

157149

T.C
GENEL KURMAY BAŐKANLIĐI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
ASKERİ TIP FAKÜLTESİ
FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BŐK.

**KISA YÜRÜME CİHAZI KULLANAN KAUDA EKİNA LEZYONLU
HASTALARDA YÜRÜME ANALİZİ**

UZMANLIK TEZİ

DR.SELVİNAZ KIZILIRMAK
TBP.KD.ÜTĞM.

ANKARA 2004

ÖNSÖZ

“ Kısa Yürüme Cihazı Kullanan Kauda Ekina Lezyonlu Hastalarda Yürüme Analizi ” konulu tez, GATA Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanlığının 26 Mart 2003 tarih ve FTR: 0530-183-03 sayılı emri ile verilmiş ve çalışılmaya başlanmıştır.

Spinal kord yaralanmalarından sonra yürüme fonksiyonu, oluşan paralizin şiddeti ile paralel olarak bozulur. Spinal kord yaralı hastalar arasında tekrar yürüyebilme şansına sahip olan hasta grubu kauda ekinalı hastalardır. Bu tez çalışmasında, kauda ekina tanısı almış hastalarda yeni oluşan yürüme özellikleri incelenmiş ve yürüyüşü düzeltmek için kullanılan kısa yürüme cihazlarının etkileri belirlenmiştir.

Tezimin hazırlanmasında değerli katkılarını, yardımlarını ve tecrübelerini esirgemeyen *Prof.Dr.Şükrü GÜNDÜZ*, *Prof.Dr.Haydar MÖHÜR* ve *Yrd.Doç.Dr.Birol BALABAN*’ a, hareket analiz laboratuvarında hastaların teste hazırlanması ve yürütülmesinde özverili bir şekilde bana yardım eden *Uz.Fzt.Caner TAN*’ a, ve laboratuvarında görevli diğer personele teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden her zaman yararlandığım, fiziksel tıp ve rehabilitasyon uzmanı olarak yetişmemde büyük emeği geçen değerli hocalarım *Prof.Dr.Tunç Alp KALYON*’ a, *Prof.Dr.Kemal DİNÇER*’ e, *Prof.Dr.Şükrü GÜNDÜZ*’ e, *Prof.Dr.Haydar MÖHÜR*’ e, *Doç.Dr.Kenan TAN*’ a, *Doç.Dr.Ahmet ÖZGÜL*’ e, *Doç.Dr.Kamil YAZICIOĞLU*’ na, *Doç.Dr.Rıdvan ALACA*’ ya, *Yrd. Doç.Dr.Salim GÖKTEPE*’ ye, *Yrd. Doç.Dr.Bülent HAZNECİ*’ ye, *Yrd. Doç.Dr.Mehmet Ali TAŞKAYNATAN*’ a, *Yrd. Doç.Dr.Bilge YILMAZ*’ a, *Yrd. Doç.Dr.Birol BALABAN*’ a, *Uz.Dr.İltekin DUMAN*’ a, rotasyon eğitimlerim sırasında bana yakınlık ve ilgi gösteren Nöroloji AD., Ortopedi ve Travmatoloji AD. ve İç Hastalıkları AD. öğretim görevlilerine, çalışmaktan zevk aldığım tüm asistan arkadaşlarıma, tüm fizyoterapist, hemşire ve klinik personeline teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Beni yetiştiren, maddi ve manevi desteklerini hep yanımda hissettiğim *anneme* ve *babama*, asistanlık eğitimim boyunca hep desteğini ve yardımını gördüğüm *sevgili eşime*, varlığı ile bana her zaman yaşama sevinci veren oğlum *Ali Mert*’ e en içten teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

Dr.Selvinaz KIZILIRMAK

İÇİNDEKİLER

SAYFA NO

I - GİRİŞ.....	1
II -GENEL BİLGİLER	2 - 40
1- KAUDA EKİNA SENDROMU.....	2 - 19
2- YÜRÜME ANALİZİ.....	19- 40
A-YÜRÜMENİN TARİHÇESİ.....	19- 20
B-YÜRÜME ANALİZİ YÖNTEMLERİ.....	20- 26
C-NORMAL YÜRÜME.....	26- 39
D-SPİNAL KORD YARALANMALARINDA YÜRÜME.....	39- 40
III- GEREÇ VE YÖNTEM	41- 47
IV- BULGULAR	48- 62
V- TARTIŞMA VE SONUÇ	63- 70
VI- ÖZET	71
VII- YABANCI DİLDE ÖZET	72
VIII-KAYNAKLAR	73- 79

GİRİŞ

Yürüme, insanın uzayda çeşitli yönlerde hareket etmesini sağlayan en konvansiyonel yoldur ve genellikle kişinin öne doğru yer değiştirmek için yaptığı hareketler olarak tanımlanır (60). Öğrenilmesi için özel bir yetenek gerektirmemektedir. Buna karşılık incelenmesi, analizi ve analiz sonunda yorumlanması oldukça zordur.

Yürüme analizi, yani hareketin sistematik analizi ortopedi, nöroloji ve fiziksel tıp ve rehabilitasyon uzmanları için önemli bir klinik başvuru aracıdır. Hastaların tedavi öncesi değerlendirilmesinde, cerrahi kararların verilmesinde, post-operatif takibin yapılmasında, hastalara uygun ortez ve protezlerin planlanmasında kullanılmaktadır (32). Çünkü bu gibi durumlarda gözle yapılacak değerlendirmenin en iyi koşullarda bile yeterli olmadığı kanıtlanmıştır. Bunun için somut veriler elde edilmesine olanak sağlayan yürüme analiz sistemleri geliştirilmiş ve klinik kullanıma sokulmuştur.

Özellikle serebral palsi'li çocukların cerrahi tedavilerinde katedilen gelişmelerde yürüyüş analizi anahtar role sahiptir. Nöromusküler hastalıklarda (67,73), spinal kord yaralanmalarında (1,43,53,58,61), prostetik eklem replasmanlarının değerlendirilmesinde (83), ayrıca bu hastalık tiplerinin hepsinde ortez ve protezlerin etkinliğinin saptanması ve dizaynının yapılmasında, modern tıp uygulamalarında (10,29,33,47,69,70) önemli bir başvuru aracıdır.

Spinal kord yaralanmalı hastaların genellikle ilk öğrenmek istedikleri konu yürüme yeteneklerini tekrar kazanıp kazanamayacaklarıdır. Rehabilitasyon sürecinde mekanik, elektriksel ve farmakolojik yeni tedavi yaklaşımları ile spinal kord yaralanmalı bireylerin yürüme yetenekleri tekrar kazandırılmaya ve arttırılmaya çalışılmaktadır (57). Yürüeyebilen spinal kord yaralı bireylerde, yürüyüşü düzeltmek için kullanılan ortezlerin ne derece etkili olduğunu saptamada yürüyüş analizi büyük öneme sahiptir. Bu amaçla yürüme cihazı kullanan kauda ekina'lı hastaların yürüyüş özelliklerini araştırmak ve kullanılan yürüme cihazının yürüyüşü nasıl etkilediğini belirlemek amacı ile bu çalışma planlanmış ve GATA TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi hareket analizi laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

GENEL BİLGİLER

KAUDA EKİNA SENDROMU

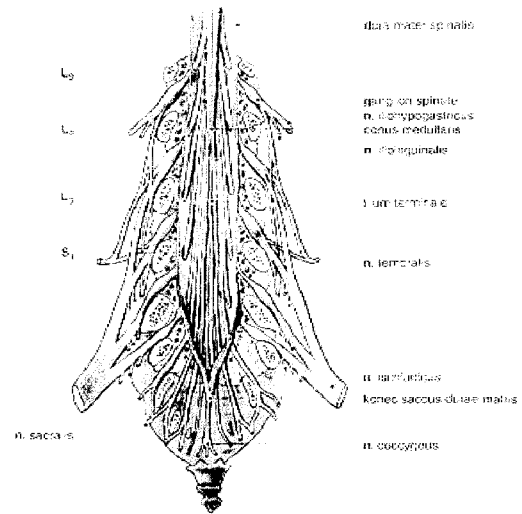
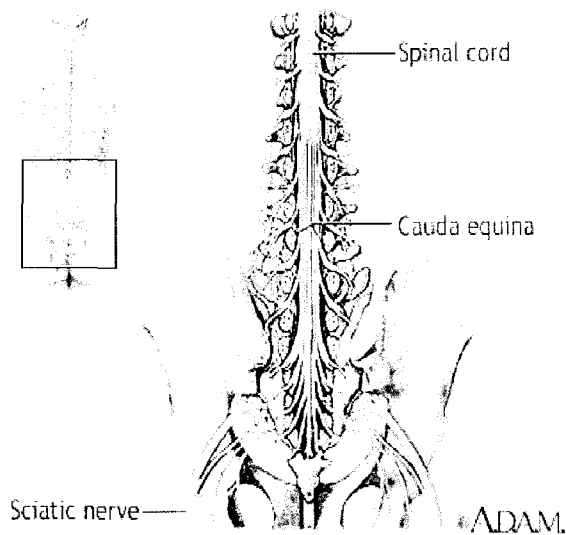
Kauda ekina; spinal kanal içinde, konus medullaris seviyesinin altında yer alan hem motor hem de duyuşal lifleri içeren periferik sinirlerden oluşan, sinir sisteminin bir parçası olarak tanımlanır (42). Kauda ekinayı oluşturan bu periferik sinirler spinal kanal içinde yer aldıkları için, hasar gördüğü zaman lumbosakral pleksus lezyonu veya periferik sinir lezyonu olarak değil, spinal kord yaralanması olarak kabul edilir (52).

Spinal kordun uzunluğu vertebral kolon ile karşılaştırıldığında daha kısadır. Bu durum, kordun lumbo-sakral segmentlerinden çıkan kaudal köklerin kauda ekina içine ulaşması için önemli sayılacak düzeyde bir mesafe katetmesini gerektirir. Kauda ekina sendromunun da yaralanmanın pek çok mekanizması vardır. Bazıları hemen farkedilebilir ve şiddetli iken bazılarının başlaması çok sinsi olur. Kauda ekina lezyonunun tanısını koymak komplike bir takım prosedürler gerektirir. Bunlar nöro-radyolojik görüntüleme ile beraber mesane, barsak, seksüel ve somatik fonksiyonların test edilmelerini de içeren prosedürlerdir. Tedavisi zor olabilir ve ayrıca hassas ve uzun süre devam edebilen bir rehabilitasyon programı gerektirir (40).

ANATOMİ

Kauda ekina, erişkinlerde genellikle spinal kordun incelerek sonlandığı seviye olan L1 ve L2 vertebralar arasındaki disk mesafesinden başlar. Bu durum post-mortem çalışmalarda bütün vakaların yaklaşık yarısında kanıtlanmıştır. Gövdenin uzunluğuna ve fleksiyonun derecesine bağlı olarak T12 vertebra gövdesinden L2 ve L3 ve hatta L4 ve L5 disk mesafelerine kadar olan herhangi bir seviyede sonlanabilir. Kaudal spinal kord, konus medullaris olarak adlandırılır ve filum terminale olarak bilinen konnektif doku filamenti olarak devam eder. Filum terminalenin üst parçası serbesttir. Altta ise 2 nci koksigeal vertebra seviyesine uzanır ve yapışır (Şekil 1,2,3).

Spinal kord duramater, araknoid ve piamater ile çevrilidir. Dura ve araknoid meninksler S2 vertebra gövdesi seviyesinde sonlanır ve filum terminale ile birleşerek 2 nci koksigeal vertebraya yapışırlar (Şekil 4). Kauda ekinayı oluşturan sinir lifleri subaraknoid bölgede serebrospinal sıvı içinde bulunur. Konus ve meninkslerin sonlanma seviyesi arasında yaklaşık 5 vertebra gövdesi fark vardır. Bu fark, kauda ekinanın uzunluğunun tahmin edilmesine yardımcı olur (40).



Spinal kordun alt parçasından çıkan lomber ve sakral sinir kökleri bir paket oluşturur. Bu sinir paketi at kuyruguna benzediği için latince “ kauda ekina ” olarak adlandırılır. Lomber ve sakral sinir kökleri, santral sinir sistemi ve periferik sinir sistemi arasında anatomik ilişki kurar. Alt ekstremité ve pelvik organlara sinir impulsları gönderir ve onlardan impuls alır .

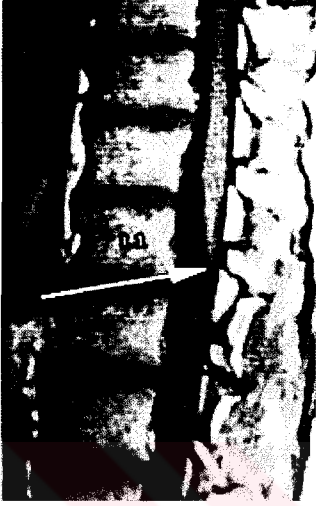
Mesane, barsak ve seksüel organların hepsi spinal kordun sakral parçasından çıkan pelvik pleksus ve pudental sinir yolu ile innerve olurlar. Mesaneyi uyarıcı etki yapan efferent parasempatik akım S2, 3 ve 4 ncü spinal sinirlerden köken alan pelvik sinirler yoluyla sağlanır.

Parasempatik sinirler, pelvik pleksusda veya detrusor kasi içinde yerlesmis olan ganglionlarda, postganglionik nöronlarla sinaps yaparlar. Parasempatik innervasyon seksüel fonksiyon için de önemlidir. Parasempatik afferentler, arka boynuz girmeden önce S2-4 seviyesinde ayni segmentlerin dorsal kök ganglionlarında, kendi hücre gövdelerine sahiptir. Proksimal üretra çizgili kaslari, ürogenital diyafragma ve dis üretral sfinkter çizgili kaslari pudental sinir yoluyla efferent somatik yolaktan motor innervasyonunu alır. Üretral sfinkteri innerve eden anterior boynuz hücreleri Onuf'un nükleusu olarak bilinen bir bölgede sakral S 2-4 segmenlerinin ön boynuzu içinde uzanır.

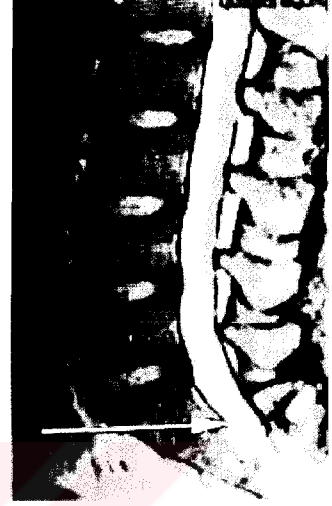
Pelvik organların sempatik desteği ise T11-L2 seviyesinden çıkar. Mesaneyi, proksimal üretra ve prostatı innerve eder. Sempatik innervasyon hem ereksiyon hem de ejakülasyon için önemlidir. Sempatik afferentler ise hipogastrik sinirler ile T11-L2 dorsal kök ganglionuna gider.

Kauda ekinanın tekal sak içindeki sinir kökleri, kontrastli bilgisayarli tomografi ve manyetik rezonans tetkiklerinin aksial kesitlerinde detayli olarak görüntülenebilir (55). Bu

köklerin çiftler halinde dizilen kresentik yani hilal şeklinde bir yapı oluşturduğu görülür. Bu yapı içinde motor paket daha büyük olan duyuşal pakete göre daha anterior ve medialde bulunur (Sekil 5 A,B,C,D,E).



Sekil 3: Kord L 1 düzeyinde sonlanıyor. sonlanıyor



Sekil 4: Tekal kese S2 vertebra düzeyinde



Sekil 5A



Sekil 5B



Sekil 5C



Sekil 5D



Sekil 5E

Sekil 5: Kresentik yapı gözlenmekte

PATOFİZYOLOJİ

Kauda ekina sendromu (KES), KE sinir köklerini komprese eden her türlü lezyon sonucu oluşabilir. Bu sinir kökleri periferik sinirlerle karşılaştırıldığında epinöriumdan zayıf olduğu için yaralanmalara hassastır. Basınç ve gerilme streslerine karşı fazla dayanıklı değildir. Ayrıca KE sinir köklerinin mikrovasküler yapısı, proksimal 1/3 lük bölgede hipovasküler bir bölgeye sahiptir. Sinirler beslenmelerini artmış vasküler permeabilite ve etrafını çevreleyen serebro spinal sıvıdan difüzyon yoluyla sağlarlar. Artmış permeabilite özelliği, sinir hücrelerinin kolaylıkla ödem oluşturmalarına neden olur. Bu nedenle görünüşte hafif bir yaralanmayı takiben olayı şiddetlendiren ödem kolayca oluşabilir (6).

Hafif vakalarda sadece sinirleri çevreleyen ve koruyan miyelin kılıfı hasar görür ve en az bir kaç hafta veya ay içinde iyileşen geçici disfonksiyon oluşur. Daha ağır vakalarda aksonal hasar oluşur. Ancak motor sinirlerde oluşan aksonal hasar zaman içinde yeniden iyileşebilir. Bazı vakalarda cerrahi dekompresyon, aksonal hasarı sınırlayabilir ve böylece doğal tamir sürecine yardımcı olunmuş olur. İyileşme dönemi bir yıla kadar sürebilir. Duyusal liflerin tekrar büyüme yeteneği olmadığı için duyusal liflerdeki aksonal hasar kalıcı olabilir. Ve bunun sonucunda zaman içinde motor iyileşme iyi olsa da sızlama ve uyuşukluk gibi duyusal şikayetler genellikle kalıcı olur.

KES nadir olarak gözlenir. Literatürde insidansı, tüm spinal patolojilerin % 1-5 i olarak rapor edilmiştir(42). KES fatal değildir. Morbidite ise altta yatan sebebe ve müdahalenin hızına bağlı olarak değişir. Cinsiyet ve ırk olarak bir ayrımı yoktur.

ETYOLOJİ

Etyolojide yer alan sebepleri konjenital ve edinsel sebepler olarak iki kategoride inceleyebiliriz (TabloI). Kauda ekinada hasar yapan en sık sebep, kord ve kök kompresyonu yapan hernie nükleus pulposusdur. Lomber vertebral segmentlerde, disk hernisinin en sık görüldüğü bölge postero-lateral bölgedir. Anterior spinöz ligament çok güçlü olduğu için anterior herniasyon nadirdir.

Kauda ekina bölgesinde ciddi hasar lumbosakral bölgeye yüksek hızlı etki yapan olaylardan sonra olur. Bunlar araç içi trafik kazaları, yüksekte düşme veya silah, bıçak ve şarapnel gibi penetran yaralanmalardır. Yapılan çalışmalarda spinal kord hasarının % 85 vakada preoperatif olarak (tahminen yaralanma zamanında) olduğu, yaklaşık % 10 vakada erken post

operatif periotta ve geri kalan % 5 vakada geç komplikasyon olarak meydana geldiği gösterilmiştir.

Kauda ekinanın anomalileri gelişimsel olabilir ve doğum da hatta antenatal dönemde tespit edilebilir. En yaygın anomali tethered konus dur. Yaklaşık % 45 hastada ciltte gamze, saç yumağı, anjioma gibi eksternal bulgular vardır. Mesane disfonksiyonu sıktır. Meningomiyelosel de ise posteriyor defekt olarak dural kese, spinal kanalın dışındadır ve bu durum ante-natal dönemde ultrasonla tespit edilebilir (40).

Tablo I: Kauda ekina sendromunun sebepleri (20,40)

Konjenital nedenler (nadir olarak görülürler)	
Meningomiyelosel, spina bifida Konjenital dermoid sinüs Konjenital ortahat tümörleri;dermoid, epidermoid, teratoma, lipoma	
Edinsel nedenler	
İnfeksiyonlar:	Tbc, HSV, menenjit, meningovasküler sifiliz, nörosarkoidoz, şistosomiazis, abse formasyonu
Travmatik:	Araç içi trafik kazaları, yüksekten düşme, ateşli silah yaralanmaları, Bıçaklanma
Dejeneratif:	Disk hernileri (KES nedenlerinin % 2-6 sını oluşturur) (56) Çok seviyeli spinal stenoz
Neoplastik:	Primer – ependimoma, nörofibroma, menengioma, kondroblastoma (15) ve sekonder metastazlar (Bütün spinal tümörlerin % 20 si bu bölgeyi etkiler) (20)
Vasküler:	Arteriovenöz malformasyonlar, subdural ve epidural hemorajiler
İyatrojenik:	Anestezik (22), ortopedik and nöroşirürjikal prosedürler, radikülogramı takiben lumbar araknoidit , spinal manüplasyonlar (66)
Daha nadir olarak	
Multipl skleroz Geç dönem ankilozan spondilit (6),Romatoid Artrit.(80)	

AYIRICI TANI : Ayırıcı tanıda akla gelmesi gereken sebepler;

- 1-Konus medullaris sendromu (en sık karıştırılabilecek olan sebeptir),
- 2-Akut inflamatuvar demiyelinizan poliradikülopati,
- 3-Etanol nöropatisi,
- 4-Amiyotrofik lateral skleroz,

- 5-Kronik inflamatuvar demiyelinizan poliradikülönöropati,
- 6-Dermatomyozit/polimiyozit,
- 7-Diabetik nöropati,
- 8-Femoral mononöropati,
- 9-HIV 1 virüsü ile ilgili distal sensorimotor polinöropati, multipl mononöropati, miyopati,
- 10-Multipl skleroz,
- 11-Nörosarkoidoz,
- 12-Spinal kord hemorajileri, infarktları, travmaları,
- 13-Siringomiyeli,
- 14-Travmatik periferik sinir lezyonları .

KLİNİK

Hastalığın başlangıç hikayesi, semptomların süresi ve başka bulguların veya semptomların varlığı olası sebeplere yönlendirmede yardımcı olur. Hastalar izole kauda ekina sendromu, izole konus medullaris sendromu veya ikisinin kombinasyonu semptomlara sahip olabilirler. Kauda ekina sendromu semptom ve bulguları alt motor nöron hasarı tipindedir. Oysa konus medullaris sendromunda semptom ve bulgular alt ve üst motor nöron hasarının kombinasyonu şeklindedir (Tablo II) (20).

Kauda ekina sendromunda hastalar hikayelerin de en sık:

- bel ağrısı,
- akut yada kronik yayılan ağrı,
- unilateral veya bilateral alt ekstremiteler motor ve/veya duyu anormallikleri,
- barsak ve/veya mesane disfonksiyonları ve yakınları.
- genellikle eğer tarzı perineal anestezi mevcuttur.

-mesane problemi inkontinans olarak var olabilir. Fakat hastalığın erken döneminde miksiyona başlama ve durdurma problemi daha sık olarak karşımıza çıkar. Literatürde motor ve duyu defisiti olmadan sadece mesane ve barsak problemleri ile acile başvuran kauda ekina sendromlu hastalar bildirilmiştir (13).

FİZİK MUAYENE

Kauda Ekina Sendromunun objektif bulguları:

A. Kas Gücü: Alt ekstremitelerde kas gücü azalmıştır. Tutulan kaslar sinir köklerine spesifik olabilir. Alt lomber ve sakral kökler daha fazla etkilendiği için gluteal kaslar, hamstringler

(semimembranosus, semitendinosus ve biceps femoris), gastrokinemius ve soleus kaslarında kuvvet azalması belirgindir.

B. Duyu: Etkilenmiş sinir köklerine uyan dermatomlarda iğne ve hafif dokunma duyuları azalmıştır. Bu eyer (saddle) şeklinde anesteziyi veya hipoesteziyi (bazen glans penis ve klitorisini içeren) ve alt ekstremitelerde lomber ve sakral sinir yayılımında azalmış duyuyu içerir. Vibrasyon duyusu da etkilenebilir. Glans penisin ve klitorisinin duyusu mutlaka muayene edilmelidir.

C. Derin tendon refleksileri sinir köklerine uygun olarak yok veya azalmıştır. Babinski refleksine cevap fleksördür veya azalmıştır.

D. Bulbokavernöz refleks azalmış veya yoktur. Mutlaka muayene edilmelidir.

E. Anal sfinkter tonusu yoktur veya zayıftır. Spinal yaralanmanın komplet mi inkomplet mi olduğunun ayrımının yapılabilmesi için mutlaka perianal duyu ile birlikte bulbokavernöz refleks test edilmelidir. Ayrıca yaralanmadan sonra iyileşmenin takip edilmesinde de yararlıdır.

F. Alt ekstremité kas tonusu azalmıştır. Bu alt motor nöron hasarı ile uyumludur.

Konus medullaris sendromunun objektif bulguları:

Hastalar, eğer lezyon izole ve primer olarak üst motor nöron hasarı ise hipertoniye gösterebilirler. Konus medullaris sendromu bulguları, daha fazla bilateral olabilmesi hariç, kauda ekina sendromu bulgularıyla yaklaşık olarak aynıdır. Hastada ara sıra korunmuş bulbo kavernöz refleks ve normal veya artmış anal sfinkter tonusu gösterir. Özellikle konus medullaris sendromu izole ise yani üst motor nöron hasarı varsa derin tendon refleksi hiperrefleksik olabilir. Babinski refleksinin de cevap ekstensördür ve kas tonusu artmış olabilir (spastisite) (Tablo II).

Kauda ekina sendromunda ağrı genellikle belde lokalizedir ve palpasyonda ve perküsyonda lokal hassasiyet bulunabilir. Bacaklara yayılan tarzda ağrı KES'nin karakteristiğidir. Atrofi KES kronik ise oluşur. Azalmış sfinkter tonusu karakteristiğidir. Anestezik bölgelerde bası yaraları görülebilir.

Tipik olarak pelvik organ (barsak, mesane ve seksüel organlar) disfonksiyonu vardır. Pelvik organ disfonksiyonu başkaları tarafından farkedilemeyen ancak hastanın yaşam kalitesini ciddi ölçüde etkileyen sonuçlar doğurur. Her hastada yaralanma derecesine bağlı olarak semptomların tipi ve şiddeti değişebilir. Kauda ekina sendromunda pelvik zemin disfonksiyonu 3 bölüme ayrılır.

Bunlar;

- 1-Nörojenik barsak,
- 2-Nörojenik mesane,
- 3-Seksüel disfonksiyondur (3,20,40).

1-Nörojenik Barsak: Hayatı tehdit etmeyen fakat yaşam kalitesini olumsuz etkileyen bir komplikasyondur.

Sindirim kanalının intrinsek innervasyonu intramural bir plexus ağına sahiptir. Meisner plexusu submukozal ve Auerbach (myenterik) plexusu serozada yerleşmiştir. Meisner salgı ve kan akımını, Auerbach plexusu ise intestinal motiliteyi kontrol eder. Bu intramural plexuslardan dolayı denervasyon durumunda kolon normale yakın fonksiyon görmeye devam eder.

Sindirim sisteminin parasempatik innervasyonu, kranial ve sakral bölümlere ayrılır. Özefagustan itibaren vagus siniri içinde giden parasempatiklerle, distalde ise S 2-4 den gelen parasempatiklerle innerve olur. Parasempatik aktivite peristaltizmi artırır.

Sempatik innervasyon, T 11-L2 arasındaki segmentlerden gelir, preganglionik lifler çöliak ve mezenterik gangliona uğrar, burdan barsağın tüm bölümlerine giden kollara ayrılırlar. Sempatik aktivite peristaltizmi azaltır.

Anorektum, sindirim sistemini 10-15 cm uzunluğunda distal kısmıdır. Rektum, S 2-4 den gelen pelvik sinirle innerve olur. İnternal sfinkter T 11-12 sempatik sinirlerle , çizgili kas olan dış sfinkter S 2-4 den gelen pudental sinirlerle innerve olur (istemli kontrol). Sfinkterler rektumun spontan boşalmasını engellerler. Duyusal lifler ise, pelvik sinir içinde seyrederler.

Kolon, rektum ve anüs feçesi depolama ve boşaltma fonksiyonu görür. Normal bir bireyde pasajı boşaltma, düşük barsak aktivitesi rektumu doldurduğu zaman başlayan kompleks bir fonksiyondur. Rektumda bulunan reseptörler vasıtası ile bu olay tualete gitme ihtiyacının duyulması ile sonuçlanır. Bu evrede, istemli gerilme ve rektal kontraksiyon, anüsün relaksasyonu ile koordineli çalışarak rektum boşaltılır.

Kauda ekinanın inkomplet lezyonlarında barsak boşaltılması lezyonun şiddetine bağlıdır. Rektum ve sigmoidin parasempatik iletimi tam kesilmediğinden bu kısımların peristaltik fonksiyonu devam eder, fakat dış anal sfinkter gevşek olabilir. Kauda ekinanın komplet lezyonlarında, sakral kord ile sigmoid ve rektum arasında bağlantı kaybolmuştur. Bunlarda rektal boşalma, intramural kompanzatuvar fonksiyon, otonom innervasyon ve diafragma ile karın

kaslarının yaptığı karın içi basınçla olmaktadır. Kısaca, bu hastalar da barsak tipik olarak atoniktir . Ciddi ve kronik konstipasyon vardır. Arasıra taşma şeklinde fekal inkontinans görülebilir. Barsak kontrol kaybı, birey üzerinde yıkıcı etkilere neden olur ve kişinin kendine güven ve saygısında azalma yapabilir. Bu hastalar kendilerini yaşamdan sınırlar ve sosyal olarak izole hale gelirler.

Kauda ekinalı hastaların rektumunda boşaltma aktivitesi yoktur. Barsak peristaltizmi zor olduğu için manuel boşaltma gerekebilir. Bu hastalarda barsak distal bölgesinde innervasyon olmadığı için gaita boşaltma isteği hemen hemen hiç olmaz. Bu nedenle rektum da gaita olup olmadığını kontrol etmek gerekebilir.

Ayrıca hastalar rektumları boş olduğu halde doluymuş gibi hissedebilirler. Anal sfinkterdeki sinir hasarı, hastalarda fekal sızıntıya ve hatta kalıcı inkontinansa sebep olabilir.

2-Nörojenik mesane: Mesane, detrüsor kası aktivitesi ve mesane boynu mekanizması ile çalışır. Mesane boynu mekanizması, posteriyor üretral düz kas ve pelvik periüretral çizgili kaslardır. Mesane ve proksimal üretra, efferent ve afferent sinirlerini parasempatik (pelvik sinirler) ve sempatik (hipogastrik sinirler) sinir sisteminden alır. İstemli pelvik taban kasları ve dış üretral sfinkteri ise pudental sinir innerve eder. Detrusör kasının aktivitesini S2-4 spinal sinirlerden köken alan parasempatik lifler sağlar. Sempatik lifler ise, T11 ve L2 segmentlerinden köken alır. Daha sonra inferiyor mezenterik pleksusa, hipogastrik pleksusa ve hipogastrik sinirlere gider, tüm mesaneye ve proksimal üretraya yayılır. Sempatik sinirler ile mesane gevşerken üretra kasılır ve işeme fonksiyonu sonlanır. Pudental sinir ise, proksimal üretra çizgili kasları, ürogenital diafragma ve dış üretral sfinkteri innerve eder. İstemli kontrolü sağlar.

Kauda ekina sendromunda Aşağı Motor Nöron Mesane Disfonksiyonu (AMNMD) oluşur (3). Miksiyonu sağlayan sakral miksiyon merkezi hasar görmüştür. Atonik ya da otonom nörojenik mesane oluşur. Ürodinamik olarak detrusor ve pelvik taban kasların da flask paralizi vardır. Dolgunluk duyusu yoktur ve mesane kapasitesi artmıştır. Mesane basıncı düşüktür.İstemli idrar yapamaz ve taşma inkontinansı vardır. Cre'de manevrası veya abdominal zorlanma ile mesane boşaltılır. Abdominal ağrı ve idrar yolu enfeksiyonu ve inkontinans vardır. Reflü enderdir.

Tablo II: KMS ve KES semptom ve bulguları (20).

	Konus Medullaris Sendromu	Kauda Ekina Sendromu
Presentasyon	Ani ve bilateral	Tedrici olarak ve unilateral
Refleksler	Patellar DTR korunmuş fakat Achilles DTR etkilenmiş	Patellar ve Achilles DTR her ikisi de etkilenir
Radiküler ağrı	Daha az şiddetli	Daha şiddetli
Bel ağrısı	Çok	Daha az
Duyu semptom ve bulguları	Uyuşukluk peri anal bölgeye lokalize olma eğiliminde; simetrik ve bilateral; duyu ayrımı yapılabilir.	Uyuşukluk eğer bölgesine lokalize olma eğiliminde asimetrik ve unilateral olabilir; Duyu ayrımı yapılamaz; Uyuşukluk ve parestezi ile beraber alt ekstremitte spesifik dermatomlarında duyu kaybı mevcuttur.; pubik bölgede ki olası uyuşukluk glans penis veya klitorisi içerebilir.
Motor güç	Tipik olarak simetrik, hyperreflexic daha az belirgin alt ekstremitte distal parezi; fasikülasyonlar olabilir.	Asimetrik arefleksik daha çok belirgin olan parapleji , fasikülasyonlar nadir ; atrofi daha yaygın
İmpotans	sık	Daha az ; erektil disfonksiyon:ereksiyona başlama,sürdürme,pubik bölgede duyu yokluğu(glans penis veya klitorisi içeren), ve ejakulat yetersizliği şeklinde olabilir
Sifinkter disfonksiyonu	üriner retansiyon ve atonik anal sfinkter taşma şeklinde üriner ve fekal inkontinansa sebep olur;erken dönemde ortaya çıkma eğiliminde dir.	Üriner retansiyon;geç dönemde ortaya çıkar.

Ayrıca kauda ekina sendromunda, spinal kord tümörlerinde görülebilen papilödem, kutanöz anomaliler (kutanöz angioma, dermoid veya epidermoid tümörlerde olabilen pilenoid sinüs gibi), arefleksiye bağlı glob vezikale muayene bulgusu olarak tespit edilebilir. Periferik nabazanlar konus infarktı yapabilen sebepleri ekarte etmek için mutlaka palpe edilmelidir.

Fizik muayenede lezyon seviyesini belirlemek için alt ekstremitenin anahtar 5 kası test edilmelidir (Tablo III). Bu kaslar;

- L2 kalça fleksörleri (iliopsoas),
- L3 diz ekstensörleri (kuadriseps)
- L4 ayak bileği dorsofleksörleri (Tibialis anterior)
- L5 ayak başparmak dorsofleksörleri (extensör hallucis longus)
- S1 ayak bileği plantar fleksörleri (gastrokinemius, soleus)dir

Spinal kord yaralanmasının derecesini saptamak için ASIA Impairment Skalası kullanılır (52). Skalaya göre;

ASIA A Komplet: Sakral 4-5 segmentlerde korunmuş motor ve duyu fonksiyonu yok

ASIA B İnkomplet: Nörolojik seviyenin altında sakral 4-5 segmentleri içeren korunmuş duyu fonksiyonu var ancak motor fonksiyon korunmamıştır.

ASIA C İnkomplet: Motor fonksiyon nörolojik seviyenin altında korunmuştur. Ve nörolojik seviye altında anahtar kasların yarısından fazlasında kas gücü 3 ün altındadır.

ASIA D İnkomplet: Motor fonksiyon nörolojik seviyenin altında korunmuştur. Ve nörolojik seviye altında anahtar kasların en az yarısında kas gücü 3 e eşit yada daha büyüktür.

ASIA E Normal: Duyu ve motor fonksiyon normaldir.

Kauda ekina sendromlu pek çok hasta yaralandığında ilk olarak klas A ve B de dir. Daha sonra tedrici olarak klas C, D, E ye doğru gerileme gösterir.

TANI

1. Laboratuvar çalışmaları

Kauda equina lezyonuna sebep olabilecek olası sebepleri dışlamak için laboratuvar çalışması mutlaka yapılmalıdır.

- Anemi, infeksiyon, renal disfonksiyon ve özellikle de retroperitoneal kitleyi saptamada tam kan sayımı, kan glukozu, üre ve kreatinin düzeyleri kontrol edilmelidir.
- Yükselmiş bir eritrosit sedimentasyon hızı inflamatuvar bir patolojiyi gösterebilir.
- Sifilitik seroloji, meningo vasküler sifilizi gösterebilir.

Tablo III: Alt ekstremité kasları ve bu kasların innervasyonunu sağlayan spinal sinirler ve periferik sinirler görülmekte (20,34).

Kaslar	Sinirler	Kökler
Lliopsoas	Femoral	L2, 3, 4
Adduktor longus	Obturator	L2, 3, 4
Gracilis	Obturator	L2, 3, 4
Kuadriseps femoris	Femoral	L2, 3, 4
Anteriyör tibial	Derin peroneal	L4, 5
Ekstensor hallucis longus	Derin peroneal	L4, 5
Ekstensor digitorum longus	Derin peroneal	L4,5
Ekstensor digitorum brevis	Derin peroneal	L4, 5, S1
Peroneus longus	Superfisiyal peroneal	L5, S1
Internal hamstrings	Siyatik	L4, 5, S1
External hamstrings	Siyatik	L5, S1
Gluteus medius	Superiyör gluteal	L4, 5, S1
Gluteus maksimus	Inferiyör gluteal	L5, S1, 2
Posterior tibial	Tibial	L5, S1
Fleksör digitorum longus	Tibial	L5, S1
Abduktor hallucis brevis	Tibial (medial plantar)	L5, S1, 2
Abduktor digiti kuinti pedis	Tibial (lateral plantar)	S1, 2
Gastrokinemius lateral	Tibial	L5, S1, 2
Gastrokinemius medial	Tibial	S1, 2
Soleus	Tibial	S1, 2

2.Görüntüleme çalışmaları

X-Ray: Lumbosakral bölgenin X-Ray grafipleri tanı koymada yardımcı yöntemdir. Tümörler ve spina bifida sekonder oluşabilen vertebral lezyonları, erken dönemde gösterebilir. Ric

grafisi, tüberküloz ve malign tümör gibi lumbosakral bölgeyi etkileyebilen pulmoner patolojileri saptayabilir (11,20,40).

Kompüterize Tomografi: Scan myelogram, konus medullarisini etkileyen intradural veya ekstradural kitle veya lezyonları, kemik patolojilerini saptamaya yardımcı olur (11,20,40).

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR): Lumbosakral bölgenin MR incelemesi, non-invaziv olması ve mükemmel yumuşak doku görüntüsü vermesi aynı zamanda üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi nedeniyle tercih edilen tanısal testtir (Şekil 6,7). Günümüzde gadolinyum kontrast MR, intradural neoplazmaları saptamak için kullanılan en duyarlı görüntülemedir. Konus medullariste infarkta sebep olabilecek embolinin kaynağı olabilen abdominal anevrizmaları saptamada da MR incelemesi yararlıdır (12,20,40).



Sekil 6



Sekil 7

Sekil 6 - 7: MR görüntülerinde orak hücreli anemi (sickle cell anemi) krizine bağlı infarkt alanı görülmektedir.

Kemik Sintigrafileri: Vertebralari etkileyen malign tümör veya metastazları ve inflamatuvar durumları gösterebilir.

Selektif Spinal Anjiyografi: Arterio-venöz malformasyondan (AVM) şüpheleniliyorsa, hem tanıyı doğrulamak hem de tedavi seklini belirlemek için faydalıdır. Anjiyografi AVM'nun orijinini, malformasyonla ilişkili damar sayısını ve malformasyonun tam lokalizasyonunu tespit edebilir. Anjiyografi sırasında yapılacak başarılı selektif embolizasyon açık cerrahi girişimi önleyebilir (40).

3-Elektrodiagnostik Yöntemler

İgne EMG ve Sinir İleti Çalışmaları: Tanıyı koymada, prognozu tahmin etmede ve iyileşmeyi izlemede de yardımcı olur (8).

Somatosensorial Uyarılmış Potansiyeller (SSEPs): Akut yaralanmalarda prognozu tayin etmede kullanılırlar. Ayrıca erken dönemde alt düzey spinal kord sendromu olarak görülebilen multiple sklerozu dışlamak için kullanılabilir (8).

4-Diğer Yöntemler

Periferik Damarların Dupleks Ultrasonografisi: Nörojenik kladikasyo ile karışabilecek damar patolojilerini dışlamada yardımcı olur.

Lomber Ponksiyon: Meninksler veya spinal kordun inflamatuvar hastalıkların da serebro spinal sıvıyı incelemek için yapılır.

Ürolojik Araştırmalar: Kauda ekinalı hastalarda idrar yapma gücünün önde gelen ürolojik semptomdur. Hastalarda idrar akımının azalması, çift ve inkomplet işeme ve ciddi vakalarda taşma inkontinansı ile beraber olan komplet retansiyon oluşabilir. Bu semptomlar akımın hızının hesaplanması, rezidüel volümün ölçülmesi ve sistometri ile araştırılabilir. İzole kauda ekina hasarı olan hastalar sıklıkla azalmış üriner akım hızı ve inkomplet işeme gösterirler.

Sistometri ile detrusor kasının aktivitesinin değerlendirilmesi, kauda ekina lezyonlarında önceden de rapor edilmiş olan tipik arefleks mesaneyi gösterir. Bununla beraber nadir de olsa kauda ekina lezyonlarını takiben hiperrefleksik sistometrik bulguların da rapor edildiği görülmüştür. Bunun olası mekanizması direk olarak veya ek olarak daha yüksek seviye de kordu etkileyebilen patolojilerin olmasıdır. (Örneğin kaudanın büyük bir tümörü veya primer lezyon kaudal bölgede iken sekonder olarak daha yüksek seviyede iskemik hasar yapabilen lezyonlar.)

Sfinkter mekanizması hakkında bilgi edinmek için sistometrik çalışmayla birlikte floroskopik çalışma da yapılmalıdır. Mesane boynu yetersizliğinden kaynaklanan stres inkontinans oluştu ise daima alt motor nöron hasarı vardır.

Kolo-Rektal Araştırmalar: Kolo-rektal bozukluğun anatomik tanısını koymak için baryum çalışmaları ve kolonoskopi, fonksiyonel tanısını koymak için anorektal monometri ve defekografi yapılabilir.

Seksüel Disfonksiyonun Araştırılması: Erkeklerde farmakolojik olarak uyarılabilen ereksiyonun varlığını göstermek önemlidir (intrakavernöz enjeksiyon ve transüretral supozituar Prostaglandin E1 uygulaması). Bu altta yatan vasküler patolojiyi dışlar ve yararlı bir terapötik müdahale olarak kullanılabilir. Erektile disfonksiyonun tedavisinde sildenafil sitrat (Viagra) da kullanılabilir.

TEDAVİ

Kauda ekina hasarına sebep olabilecek nedenler çok fazla olduğu için tedavi altta yatan patolojiye yönlendirilmelidir. Sebep ne olursa olsun erken tanı ve tedavi rezidüel nörolojik defisiti en aza indireceğinden önemlidir.

Akut Bakım

Akut bakım da amaç, olası inflamasyonu minimale indirmek ve yaralanmanın kötüleşmesine sebep olan travmanın daha fazla ilerlemesini önlemektir. Hava yolunun muhafazası, kardio-pulmoner resesutasyon, sıvı tedavisi ve erken immobilizasyonda kullanılan torakolumbosakral ortezleme hasarın ilerlemesini engellemek için gerekir.

Metilprednisolon, medikasyonda kullanılan bir ilaçtır ve yaralanmayı takip eden ilk 8 saat içinde kullanılmaya başlanmalıdır. GM 1 gangliosid sodyum tuzu ve trilazad mesilat (non-glukokortikoid 21 aminosteroid) kullanılan diğer medikal ajanlardandır (20,65,84).

Cerrahi Tedavi

Distal spinal kordun akut yaralanmalarında sıklıkla ortopedik ve nöroşirurjikal müdahale gerekir. Vertebral kolonun instabilitesi acil olarak saptanmalı ve ilk 6 saatte stabilize edilmelidir. Kök kompresyonu varsa acil olarak dekomprese edilmelidir. Tedavinin ana prensibi hasarı en aza indirmek ve oluşabilecek komplikasyonları önlemek ve tedavi etmektir. Cerrahi yöntemler laminektomi, stabilizasyon için instrumentasyon/füzyon, diskektomidir. Ayrıca bası ülserleri oluştu ise ve konservatif tedaviye cevap vermiyorsa debridman, cilt gefti ve flebi, miyokutanöz flep koymak için cerrahi müdahale yapılır (20,42).

Rehabilitasyon

Kontraktür gibi olası komplikasyonları engellemek, barsak ve mesane rehabilitasyonunu erken dönemde sağlamak, yara bakımını öğretmek, gerekli fiziksel terapi, oküpeynıl terapi ve asistif aletleri reçetelemek için rehabilitasyona erken dönemde başlanmalıdır (20,64,65,84).

a-Komplikasyonların Önlenmesi ve Tedavisi

✓ **Derin Ven Trombozu ve Pulmoner Emboli:** Alt ekstremité USG, hem ilk tarama testi olarak hem de takipte önemlidir. Hastalar antiembolik kompresyon yapan çoraplar giymeli ve profilaktik olarak 3 ay süre ile subkutan düşük molekül ağırlıklı heparin kullanmalıdır.

✓ **Kontraktür** gelişimini engellemek için erken dönemde uygun yatak pozisyonu verilmelidir.

✓ **Nörojenik mesane** gelişti ise temiz aralıklı kateterizasyon gerekebilir.

✓ **Bası yaraları** basınç ortadan kaldırılarak, çevresel iyileşme en iyi hale getirilerek ve hastaların beslenmeleri düzeltilerek önlenebilir. Eğer gelişmişse tedavi de gerekiyorsa debridman yapılır.

✓ **İmpotans:** Sildenafil sitrat, yohimbin, alprostadil ve papaverin bu amaçla kullanılabilecek ilaçlardır. Ejekulasyon yokluğunda penil protez ve vibratör stimülasyonu gibi metodlar kullanılabilir.

✓ **Fekal inkontinans:** Hastalara laksatif ajanlar verilebilir, tuvalet eğitimi ve manuel boşaltma öğretilir.

✓ **Ağrı:** Orjini tespit edilerek tedavi edilmelidir. Akut dönemde narkotik analjezikler daha sonra trisiklik antidepresan ilaçlar kullanılır. Ayrıca hasta eğitimi, biyofidbek ve relaksasyon teknikleri kullanılabilir.

✓ Hastanın diyeti iyileşme döneminde artacak kalori ve protein ihtiyacı göz önüne alınarak planlanmalıdır.

b- Aktivite

Rehabilitasyon ekibi mümkün olduğunca erken dönemde rehabilitasyona başlamalıdır. Hedefleri belirlerken, hastanın taburcu olduktan sonra günlük yaşam aktivitelerinde bağımsız olabilmesi, enduransının düzeltilmesi ve daha sonra da devam ettirilmesi göz önünde bulundurulmalıdır.

Rehabilitasyonun hedefleri ;

Hastanın medikal, fiziksel, psikolojik, eğitimsel, mesleki ve sosyal fonksiyonlarını en üst düzeye çıkarmaktır.

✓ **Medikal:** DVT, bası yaraları, mesane ve barsak problemlerine ilişkin muhtemel medikal komplikasyonların önlenmesi ve tedavisini sağlamaktır.

✓ **Fizik tedavi:** Fonksiyonları arttırmak için eklem hareket açıklığı ve germe egzersizleri, oturma dengesi, transfer eğitimi, tekerlekli sandalye kullanma eğitimi, kas tonusunu arttırmak için fonksiyonel elektriksel stimülasyon, ambulasyona yönelik standing teybil egzersizleri, tilt teybılda tolere edebildiği ölçüde hastayı kaldırmak (hipotansiyon

eğilimi olduğu için 15 derece ile başlanır ve her 15 dakikada 10 derece arttırılarak 80 dereceye kadar kaldırılmaya çalışılır), ambulasyon egzersizleri boyunca denge ve yürümeye yardımcı olmak için alt ekstremitte ortezlerinin kullanımı, aile eğitimi ve sosyal uyum çalışmaları yapılır . Ayrıca ev egzersiz programı planlanır ve eğitimi verilir.

✓ **Oküpeyşinil terapi:** Tekerlekli sandalye kullanma ve transfer eğitimi; asistif aletler kullanarak giyinme, yemek yeme, kendine bakım, banyo yapma ve tuvalet ihtiyacını giderme gibi günlük yaşam aktiviteleri eğitimi; motor koordinasyon beceri eğitimi; tekerlekli sandalye kullanırken oluşacak kas hasarını minime indirmek için üst ekstremitte güçlendirme eğitimi; asistif aletlerle yürüyüş eğitimi; asistif aletlerle yürüme; ev değerlendirme; aile eğitimi ve bir ev egzersiz programı vardır.

✓ **Ortezler ve asistif aletler:** Ev içi ve sosyal ambulasyon için gerekebilir. Diz-ayak bileği-ayak ortezleri (KAFO) ve ayak bileği-ayak ortezleri (AFO), kanadyen veya koltuk değnekleri ile beraber reçetelenebilir ve eğitimi verilir; ayrıca banyo taburesi, transfer tahtası da verilebilir. Tekerlekli sandalye ve minderi diğer gerekli asistif aletlerdir. Bunlar hasta akut rehabilitasyon ünitesinden taburcu edilmeden önce tedarik edilmelidir.

c-Takip

Hastalar taburcu olduktan sonraki dönemde rehabilitasyon açısından kas güçlendirme, mobilite, endurans, günlük yaşam aktiviteleri, yürüme/ denge, asistif alet kullanımı ve ev çevresine adaptasyon bakımından takip edilmelidir. Ürolojik açıdan; böbrek veya mesane patolojisini saptamak için sistometrografi ile izlenmelidir. Bu hastalar, üriner taş ve üriner enfeksiyona karşı artmış eğilime sahiptir. Yılda bir kez suprapubik kateter ile sistoskopi yapılarak mesane kanserinin erken tespiti yapılabilir.

KOMPLİKASYONLAR

- ✓ Tromboembolik olaylar,
- ✓ Nörojenik mesane/barsak,
- ✓ Eretil disfonksiyon,
- ✓ Basınç ülserleri,
- ✓ Osteoporoz,
- ✓ Kronik nöropatik ağrı,
- ✓ Eklem kontraktürleri,
- ✓ Rekürrent üriner sistem enfeksiyonları,

- ✓ Üretral darlık,
- ✓ Mesane taşları,
- ✓ Depresyondur (65,84).

PROGNOZ

Prognoz **ASIA İmpairment Skalasına** dayanarak tahmin edilebilir.

- ✓ ASIA A: Bu seviyedeki hastaların %90'ı nörolojik olarak komplet kalır ve fonksiyonel ambulasyon yapamaz.
- ✓ ASIA B: % 72 hasta fonksiyonel ambulasyon yapamaz.
- ✓ ASIA C/D: % 13 hasta yaralanmadan bir yıl sonra fonksiyonel ambulasyon yapamaz.

Prognozu belirleme de Ambulatuvar motor indeks de kullanılabilir (84). Buna göre;

- ✓ %79 ve daha fazla skor bir orteze gerek duymadan ambule olabilir
- ✓ %60 veya daha fazlası skor birden fazla KAFO gerekmeden sosyal ambulasyon yapabilirler.
- ✓ %40 ve daha altı skor sosyal ambulasyon için 2 KAFO gerekebilir .

YÜRÜME ANALİZİ

A-YÜRÜMENİN TARİHÇESİ

İnsan hareketinin bilimsel değerlendirilmesi Aristo zamanına dayanmaktadır. M.Ö 350 yılında Aristo, eklem hareketini kas kasılmasının ortaya çıkardığını bulmuş, M.S 131-201 de Gallen, kasları sinirlerin yönettiğini ileri sürmüştür. Galile ' nin öğrencisi olan Borelli, 1682 de vücut ağırlık merkezi ve yürüme sırasında dengenin nasıl sağlandığı konusunda çalışmalar yapmıştır. 1873 de Marey, insan bacağıının hareketi ile ilgili dinamik çalışmalar yapmıştır. 19.yy sonlarında Muybirge' in fotoğrafları ve Weber kardeşlerin gözlemleri ile yürüme fonksiyonu bilimsel olarak incelemeye alınmıştır. 1895 de Braune ve Fisher, fotoğraf görüntülerini sayısal değişkenlere dönüştürmüşler, hareketin grafiğini ortaya çıkarmışlar ve vücut segmentlerinin hızlarını ve yer değiştirmelerini incelemişlerdir (81).

Sonraki yıllarda kuvvet platformları ile yapılan çalışmalar başlamıştır. 1940' larda Scharb, önce palpasyonla sonra EMG ile yürüme siklusunda kas hareketlerini incelemiştir.

1950' lerden sonra Verne Inman ve Jacquelin Perry, bugün bildiğimiz anlamda yürüme analizini klinik kullanıma sokmuşlardır. 1960' lardan sonra yürümede değişiklik yapan hastalıklar, çocuklar ve yaşlılarda yürüme ile ilgili çalışmalara ağırlık verilmiştir.

1980 den sonra kişisel bilgisayarların hızlı gelişmesi sayesinde klinik kullanıma yönelik yürüme analiz sistemleri geliştirilmiştir. Ralston ve Todd gibi Kalifornia üniversitesinden bir grup araştırmacı biyomekanik ile ilgili laboratuvarlarda dinamik EMG kullanarak yürümeyi daha ayrıntılı olarak incelemişlerdir (7,57,81).

B-YÜRÜME ANALİZİ

Yürüme analizi, yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır (57).

Yürüme patolojilerini tanımlayabilmek için en yaygın metod gözlemsel yürüyüş analizidir. Modern yürüme analizi laboratuvarlarında hastanın yürüyüşü önce göz ile sonra video kayıtları ile değerlendirilir. Daha sonra hastanın gövdesinde ve ekstremitelerinde uygun yerlere bağlanan verici veya yansıtıcılar aracılığı ile elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Kuvvet platformuna basarken elde edilen yer tepkime kuvveti değişimleri de bilgisayara yüklenir. Daha kapsamlı laboratuvarlarda dinamik EMG ve enerji ölçümleri de yapılabilir.

İnsan gözü saniyede 12-14 adet görüntü algılayabilir. Bu nedenle milisaniyeler içinde oluşan yürüme hareketlerini tam olarak değerlendirmek mümkün olmaz. Ayrıca yürüme sadece alt ekstremitenin eklem hareketleri değildir. Kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir. Doğru tanı koymak ve doğru tedavi yapmak için normal yürüme bilinmeli, anormal olandan ayırt edilmeli, yürümeyi bozan ana neden ve bunu kompanze etmek için yapılan hareketler kavranmalıdır.

Modern Yürüme Analizi Laboratuvarlarında Kullanılan Değerlendirme Yöntemleri;

- I.Gözleme Dayalı Analiz ve Video yöntemleri,
- II.Kinematik Analiz,
- III.Kinetik Analiz,
- IV.Dinamik Pedobarografi,
- V.Dinamik EMG,
- VI.Enerji Ölçümleri.

I.Gözleme Dayalı Analiz ve Video Yöntemleri:

Gözlemsel yürüme analizi “ basitçe herhangi bir ekipman kullanmadan bir nesnenin yürümesini gözlemek ” klinik olarak faydalı bir tanı aracıdır. Kas iskelet sistemi muayenesinin birinci aşamasıdır. En iyi şekilde yapmak için, sistematik olarak önce vücudun bir tarafına sonra da diğer tarafına konsantre olarak bakmak gerekir. Disiplinli, eğitilmiş bir gözlemci basma ve salınım fazları boyunca pek çok yürüyüş bozukluğunu tespit edebilir. Fakat gözlemsel yürüme analizinin dezavantajı, birden fazla olayı ve birden fazla vücut kısmını aynı anda görmeyi getirdiği zorluktur (31,62). Örnek olarak basma fazının başlangıcında gözlenen ekin pozisyonundaki ayak bileği gerçekte nötral pozisyonda bir ayak bileği ve fleksiyonda bir diz olabilir. Gage, saniyenin 1/12’ sinden daha hızlı bir sürede (83 milisaniye) meydana gelen olayların insan gözüyle görülemeyeceğini bildirmiştir (31). Bu sorun, saniyede 60 Hz pencere çözünürlüğü olan bir videotayp yardımı ile kare kare veya ağır çekimde izleme yapılarak çözülebilir.

Yürümeyi değerlendirirken her eklem ayrı ayrı izlenmelidir. Genellikle tercih edilen yandan (sagittal) ve önden (koronal) planda izlenir. Ancak tek bir planda gözlem yapmak yanlış değerlendirmelere neden olabilir. Bu nedenle her üç planda da gözlem yapmak en doğru yaklaşım olacaktır (36,81). Buna göre;

- Sagittal planda; Vücudu sağ-sol olarak ikiye ayırır. Pelvik tilt, kalça ve diz fleksiyonu /ekstansiyonu, ayak bileği dorsi ve plantar fleksiyonu,
- Koronal planda; Vücudu ön-arka olarak ikiye ayırır. Pelvik obliklik, kalça abduksiyon/adduksiyonu, diz varus ve valgus ve ayak inversiyon ve eversiyonu,
- Transvers planda; Vücudu üst-alt olarak ikiye ayırır. Pelvik, femoral, diz ve ayak bileği iç ve dış rotasyonları izlenir

Gözleme dayalı analizde yürüme alanının uzunluğu en az 8-10 m olmalıdır. Genişlik açısından sadece görsel değerlendirme yapılacaksa 3 m, video çekimi de olacaksa en az 4 m yeterli olur.

İlk yürüme analizi sistemlerinde analiz için gerekli olayları yakalayabilmek için hareketli film veya sinema teknolojisi kullanılmıştır. Bu sistemde filmin üzerinde, kare kare anatomik noktalar elle işaretlenerek, işaretleyicilerin (marker) pozisyonu kameranın kullandığı düzleme bağlı olarak iki boyutta tespit edilebiliyordu. İki veya daha fazla kamera kullanılarak, markerların pozisyonu üç boyutlu olarak işaretlenebilir. Bu tekniğin

dezavantajı, çok uzun zaman alması ve çok iyi eğitilmiş ekipmana gerek duyulmasıdır. Son yıllarda bilgisayar ortamında non-lineer çalışmak kullanıcıya montaj, yazı eklemek gibi bir çok avantaj sağlar.

Gözleme dayalı analizden daha gelişmiş teknik olarak video kayıtları yapılır. Ağır çekimde izleme ve kareleri dondurma özellikleri ile yardımsız görsel gözlemde çok önemli gelişme sağlanmıştır.

II.Kinematik Analiz

Yürüme vücudun ve ekstremitelerin hareketiyle oluşur. Kinematik, hareketi oluşturan güçler dikkate alınmadan sadece hareketin çalışması ile ilgilenen mekaniğin bir dalıdır. Hareketin geometrisi de denilebilir.

Kinematik analizde gövdenin, pelvisin, kalça, diz ve ayak bileklerinin her üç düzlemdeki pozisyonu, eklem açıları, lineer ve açısal hız ile ivmeleri ölçülür ve sayısal veri olarak kaydedilir. Kinematik veriler, yürüme patolojilerinin analizinde geniş şekilde kullanılır. Ancak biyomekanik etkinlikte (oksijen tüketimi, eklem gücü, eklem tork'u ve reaksiyon güçleri) hakkında bilgi vermez (5,36).

Yürüme siklusu boyunca değişen eklem açılarını kaydetmek için alt ekstremitede belirli anatomik noktalara yansıtıcı işaretleyiciler (marker) yerleştirilir. Aktif işaretleyiciler, hareket analizi süresince ışık yayan, eklem ve bacak segment işaretleyicileridir. Pasif işaretleyiciler ise, görülebilir veya infrared ışık yayan işaretlerdir (5). İşaretleyicilere gelen sinyal özel kameralar veya alıcılar aracılığıyla izlenir ve bilgisayara işlenir. Böylece her eklemün üç düzlemdeki açıları hesaplanır. Üç boyutlu kaydetme için eş zamanlı çalışan en az iki kamera gereklidir. Ancak yürüme sırasında hızla yürüyen insan kameraların görüş alanından hızla çıkabildiği için incelemede en az 5 kamera kullanılır. Her inceleme öncesinde kameraların kalibrasyon ayarı yapılmalıdır (57).

Bir zaman biriminden diğer zaman birimine olan yer değişiminden hız, hız değişiminden ivme hesaplanır.

III.Kinetik Analiz

Hareketi oluşturan kuvvetlerin yani yer tepkimesi kuvvetleri, eklem güçleri ve hareketi oluşturan ve kısıtlayan momentlerin incelenmesidir. Kinetik analizde ölçülebilen tek veri yer tepkimesi kuvvet vektörüdür (YTKV). YTKV vücut ağırlık merkezinden geçen ağırlık kuvvet vektörüne yer yüzü tarafından oluşturulan büyüklüğü aynı fakat yönü ters olan kuvvet

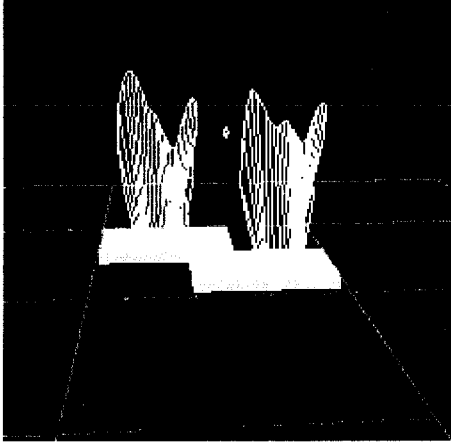
vektörüdür. Vertikal güç, koronal güç, sagittal güç olmak üzere üç bileşeni vardır. Bu güçler, güç platformu kullanılarak ölçülür (5,57). Bu ölçüme dayanarak bilgisayar ortamında biyomekanik modellemeler ve matematik hesaplama yöntemleri ile kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki momentler ve güçler teorik olarak, yer tepkime kuvvet vektörünü görece olarak hesaplanabilir. Her eklemden, dıştan uygulanan güçlerle, kaslar, ligament ve kemik yapıların oluşturduğu eklem içi güçler ve momentler arasında bir denge vardır (equilibrium). Denge eşitlikleri kullanılarak eklem momentleri hesaplanabilir (36).

İç momentleri günümüzde mevcut olan aletler ile ölçebilmek mümkün değildir. Bununla beraber yer tepkime kuvvetinin pozisyonuna bağlı olarak eklemlerde ekstansiyon ve fleksiyon oluşturan, yer çekimi kuvveti tarafından oluşturulan dış eklem momentleri kolaylıkla kaydedilebilir. En yaygın metot ise güç platformunu kullanarak YTKV nü ölçmektir (7).

Kuvvet Platformları (Ground force plate)

Kuvvet platformları; ayağın yere uyguladığı toplam kuvveti ve yer tepkime kuvvetini ölçmek amacıyla kullanılan basınca duyarlı, plaka tarzı, zeminde yüzeyi olan, ölçerlere verilen isimdir. Plakalar 40 cm eninde ve 60 cm boyunda 8-10 cm kalınlığındadır (81). Bunlar tipik olarak ayağın destek alanı merkezi (yani ayağın yere basan alanının tam orta noktası) ve buradan geçen üç boyuttaki güç ve momentleri ölçer. Destek ağırlık merkezinin yer değiştirmesi de aynı teknikle ölçülebilir (9). İnsan kuvvet platformuna basarak geçtiğinde basma fazında oluşan yer tepkime kuvvet vektörleri 20 ms aralıklarla ölçülür. Kuvvet platformu, yer ile aynı hızda olmalı ve hasta üzerinden geçerken platformu farketmemelidir. Kuvvet platformu ayak tabanındaki basıncı ölçmez.

Hasta kuvvet platformuna basarak geçtiğinde basan ayağın oluşturduğu YTKV bilgisayar tarafından kaydedilir. Yürüme siklusu x ekseninde ve kuvvet y ekseninde olacak şekilde gösterilir. Sabit hızda, normal yürüyüş ritmindeki bir insanın YTKV'ü sagittal düzlemde kelebek vektör grafiği (çift hörgüç paterni olarak ta isimlendirilir) oluşturur. Bu grafik "M" şeklinde bir eğri olup pikler yaklaşık vücut ağırlığının % 110' u kadardır. YTKV leri baş, kollar, gövde, pelvis ve bacaklar gibi tüm vücut segmentlerinin pozisyonu ve hareketinden etkilenirler (36). (Şekil 8' de laboratuvarımızda yürütülen bir hastanın YTKV diagramı görülmektedir).



Sekil 8: YTKV ne ait kelebek grafiği

Kuvvet platformu kinematik verilerle beraber kullanıldığında eklemlerde oluşan moment ve güçler hesaplanır. Eklemde hareketi oluşturmak için birden fazla kas kasıldığından, hesaplanan moment her kasın ayrı ayrı aktivitesini yansıtmaz. Kasılan agonist ve antagonist kasların toplam aktivasyon değerini gösterir (9,57).

Momentler ve güçler

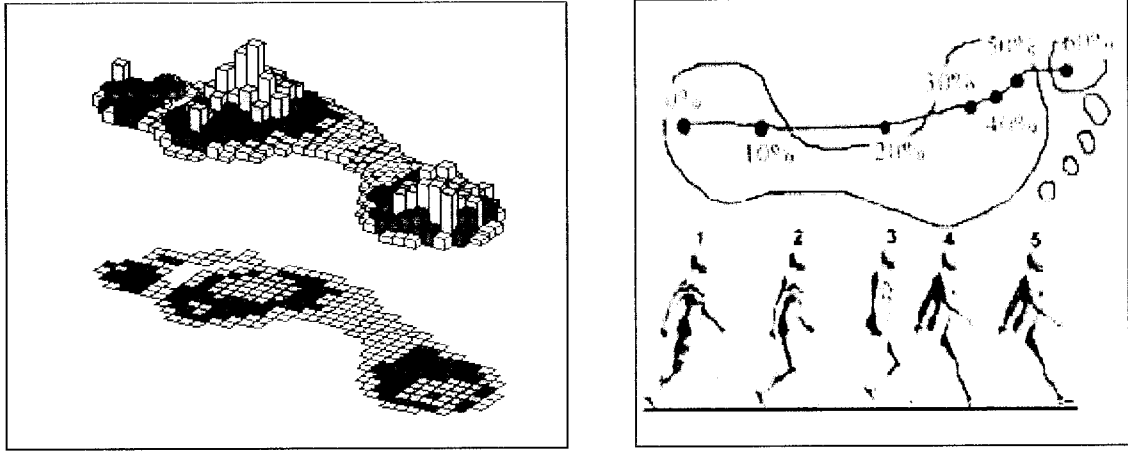
Dis moment, YTKV' nün eklemlerde oluşturduğu momenttir. Eklem çevresindeki kaslar bu momente karşı koymak için kasılırlar ve iç moment oluşur. İç ve dis momentin birbirini dengelediği konumda eklem dinamik bir denge halinde kalır ve hareket oluşmaz. Buna bağlı olarak iş oluşmaz.

Güç, bir eklem etrafında kasılan kasların enerji üretme veya absorbe etme hızı olarak tanımlanır. Eklem açısının hızının momentle çarpımından oluşur.

Kaslar eksantrik kasıldığında güç absorbe eder (power absorption) ve güç grafiği negatiftir. Konsantrik olarak kasıldığında ise güç üretirler (power generation) ve güç grafiği pozitifdir. İzometrik kasılma da eklemde hareket olmadığından güç üretilmez veya absorbe edilmez.

IV.Dinamik Pedobarografi

Ayak tabandaki basınç dağılımının değerlendirilmesi yapılır. Ayak tabanında cm^2 ye düşen basınç N/m^2 (paskal) olarak ölçülür (laboratuvarımızda birimi kg/cm^2 dir). Ayakta dururken normal basınç 80-100 kilopaskal, yürürken 200-500 kilopaskaldır. Diyabetik nöropatide 1000-3000 kilopaskal'a çıkabilir (Sekil 9).



Sekil 9: Basma fazi süresince ayagin yerle temas ettigi noktalar ve laboratuvarimizdaki dinamik pedobarografi cihazından bir hastaya ait basınç dagilimi görülmekte.

V.Dinamik Elektromyografi (EMG)

Yürüme analizinde, hareket halindeki kinezyolojik-dinamik EMG ölçülür. EMG, kas aktivitesinin indirek ölçümüne izin verir. Rutin klinik kullanımda olan EMG çalışmaları tek motor ünit potansiyelini ölçerken, yürüme analizinde kullanılan EMG ile çok sayıda motor ünit potansiyeli ölçülebilir (9). Dinamik EMG’ de yüzeysel veya iğne elektrotlar kullanılır. Yüzeysel elektrotlar, kas fibrillerinden çok kas gruplarının aktivitesi hakkında bilgi verir. İğne elektrotlar ise, bireysel kas aktivitesini elde etmemizi sağlar. Ancak iğne elektrotlar, kas içi kanamaya sebep olabilirler. Kasın kontraksiyonundan etkilenerek yerleri değişebilir, iğneler deforme olabilir veya kırılabilir (5,7). Dinamik EMG ile yürüme siklusunda kasılmanın zamanı, kasılma süresi ve ortalama siddeti hakkında da bilgi edinilebilir. Fakat kasın istemli kontrol altında olup olmadığı hakkında veya kasılmanın tipi hakkında bilgi alınamaz. Patolojik kasılmayı kompanzatuvar kasılmadan ayırt edemez.

Dinamik EMG, sıklıkla cerrahi öncesi değerlendirilmede, ortezlerin ve protezlerin direk fizyolojik etkilerini incelemeye kullanılır (5).

VI.Enerji tüketiminin hesaplanması

Yürüme daima metabolik tüketim ile birliktedir. Yürüme sırasında vücut segmentlerinin hareketi ile kinetik enerji harcanır. Ligament ve kasların elastik elemanları gerilirken ve vücut ağırlık merkezi (VAM) vertikal olarak hareket ederken potansiyel enerji üretilir (31). Üretilen potansiyel enerjinin sadece % 50’ si geri kazanılır. Normal yürüme hızında (80 m/dk), sağlıklı kişilerde, enerji tüketimi bazal metabolizma hızının yaklaşık 4 katıdır (0,8

cal/m/kg). O₂ tüketim oranı ise, normal yürüme hızında 12 ml/kg/dk dır (79). Yürüme hızı, bütün nöromüsküler patolojilerde tipik olarak azalır ve bu azalma patolojinin büyüklüğü ile ilişkilidir. Yürüme hızı azaldıkça da harcanan enerji artar (44,79). Örnek olarak; spinal kord yaralanmalı kişilerde yürüme hızı yaklaşık 0,48 m/sn (29 m/dk) dır. Aynı yürüme şeklini kullanan fraktürlü hastalarla kıyaslandığında enerji tüketimi iki katıdır. Yavaş yürüme hızına rağmen paraplejik hastaların, 16,3 ml/kg/dk'lık yüksek bir enerji harcama oranı vardır. O₂ harcaması da 0,88 ml/kg/m dir (74).

Yürümede enerji;

- a) hızlanma (5 birim)
- b) frenleme (8 birim)
- c) şok absorpsiyonu (8 birim) için harcanır.

Yürüme gibi karmaşık bir aktivitede harcanan enerjiyi hesaplamanın en kesin yolu tüm vücut kalorimetresidir. Kapalı ortamda yürütülen kişinin vücut ısısı ölçülür. Ancak pratik olamadığı için kullanılmaz. Harcanan enerjinin saptanmasında maksimal O₂ tüketiminin tayini direk ölçüm metodudur. Yürütülen hastanın ekspirasyon havası Douglas torbasında biriktirilir ve toplanan havanın volümü, tükettiği O₂ miktarı ve ürettiği CO₂ miktarı ölçülür. O₂ tüketiminin birimi ml O₂/kg/dk dır. Hastanın kondüsyonuna, vücut ağırlığına, cinsiyetine ve yaşına bağlı olarak değişir. Nabız sayısı ve yürüme hızına dayanarak yapılan indirekt hesaplamada ise hata payı fazladır. Treadmillde egzersiz öncesi ve sonrası nabız sayısı ve yürüme hızına dayanarak hesaplama yapılır (2,9,79).

C-NORMAL YÜRÜME

Yürüme bir yerden bir yere gidebilmek için iki bacağın kullanılarak gövdenin ilerletilmesidir. Normal yürümenin temel prensipleri tam olarak anlaşılırsa normal yürüme ile patolojik ve kompanzatuvar yürüme arasındaki fark ayırt edilebilir.

Yürümenin sağlanması için iki temel yetenek gerekir. Birincisi dengedir. Denge, dik postürün sağlanması ve yürümenin devamı için gerekir. İkicisi ise harekettir. Hareket, ritmik adımlamaya başlama ve sürdürme yeteneğidir. Uzun süre yorulmadan yürüyebilmek için; sağlam kemik yapısı, iyi bir kas gücü ve normal çalışan eklemler gerekir. Normal kas tonusu çok önemlidir ve subkortikal seviyeden kontrol edilir. İdeal kas tonusu, yer çekimine karşı gelecek kadar yüksek ve harekete izin verecek kadar düşük seviyede olmalıdır.

Hareketin nöral kontrolü sağlanırken beyinde;

- motor korteks; istemli hareketi planlama, başlatma ve yönetmeyi,
- beyin sapı merkezi; basit hareketleri ve postural kontrolü sağlar.
- serebellum ise duyu ve motor koordinasyonu sağlar (71).

Yürürken gövdeyi ilerletebilmek için bacaklarda tekrarlanan bir dizi hareket oluşur. Belirli düzende tekrarlanan bu hareketler zincirine “ Yürüme Siklusu ” denir. Bir yürüyüş siklusu çift adım olarak da tanımlanır. İnsan yürürken bir bacağına öne atar ve onun üzerine bastıktan sonra diğerini yerden kaldırır ve ilerletir. Yürüme siklusunda bacağın havada olduğu ilerleme dönemine “ Salınım (swing) fazı ” , yerde olduğu ağırlık taşınan döneme ise “Basma (stance) fazı” denir. Bir ayağın yere değdiği an basma fazı başlar, yerden ayrıldığı an basma fazı biter ve salınım fazı başlar. Sağlıklı bir insanda rahat yürüme hızında yürüme siklusu süresi bir saniyenin biraz üstünde olup basma fazı yürüme siklusunun % 62 sini, salınım fazı ise % 38 ini oluşturur.

Yürüme siklusunda her iki ayağın yerde olduğu döneme çift destek fazı, tek bacağın yerde olduğu döneme tek destek fazı denir. Çift destek fazı, basma fazının başında ve sonunda olmak üzere yürüme siklusunda iki kez oluşur. Her bir çift destek fazı % 62’ lik basma fazının % 12’ sini oluşturur (Toplam yaklaşık % 25). İlk çift destek fazı ilk temas ve ağırlık aktarımı fazlarını, ikincisi ise salınım öncesi fazını içerir. Geriye kalan % 40 lık dönem tek basma fazına aittir (Şekil 10). Yürüme hızı arttıkça çift destek fazının süresi azalır. Yürümeden koşmaya geçildiğinde ise çift destek fazı ortadan kalkar (4,9,18,44,51,81).

Yürümenin fazları (Şekil 10)

Basma Fazı (% 62)

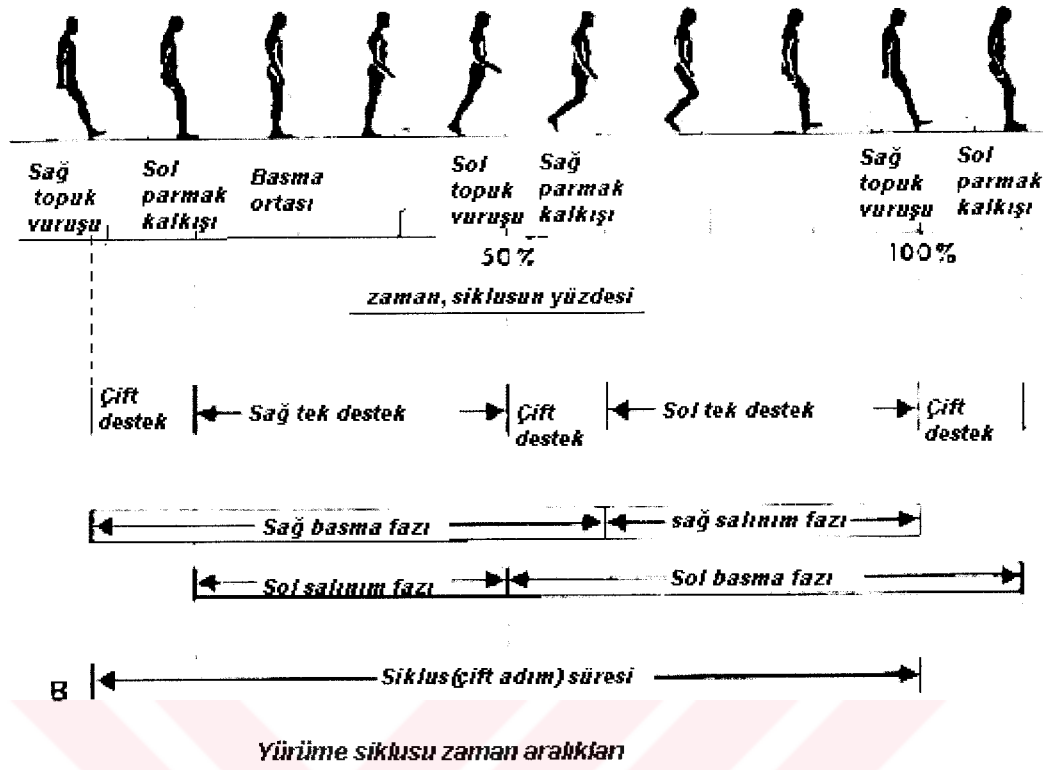
- 1.Initial Contact - İlk Temas
- 2.Loading Response – Ağırlık Aktarımı
- 3.Mid-Stance - Basma Ortası
- 4.Terminal Stance - Basma Sonu
- 5.Preswing - Salınım Öncesi

Salınım Fazı (% 38)

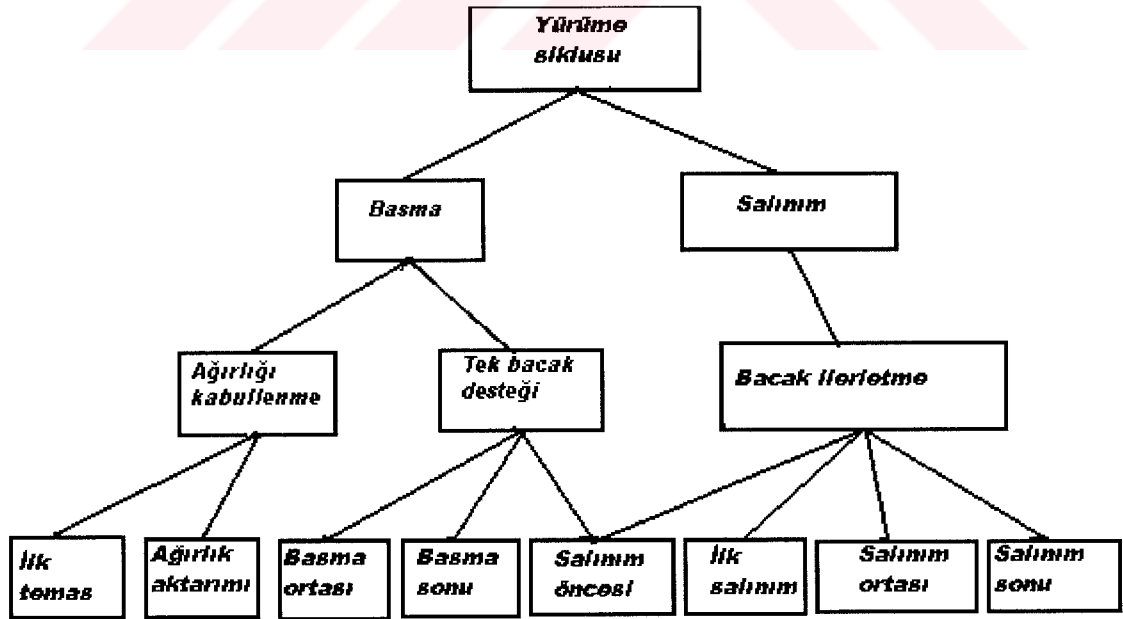
- 6.Initial Swing - Erken salınım
- 7.Mid-Swing - Salınım Ortası
- 8.Terminal Swing - Salınım Sonu

Yürümenin fonksiyonel görevleri

Tamamlanmış bir yürüme siklusunda 3 görev yerine getirilmiştir. Birinci görev vücut ağırlığının kabulü (weight acceptance), ikincisi tek bacak desteği (single-limb support) ve üçüncüsü salınımdaki bacağın ilerletilmesi (limb advancement) dir (4,81) (Şekil 11).



Sekil 10: Yürüme siklusu fazlar ve zamanlar

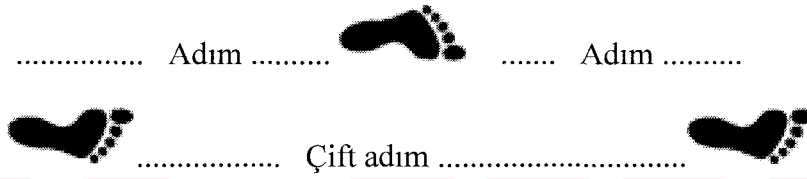


Sekil 11: Yürüme siklusu fonksiyonel görevlerin üstlenildiği fazlar.

Yürüme Siklusunda Ayağın Yerle Temasına İlişkin Tanımlamalar (4,9,81)

Hareket öğeleri spatial parametreler olarak adlandırılır.Bunlar;

- a) Çift Adım Uzunluğu (Stride length): Yürüme siklusunda aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir.Ortalama 140 cm (75-160 cm)dir (Şekil 12).
- b) Adım Uzunluğu (Step length): Bir ayağın topuğunun yere temas ettiği ilk nokta ile diğer ayağın topuğunun yere temas ettiği ilk nokta arasındaki mesafedir. Ortalama 70 cm dir (Şekil 12). Eklemlerin fizyolojik hareket açıklıklarındaki azalma, kas zayıflıkları, ağrı gibi durumlarda adım ve çift adım uzunlukları azalır. Bacaklar arasındaki adım uzunluğunda asimetri oluşur (4).



Şekil 12: Adım ve çift adım uzunluğu

- c) Adım Genişliği: Her iki ayağın topuklarının yere değdiği noktalar arasındaki mesafedir. Ortalama 8 cm dir. Normalde 7,5-15 cm arasındadır (51,57).
- d) Ayak Açısı: Yürürken ayağın uzun aksının yürüme doğrultusu ile yaptığı açıdır. Ortalama 7 derecedir. Normalde 15° den küçüktür (81).

Zaman ile ilişkili yürüme parametreleri temporal parametreler olarak adlandırılır.Bunlar;

- a) Yürüme Siklusu Süresi: Yaklaşık olarak 1.30 ± 0.10 sn dir.
- b) Tek Basma Süresi (Single Support Time): Bir ayağın yere basma süresidir.
- c) Çift Basma Süresi (Double Support Time): İki ayağın birden yere basma süresidir. Koşarken sıfır değerindedir.
- d) Kadans: Bir dakikadaki adım sayısıdır.Yavaş yürümede 70 adım/dk, normal yürümede 90-110 adım/dk, hızlı yürümede 120-130 adım/dk dır.
- e) Yürüme hızı: Çift adım uzunluğunun dakikadaki adım sayısı (kadans) ile çarpılıp ikiye bölünmesi ile hesaplanır. Bu değer rahat yürürken 80 m/dk dır.

Normal yürümenin anlaşılabilmesi için bir takım anatomik, biyomekanik ve biyofizik kuralların bilinmesi gerekir.

Yürüme sırasında vücutta bulunan 306 kastan ayağın intrinsek kasları hariç her bir alt ekstremitede bulunan 35' er kas görev alır. Bu kaslar;

- hızlandıran (akseleratör),
- frenleyen (deseleratör),
- şoku absorbe eden, ve
- stabilize eden kaslar olarak iş görürler.

Kas kasılması izotonik ve izometrik kasılma olarak; İzotonik kasılma ise konsantrik ve ekzantrik kasılma olarak ikiye ayrılır.

Kaslar konsantrik kasılarak hızlanmayı, ekzantrik kasılarak frenlemeyi ve şok absorbe etmeyi, izometrik kasılarak eklem stabilizasyonunu sağlarlar.

Yürümede kullanılan en önemli eklemler kalça, diz ve ayak bileği eklemleridir. Kalça ekleminde iliofemoral bağ ve dizde arka oblik bağlar ve eklem kapsülü pasif stabilize sağlar. Bu sayede ayakta dik dururken kas kasılması olmadan eklem stabilizasyonu sağlanır.

Yürüme analizinde insan vücudu ikiye ayrılarak incelenir:

1-Taşınan birim (üst); Baş, gövde ve kollardan (HAT) oluşur ve vücut ağırlığının % 70 ini oluşturur. Yürüme sırasında pasif kalır. Taşınan birimin dik durması için paravertebral, karın ve boyun kasları kasılır. Kolların sallanması yürümeye katkı sağlamaz, enerji harcamada değişiklik oluşturmaz.

2-Taşıyıcı birim (alt); Pelvis, bacaklar ve ayaklardan oluşur. Taşıyıcı birim yürümede aktif görev alan birimdir. 11 eklem, 70 kas ve kaldıraç gibi çalışan pelvis, uyluk, bacak ve ayak kemiklerinden oluşur. Bu 11 eklem; lumbosakral, her iki diz , kalça, ayak bileği, subtalar ve metatarsofalangial eklemlerdir.

Yürümenin olabilmesi için birtakım ön koşullar gerekir.

1-Denge; a) Statik denge: İnsanın ayakta dik durabilmesi için vücut ağırlık merkezinden yere doğru inen vektörün (YTKV) destek alanı merkezinden (DAM) geçmesi gerekir. Sagittal düzlemde bu vektör, 4 ncü lomber vertebranın ve dizin önünden, kalçanın arkasından geçerek ayak bileğinin 1,5-5 cm önüne iner. Koronal düzlemde ise DAM' ın tam orta noktasına düşer.

Femur boynundaki 120 derece varus açısı, dizdeki 5-7 derecelik valgus açısı ve ayakların 7 derecelik dışa dönük durması sayesinde destek alanı merkezi genişler ve stabilize

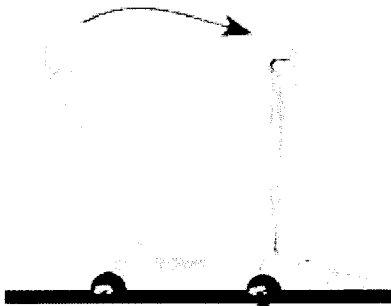
artar. Statik dengenin sağlanmasında kas ve bağların rolü büyüktür. YTKV kalçanın arkasından ve dizin önünden geçerken bu eklemleri ekstansiyona zorlar. Kalçada iliofemoral bağ ve dizde arka oblik bağlar ve kapsül ekstansiyonu kısıtlar ve kas kasılması olmadan pasif olarak stabilite sağlanır. YTKV ayak bileğinin 5 cm kadar önüne düştüğü için ayak bileğinde yaklaşık 5 derecelik dorsofleksiyon oluşturur. Bu dorsofleksiyon hareketini soleus kası kontrol eder. Ayakta dik dururken dengenin sağlanmasında en önemli kas soleus kasıdır.

b) Dinamik denge: Yürüme denge ve dengesizlik dönemlerini birbirini izlediği bir süreçtir. Yürürken DAM topuktan tabana ve ön ayağa doğru yer değiştirir. YTKV basan ayagın tabanından geçtiği anda denge sağlanır. Yürüme siklusu boyunca 4 dönemde denge sağlanır. Birinci çift destek fazı, basma ortası, ikinci çift destek fazı ve salınım ortası. Dinamik dengenin sağlanmasında kaslar rol alır. Basma fazının yaklaşık % 10' unda, YTKV kalçanın önünden ve dizin arkasından geçtiği için fleksiyon momenti oluşur. Bunu yenmek için her iki eklemin ekstansör kasları kasılır (Kalçada gluteus maximus ve hamstringler, dizde kuadriceps femoris). Basma fazı ortasında YTKV kalça ve dizin merkezinden geçtiği için pasif stabilite sağlanır. Basma fazı sonlarında YTKV ayak bileğinin önüne geçer ve plantar fleksörler gastrocnemius ve soleus (triceps femoris) kasılarak ayak bileği dorsofleksiyonunu kısıtlar.

2- İlerleme: Yürümede öne ilerlemeyi kas kuvveti ve gövdenin öne doğru düşmesi sağlar. Basma fazı ortasında ayak bileğinin nötralden daha fazla dorsofleksiyonu ile vücut öne doğru ilerleyerek denge bozulur. Çift destek fazında denge tekrar sağlanır. Vücut öne doğru ilerlemesini devam ettirince denge tekrar bozulur. Bu sırada topuk, ayak bileği ve ön ayak eklemlerinde “ rocker ” denilen bir dizi hareket oluşur (sallanan iskemle hareketi). Basma fazı boyunca olan bu “rocker ” hareketleri sırasında diz daima ekstansiyondadır.

Basma Fazındaki Ayagın İlerlemedeki Rocker Hareketleri

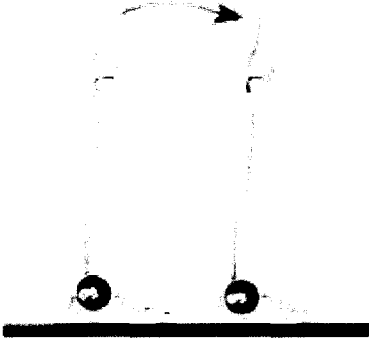
a-Topukta dönme (Heel rocker)



Ayak yere değdiği zaman vücut, topuk üzerinde dönmeye başlar. Ayak bileğinde pasif plantar fleksiyon oluşur. Dorsofleksörler kasılarak, plantar fleksiyona gidişi yavaşlatırken tibia öne doğru çekerler. Tibia öne doğru giderken kuadriceps kasılarak femuru öne doğru çeker ve diz fleksiyonunu önler. Böylece basan ekstremitenin tamamı

ilerlemiş olur.

b-Ayak bileğinde dönme (Ankle rocker)



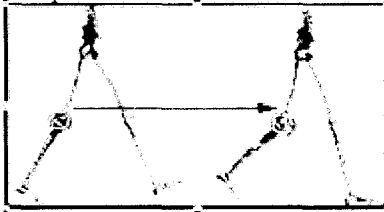
Ayagin tamamı yere degdiginde topukta dönme biter ve ayak bileğinde dönme başlar. Ayak yerde sabittir. YTKV ayak bileginin önüne geçer ve pasif dorsofleksiyon olusturur. Ayak yerde sabit olduğu için tibia öne gelir. Soleus ekzantrik kasilarak tibianin öne gidişini frenler.

c-Önayakta dönme (Forefoot rocker)



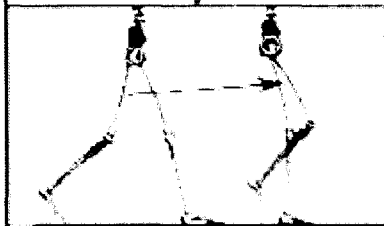
YTKV ön ayaga ulastiginda topuk yerden kalkar. Ön ayakta dönme başlar. Vücut ağırlık merkezi destek alanı merkezinin önüne düşmeye başladigindan ilerleme hızlanır. Triceps sura kasları kasilarak, ayak bileğinde plantar fleksiyon yaratır. Böylece güçlü bir itici kuvvet oluşur. Diğer ayak yere basana kadar düşmeyi önleyici hiç bir kuvvet yoktur.

Salinim Fazındaki Bacagin İlerlemedeki Hareketleri



a-Salinim öncesi diz fleksiyonu

Karsi taraf ayak yere bastığında ayağa binen yük azalır. Gastrokinemius konsantrik kasilarak ayak bileğinde plantar fleksiyon ve dizde fleksiyon olusturur.



b-Salinim fazi kalça fleksiyonu

Diz fleksiyonunu takiben kalça aktif olarak fleksiyona gelir ve havadaki bacak ilerlemiş olur.



c- Salinim fazi diz ekstensiyonu

Salinim sonunda diz ekstensiyonu ile adım uzunluğu artar ve en uzak noktaya başmaya çalışılır.

3- Şok absorbsiyonu: Salınım fazı sonunda basma fazı erken döneminde vücut ağırlığının yaklaşık % 60' ı 20 milisaniyeden daha kısa sürede basan bacak üzerine yüklenir. Bu şoku karşılamak için ayak bileği, diz ve kalçada birtakım reaksiyonlar oluşur. İlk reaksiyon ayak bileğindeki pasif plantar fleksiyonun ekzantrik kasılan dorsifleksörler tarafından frenlenmesidir. Ayak ön kısmının öne inişi yavaşlatılırken diz ekleminde de fleksiyona neden olurlar. Diz fleksiyonu ikinci ve daha etkili mekanizmadır. Bu hareket aynı zamanda topuk dönmesine cevap olarak gelişir. Bu aşamada kuadriceps ekzantrik kasılarak dizi ekstansiyonda tutar. Bu arada salınım fazına geçen tarafta pelvis alçalacağı için basan tarafın abduktörleri kasılarak şok absorbsiyonuna katkıda bulunur (9,57,81).

4- Enerji Harcamada Tutumluluk: Yürümede enerji hızlanma, frenleme ve şok absorbsiyonu için kullanılır. Enerji harcaması dakikada O₂ tüketim miktarı ile ölçülür. İnsanın maksimum efor sırasında dakikada kilosu başına kullandığı O₂ miktarına “ aerobik kapasite ” yada “ maksimum O₂ tüketim kapasitesi ” denir. Rahat yürüme hızında (80 m/dk) kişi maksimum O₂ tüketim kapasitesinin % 38 ini kullanır.

Yürürken enerji tüketimini minimum seviyede tutabilmek için vücut ağırlık merkezinin yer değişimini azaltan bir takım hareketler yapılır. Ayrıca kasların en ekonomik seviyede kasılması sağlanmaya çalışılır.

İnsan vücudunda VAM her iki kalça ekleminin ortasında ve 2 nci sakral vertebranın hemen önündedir. VAM nin aşağı yukarı ve sağa sola yer değişimini minimum seviyede tutmak için VAM helozoni şeklindeki bir eğride tutulmaya gayret edilir.

VAM öne doğru ilerlerken aşağı yukarı yönde en yüksek noktasına basma fazı ortasında ulaşır. En alçak noktası ise çift destek fazlarındadır. Ortalama aşağı yukarı hareket 5 cm dir. Sağa sola doğru hareket, her tek basma fazında basan tarafa doğru 2,5 cm olacak şekilde toplam 5 cm dir.

VAM nin yer değiştirmesini azaltan hareketler (Determinants of gait)

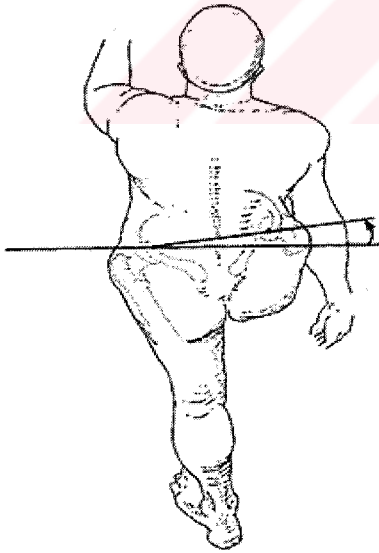
Saunders, İnman ve Eberhart çalışmalarında VAM' nin yer değiştirmesini azaltmak için yapılan altı hareket tanımlamışlar. Yürümenin determinantları olarak tanımlanan bu altı hareket sayesinde VAM' nin her düzlemdeki hareketleri en aza indirilerek enerji tüketimi azaltılır (4,51,59,81).

Bu hareketler;

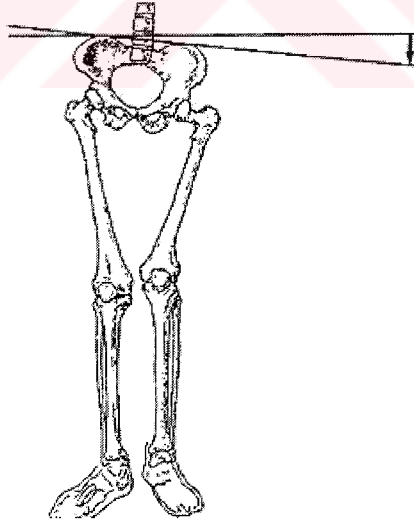
- 1-Pelvik rotasyon ,
- 2-Pelvik düşme (pelvic drop-obliquity),
- 3-Basma fazında diz fleksiyonu,
- 4-Ayak bileği fleksiyon ve ekstansiyonu,
- 5-Ayak ve ayak bileği rotasyonu,
- 6-Pelvisin lateral yer değiştirmesi (Pelvic shift) dir.

1-Pelvik rotasyon: Her adımda salınım fazındaki pelvis transvers düzlemde öne 4 derece rotasyon yapar. Bu sayede çift destek fazındaki pelvis alçalması 0,95 cm azalır ve kalça eklemi öne ilerlediği için adım uzunluğu artar (Şekil 13).

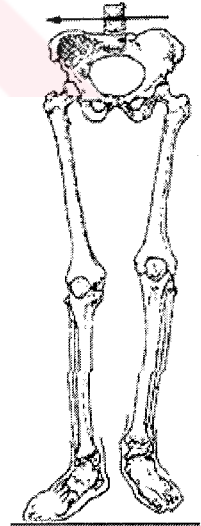
2-Pelvik düşme: Pelvik obliklik olarak da tanımlanan bu hareket koronal düzlemde gerçekleşir. Salınım fazındaki pelvisin alçalması sayesinde tek basma fazında VAM nin yükselmesi azalır. Bu alçalma açısı her iki yönde vertikal olarak 4 derecedir ve VAM 0,5 cm düşer (Şekil 14).



Şekil 13: Pelvik rotasyon

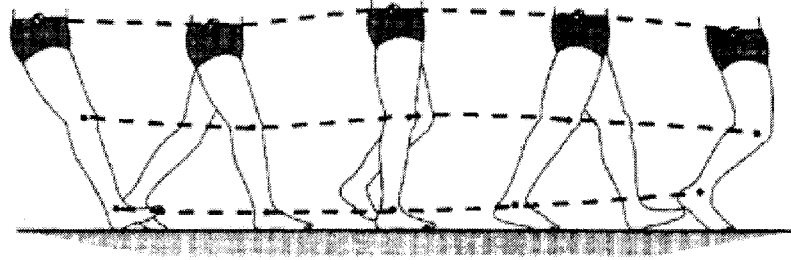


Şekil 14: Pelvik düşme



Şekil 17: Lateral yer değiştirme

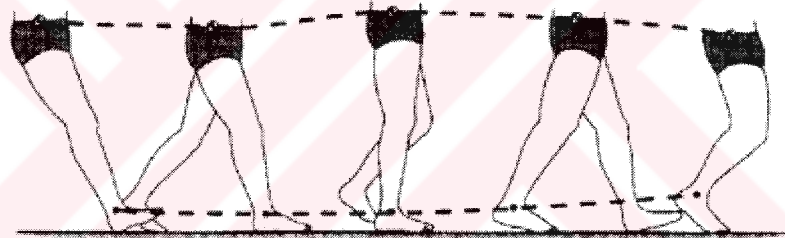
3-Diz fleksiyonu: Basma fazının 2 nci döneminde diz 15 derece fleksiyona gelerek VAM nin yükselmesi 1,1 cm azaltılır (Şekil 15).



Şekil 15: Diz hareketleri VAM' nin hareketleri ile aynı düzlemde

Bu üç mekanizma ile toplam 2,5 cmlik kazanç sağlanır ve VAM nin vertikal yer değiştirmesi 7,5 cm den 5 cm e iner.

4-Ayak bileği plantar fleksiyonu: Basma fazı başında başlayıp ayağın yere tam temas ettiği ana kadar oluşan plantar fleksiyon ve basma fazı sonunda oluşan plantar fleksiyon VAM nin alçalmasını azaltır (Şekil 16).



Şekil 16: Ayak bileği hareketleri

5-Ayak ve ayak bileği rotasyonu: Basma ortası fazından sonra VAM alçalmaya başlarken, ayak bileğinde oluşan plantar fleksiyon ve supinasyon bacak boyunun ksalmasını engeller ve VAM nin alçalması azalır.

6-Pelvisin laterale yer değiştirmesi: Pelvis basan bacak üzerinde 2,5 cm kayarak VAM nin yer değişimini azaltır. Bu 6 hareket sayesinde VAM nin yer değişimi 9,5 cm den 5 cm e iner (Şekil 17).

Enerjiyi tutumlu kullanmada yürümenin determinantlarından sonra ikinci mekanizma, kas koordinasyonudur. Kasılmanın zamanı ve gücü, eklemden YTKV tarafından oluşturulan dış momente bağlıdır. Basma fazı boyunca sagittal düzlemde eklemlerde oluşan ve karşı konması gereken dış momentler, kalça ve dizde fleksiyon ve ayak bileğinde dorsifleksiyon momentleridir. Koronal düzlemde, kalça abduksiyon ve adduksiyon, subtalar eklemden

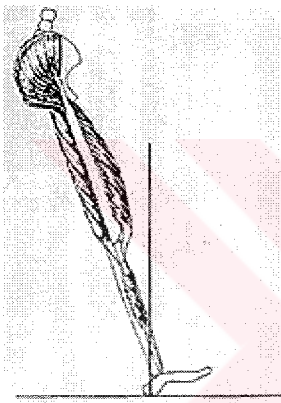
inversiyon ve eversiyondur. Bunun dışında eklem stabilizasyonu bağlarla pasif olarak sağlanır.

En fazla enerji harcanan kasılma tipi konsantrik kasılmadır (30,37,63). Aktif kasılmadan önce hafifçe gerdirilen kaslar, daha az enerji harcayarak daha güçlü kasılır. Ayrıca biartiküler kaslar, bir eklemden hareket oluştururken diğerinde hareketi frenler. Bu sayede % 20 enerji sarfı yapılır.

YÜRÜMENİN FAZLARI (5, 44, 51, 81)

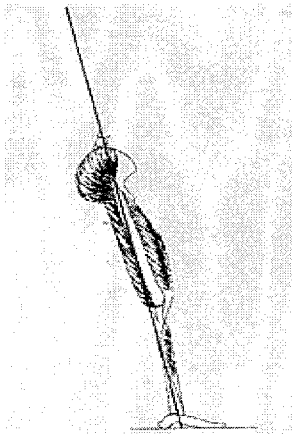
A-BASMA FAZI

1-İlk Temas (İnitial Contact - Topuk Vuruşu)



Yürüme siklusunun % 0-2' lik dönemidir. Basma fazının başlangıcıdır. Topuğun yere değmesi ile başlar. Birinci çift destek fazının parçasıdır. Kalça 30 derece fleksiyonda, diz tam ekstensiyonda veya 0-5 derece arası fleksiyonda, ayak bileği nötral pozisyonda ve supinasyondadır. Yaklaşık 3 derece plantar fleksiyonda da olabilir. Amaç, ayağı önce topuk yere gelecek şekilde yere indirmektir. VAM en alçak noktasında ve gövde ayağın gerisindedir. YTKV, kalça dizin önünde ve ayak bileğinin arkasındadır. Bu nedenle kalçada oluşan fleksiyonu stabilize etmek için gluteus maksimus ve hamstringler kasılır. Dizde oluşan ekstensiyon momentini hamstringler frenler.

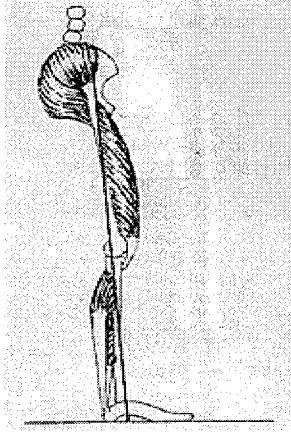
2- Ağırlık Aktarımı (Loading response - foot-flat- taban vuruşu)



Yürüme siklusunun % 2-10' luk dönemidir. Birinci çift destek fazının parçasıdır. Diğer ayak yerden kalkana kadar ağırlık bu ayağa aktarılır. Kalça, gluteus maksimus ve adduktor magnus' un aktif kasılması, ayrıca topuğun dönme hareketi sırasında tibia ve femurun öne çekilmesinin oluşturduğu itme ile fleksiyondan ekstansiyona gelir. Diz, 20 derece kadar fleksiyonda, ayak bileği 10 derece plantar fleksiyondadır. Hedef, şok absorpsiyonu, vücut ağırlığının üstlenilmesi ve ayağın tümünün yere indirilmesidir. VAM bu noktada yükselmeye başlar. YTKV kalçanın önünde, diz ve ayak bileğinin arkasında olduğu için oluşan dış momentler ile kalçada ve dizde fleksiyon ve ayak bileğinde hızlı plantar fleksiyon oluşur. Bunları frenlemek için kalçada gluteus maksimus ve

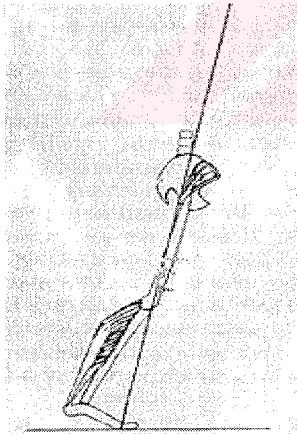
hamstringler aktif, dizde kuadriiceps femoris, ayak bileğinde dorsifleksörler ekzantrik kasılırlar.

3-Basma ortası fazı (Midstance)



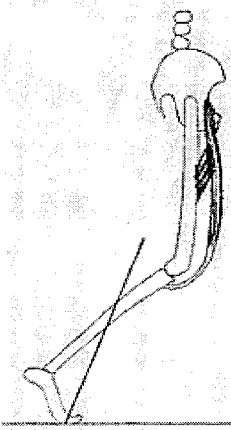
Yürüme siklusunun %10-30' luk kısmıdır. Kalça ve diz ekstansiyonda ve ayak bileği 10 derece dorsofleksiyondadır. Amaç, yerde sabit olan ayak üzerinde gövdeyi öne doğru ilerletmektir. Bu dönemde VAM nin öne doğru hızı en aza iner. VAM en üst ve en dış yandadır. YTKV kalçanın ortasından geçer. Dizde ise YTKV arkadan öne doğru hareket eder ve ayak bileğinin önünden geçer. Kalçada karşı taraf pelvis düşmesini frenlemek için abduktor kas aktivitesi vardır. Dizde kuadriiceps erken dönemde kasılarak fleksiyonu frenler. Dizde midstance fazının geç döneminde pasif ekstansiyon vardır. Burada stabiliteyi sağlayan dizin posterior kapsülü ve ligamanlardır. Ayak bileğinde ise triceps sura ekzantrik kasılarak dorsifleksiyonu frenler.

4-Basma sonu fazı (Topuk kalkışı - terminal stance - heel off)



Yürüme siklusunun % 30-50' lik bölümüdür. Tek basma fazı bitmektedir. Kalça 10 derece ekstansiyondadır. Diz ekstansiyondan fleksiyona ve ayak bileği 5 derecelik plantar fleksiyona gelir. Hedef bacağı yerden kesmektir. VAM' nin yüksekliği ve laterale kayması azalır. VAM, DAM' nin önüne geçer. YTKV kalçanın arkasındadır. Dizde önden arkaya doğru hareket eder ve ayak bileğinin önündedir. Kalçada oluşan ekstensör momentini iliopsoas ve iliofemoral bağ pasif olarak frenler. Dizde gastrokinemius ve ayak bileğinde triceps sura kasları kasılır. Diğer ayak yere basana kadar kalça abduktorları da çalışmaya devam eder.

5-Salınım öncesi (parmak kalkışı – preswing - toe off)

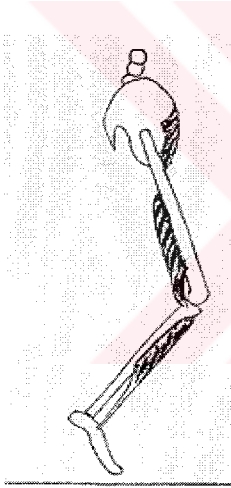


derecelik plantar fleksiyon oluşur.

Yürüme siklusunun % 50-60' lık kısmıdır. Bu fazla, basma fazı biter ve salınım fazı başlar. 2 nci çift destek dönemidir. Karşı ekstremité yere değdiği an başlar ve parmakların yerden kesilmesi ile sonlanır. Amaç, bacağı salınıma hazırlamaktır. YTKV, dizin ve kalçanın arkasından geçer. Kalça eklemünde fleksiyon hareketini yaptırmak için iliopsoas, rektus femoris ve adduktörler konsantrik olarak aktiftir. Dizde pasif 40 derecelik fleksiyon oluşur. Ayak bileğinde triceps kasları konsantrik kasılır ve hızlı bir şekilde 20

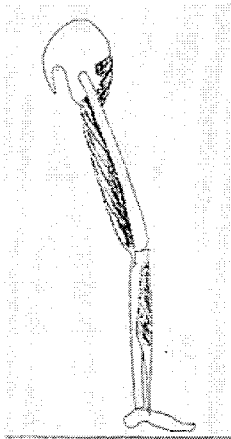
B-Salınım Fazı

6-Erken salınım (Akselerasyon - İnitial swing)



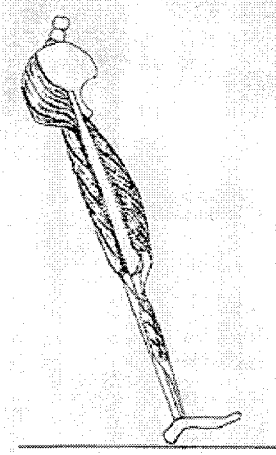
Yürüme siklusunun % 60-73' lük dönemidir. Ayağın yerden kaldırılması ile başlar. Ayak diğer ekstremitenin yanına geldiğinde biter. Kalça ve dizde fleksiyon, ayak bileğinde dorsofleksiyon artmaktadır. Amaç havadaki bacağı hızla öne ilerletmektir. Kalça fleksörleri ve ayak bileği dorsifleksörleri konsantrik olarak çalışır. Diz fleksiyonu ilerleyen femur sayesinde (kalça fleksörleri ile) olur. Diz yaklaşık 60 derece fleksiyondadır. Ayak bileğinde ise dorsifleksörler konsantrik çalışır ve 20 derecelik plantar fleksiyondan dorsifleksiyona gelmeye başlar.

7-Salınım ortası (Midswing)



Yürüyüşün % 73-87' lik kısmıdır. Kalça ve diz pasif olarak 30 derece fleksiyondadır. Kalçada iliopsoas kasının etkisi vardır. Ayak bileğinde dorsifleksörler kasılmaya devam eder ve ayak bileği nötral pozisyona gelir. Bacak basma fazındaki bacağın önüne geçer.

8-Salınım sonu (Decelerasyon-Terminal swing)



Yürüyüşün % 87-100' lük bölümüdür. Salınımdaki bacak, basan bacağın önüne geçtiği an başlar ve yere temas ettiği an biter. Kalça 30 derece fleksiyonunu sürdürür, diz tam ekstansiyonda, ayak bileği nötral pozisyonundadır. Hamstringler maksimum konsantrik kasılarak kalçada fleksiyonu ve dizde ekstansiyonu frenler. Kuadriceps dizdeki ekstansiyonu sağlar. Ayak bileğinde dorsifleksörler, basma fazı başlangıcındaki nötral pozisyonu sağlamak için aktif olarak kasılmayı sürdürür.

SPİNAL KORD YARALANMALARINDA YÜRÜME DEĞİŞİKLİKLERİ

Spinal kord yaralanmaları (SKY), bireyler üzerinde emosyonel, sosyal ve fiziksel olarak ani etkiler oluşturan travmalardır. İnsidansı dünyada ve ülkemizde (23) her yıl milyonda 20 ila 50 arasında yeni vaka olarak bildirilmektedir ve bunların yaklaşık yarısı 30 yaşın altındadır. Bu yeni vakaların büyük kısmında, lezyon seviyesinin altında kaudal seviyelerde korunmuş veya iyileşmiş duyuşsal ve/veya motor fonksiyon bulunmaktadır. Bu tip yaralanmalara inkomplet yaralanmalar denir. Günümüzde dünyanın pek çok bölgesinde inkomplet yaralanmalar klinik olarak komplet yaralanmalardan daha sık gözlenmeye başlamıştır. Bunun nedeni, hastanın transportunda, acil müdahalede, akut dönem farmakolojisinde ve hasta bakımındaki gelişmelerdir. Ayrıca rehabilitasyon sürecinde mekanik, elektriksel ve farmakolojik yeni yaklaşımlarla inkomplet SKY' lı hastaların yürüme yetenekleri arttırılmaya çalışılır (57,61).

Spinal kord yaralanmalarının ambulasyonları, başlıca lezyonun seviyesine, şiddetine, komplet olup olmadığına, alt ekstremitte kaslarının rezidüel güç ve fonksiyonuna, iyileşme sürecine ve nörorehabilitasyon programlarına bağlıdır (28,61). Bu bireylerin ancak % 15-45' i ambulasyon yapabilirken, geri kalanların çoğu tekerlekli sandalyeye bağımlı kalmaktadırlar ve bu grubun da büyük kısmı komplet yaralanmalı olanlardır (25). Ayrıca benzer lezyon seviyesine sahip olan çocukların yetişkinlere göre ambulasyon konusunda daha yetenekli oldukları görülmüştür.

Spinal kord yaralanmalı hastalarda resiprokal yürüme paterni oluşturmak için alt ekstremité anahtar kaslarının özellikle kalça flekörlerinin çift taraflı olarak, diz ekstensörlerinden en az birinin gücünün en az 3/5 olması gerekmektedir (39).

Spinal kord yaralanması ve takiben oluşan inaktivite ile yürüme fonksiyonunda önemli role sahip olan kas iskelet sistemi, dolaşım sistemi ve santral sinir sisteminde bir takım değişiklikler oluşur. Kas iskelet sistemindeki değişikliklere pasif eklem hareketinde kayıp, artmış yorgunluk, motor ünitlerin biokimyasal özelliklerinin değişimi (68) ve artmış osteoporoz insidansı (21) örnektir. Ayrıca lezyon seviyesine bağlı olarak egzersiz süresince dolaşım sisteminde de değişiklikler oluşur. Santral sinir sisteminde oluşan değişiklikler ise, kas zayıflığı gibi kas aktivasyon problemleri (24), hiperaktif spinal refleksler (46,50) ve duyu fonksiyonunun kaybıdır (16,17,78). Bu değişikliklerin hepsi ağırlık taşıma, dengeyi sağlama ve itme gücünün sağlanması ile ilgili postural problemlere yol açar (61).

Spinal kord yaralanmalı bireylerde fonksiyonel ambulasyonu bozan sebepler; yetersiz yürüme paternleri, azalmış kas gücü, ortez kullanma (14,53) gerekliliğidir. Bu sebeplerden dolayı enerji ihtiyacında artış meydana gelir (79).

Bacak fonksiyonunda asimetri, bacaklar arasında etkili ağırlık transferinin yapılamaması (27), azalmış adım genişliği ve uzunluğu (75), ve anormal adım ritmi (45) yürüme üzerine negatif etki yapan nedenlerdir.

Ayrıca spinal kord yaralanmalı hastalarda yürüme hızında, kadansında, adım yüksekliğinde ve genişliğinde azalma, yürüme siklus süresinde uzama, topuk vuruşu yerine ayağın tümüyle veya parmaklarla yere ilk teması, basma fazında dizde aşırı fleksiyon ve salınım fazında aşırı plantar fleksiyon gibi yürüyüş değişiklikleri gözlenir (27).

Bu yürüyüş değişikliklerini düzeltmek için değişik şekillerde dizayn edilmiş çeşitli ortezler kullanılır. Kullanılan ortezlerin fonksiyonları, paralitik ekstremitéde stabiliteyi sağlamak, postural güçlerin yol açtığı deformiteleri kontrol etmek, alt ekstremité eklemlerinin hareketini kısıtlamak ve ağrıyı dindirmek olarak özetlenebilir (35).

Günümüzde yürüme analizi yöntemleri, pek çok hastalıkta olduğu gibi, spinal kord lezyonlu hastalarda da özellikle rehabilitasyon döneminde yeni tedavi yaklaşımlarının, ortez ve yürümeye yardımcı cihazların etkilerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Ekim 2002-Mayıs 2004 tarihleri arasında Gülhane Askeri Tıp Akademisi Türk Silahlı Kuvvetleri Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi'ne başvuran ve biri hariç hepsi yatırılarak rehabilite edilen oniki (24 bacak) kauda ekina lezyonlu hastayı kapsamaktadır. Hastaların çalışmaya alınma kriterleri aşağıdaki gibiydi;

1. Bağımsız olarak kısa bacak yürüme cihaz'lı ve cihazsız en az 10 metre yürüyebilme yeteneğine sahip olan hastalar,
2. En az 6 aylık sakatlık hikayesi olan ve daha önceden fiziksel egzersiz ve yürüme eğitimi almış hastalar,
3. Kuadriseps kas gücü manuel kas testi ile bilateral 3 ve üzerinde bulunmuş olanlar,
4. Fizik muayenelerinde kalça, diz ve ayak bileklerinde normal eklem hareket açıklığına sahip olan hastalar,
5. Ambulatuvar Motor İndeks (AMI) skoru en az % 60 ve üzerinde olan hastalar,
6. Yürüme analizinde verilen komutlara uyum sağlayabilecek bilinç seviyesinde ve genel sağlık durumunda olan hastalar,
7. Yürüme mobilitesi, spinal kord yaralanmalı hastalar için hazırlanmış olan yürüme mobilite kriterlerinden en az 3 ve üzeri seviyesinde olan hastalar (27).

Aşağıda belirtilen kriterleri taşıyan kauda ekinalı hastalar çalışmaya alınmadı;

1. Bağımsız olarak kısa bacak yürüme cihaz'lı ve cihazsız 10 metre yürüyemeyen hastalar,
2. Hastalık süreleri 6 aydan daha kısa olanlar ve daha önce rehabilitasyon programı almamış olan hastalar,
3. Kuadriseps kas gücü bilateral 3 ün altında olan hastalar,
4. Fizik muayenelerinde alt ekstremit eklemlerinde kısıtlılığı olan, enflamatuvar, hemorajik vs artriti olan, bası yarası ve spastisitesi olan, ambulasyonlarını etkileyecek düzeyde gaita ve idrar inkontinansı olan hastalar,
5. AMI skoru % 60 nin altında olan hastalar,

6. Genel sağlık durumunu bozacak hipertansiyon, diyabetes mellitus, obesite gibi sistemik hastalığı olanlar ve yürüme analizinde verilecek komutları anlayacak kognitif yeterliliğı olmayan hastalar,
7. Yürüme mobilitesi, spinal kord yaralanmalı hastalar için hazırlanmış olan yürüme mobilite kriterlerinden 3 seviyesinin altında olan hastalar (27).

Hastalara yapılacak yürüyüş analiz testi ve çalışma konusunda bilgi verildi ve çalışmaya katılmaları ile ilgili olarak rızaları alındı.

Hastaların kimlik bilgileri ve detaylı anamnezleri [yaş, cinsiyet, boy, kilo, beden kitle indeksi (BKİ), yaralanma şüresi ve şekli gibi veriler dahil] alındıktan sonra genel fizik muayeneleri yapıldı. Lokomotor sistem muayeneleri ile eklem hareket kısıtlılığı, spastisite varlığı araştırıldı. Bası yarası olup olmadığı değerlendirildi ve hasta takip formuna kaydedildi. Daha sonra hastaların alt ekstremit motor fonksiyon ve duyu muayeneleri American Spinal Injury Association = ASIA' nın sınıflamasına göre yapıldı, nörolojik seviyeleri belirlendi (52).

Motor fonksiyon değerlendirilirken manuel kas testi (MKT) kullanıldı (41). Bu test altı derecelik bir skala olup uygulama aynı kişı tarafından yapıldı. Skalaya göre 0 = yok (Hiç hareket yok), 1 = eser (Görülen veya palpe edilebilen kontraksiyon), 2 = kötü (Yer çekimi elimine edildiğinde aktif tam eklem hareketi), 3 = orta (Yer çekimine karşı aktif tam eklem hareketi), 4 = iyi (Yer çekimi ve rezistansa karşı tam eklem hareket açıklığı), 5 = normal (Maksimum dirence karşı normal aktif eklem hareketi) olarak değerlendirilmektedir. Bu test sonucunda kuadriseps kas gücü bilateral 3 ve üzerinde olanlar çalışmaya alındı.

Hastayı muayene ederken, paralizinin derecesini belirlemek için alt ekstremit motor gücü değerlendirilerek Ambulatuvar Motor İndeks (AMI) skalası hesaplandı. AMI, biomekanik olarak yürüme siklusunda önemli olan kalça ve diz eklemlerine ait beş adet alt ekstremit kasının manuel kas testi ile test edilmesi ile oluşturulmuş bir skaladır (77). Kalça ve diz eklemlerine ait beş adet anahtar kas grubu; kalça fleksiyon, ekstensiyon ve abduksiyonu ile diz fleksiyon ve ekstansiyonunda rol alan kaslardır. MKT' de 1/5 ve 2/5 kas dereceleri arasında üretilen güç miktarı arasında çok az fark olduğu için, yürümek için gereken kas gücünün karşılanması 1/5 ve 2/5 kas gücü arasında kayda değer anlamlı fark yoktur. Aynı şekilde yürüme fonksiyonunu sağlamak için 4/5 kas gücü de yeterlidir. Bu nedenle, AMI' de 1/5 ve 2/5 kas gücü ile 4/5 ve 5/5 kas güçleri ortak tek grup içinde ifade edilir. Yani, 4 puanlık AMI skalasında 0 = yok, 1 = 1/5 veya 2/5 kas güçlerini, 2 = 3/5 kas

gücünü ve $3 = 4/5$ veya $5/5$ kas güçlerini ifade eder. Böylelikle en yüksek alınabilecek AMI puanı her kas grubu için 3 ve her iki alt ekstremitte için toplam 30 dur (Tablo -IV).

Tablo -IV: Manuel kas testi değerlerinin AMI deki karşılığı

Manuel Kas Testi	Ambulatuvar Motor İndeks (puan)
Hiç hareket yok = 0	0
Görülen veya palpe edilebilen kontraksiyon = 1	1
Yer çekimi elimine edildiğinde aktif tam eklem hareketi = 2	1
Yer çekimine karşı aktif tam eklem hareketi = 3	2
Yer çekimi ve dirence karşı tam eklem hareket açıklığı = 4	3
Maksimum dirence karşı normal aktif eklem hareketi = 5	3

AMI hesaplanırken her iki alt ekstremitde, kalça ve diz için belirlenen beş anahtar kasın aldığı puanlar toplanıp, normalin (30' un) yüzdesi olarak ifade edilir (75,76,77).

Hastaların ambulasyon seviyelerinin tesbitinde, spinal kord yaralanmalı hastalar için hazırlanmış olan yürüme mobilite kriterleri kullanıldı (27). Bu kriterler 5 maddeden oluşmaktadır;

1. Fizyolojik Ambulasyon: Sadece egzersiz için yürüyebilirler, fonksiyonel ambulasyon yapamazlar ve ayakta durmak için yardım gerekebilir,
2. Sınırlı ev içi ambulasyon: Ev içinde nadiren yürürler, toplum içinde asla yürüyemezler. Dayanıklılık, güç ve güvenlik nedeni ile ev içi ambulasyon sınırlıdır,
3. Bağımsız ev içi ambulasyon: Ev içinde devamlı olarak uygun mesafelerde yürüyebilirler. Merdiven basamakları, rampalar ve kaldırımları çıkarken yardım gerekebilir. Tekerlekli sandalyeyi ev dışında kullanmaları gerekebilir,
4. Sınırlı toplum içi ambulasyon: Ev dışında yürürler ve kapıları, alçak kaldırımları ve rampaları kendileri çıkabilirler. Tekerlekli sandalyeyi uzun mesafeler için kullanmaları gerekebilir. (Yani ev içinde düzenli olarak, toplum içinde arada sırada yürürler),
5. Bağımsız toplum içi ambulasyon: Normalin en az % 50 si bir hızda, yaklaşık 400 metrelik mesafeyi yürüyebilirler. Merdiven, kaldırım ve kapılar da dahil, yürümenin bütün taraflarını güvenli şekilde başarabilirler. Tekerlekli sandalyeyi nadir olarak kullanır veya hiç kullanmazlar (yani düzenli olarak toplum içinde yürürler).

Hastaların klinik değerlendirmelerinin yapılmasını müteakiben, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Türk Silahlı Kuvvetleri Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi' nde bulunan hareket analiz laboratuvarına alındı. Yürüyüş analizi, her hastaya aynı hekim tarafından yapıldı.

Yürüyüş analizi sırasında bütün hastalarda, rehabilitasyon dönemlerinde ve yürüyüş eğitimleri sırasında reçetelenmiş olan, sürekli kullandıkları nötral pozisyonda tasarlanmış, plantar fleksiyona izin vermeyen, polietilen, ayakkabı içi ayak bilek-ayak ortezerleri (AFO) ve ortopedik bota veya ayakkabıya monte edilen çift taraflı metal barlar eklenmiş kısa yürüme cihazları kullanıldı.

Kinematik analizin, kullanılan yazılımda oluşturulabilmesi amacıyla, hastaların analizi öncesinde hastaya ait beden vücut özelliklerini içeren; boy, kilo, bacak boyları [Spina iliyaka anterior süperiyor (SİAS) ve ayak iç malleoller arası ölçülerek], büyük torakanter ile SİAS dan laterale doğru çizilen izafi çizginin arasındaki mesafe, dizde iç ve dış kondiller arası mesafe, ayak bileklerinde iç ve dış malleoller arası mesafeden oluşan rutin ölçümler yapıldı ve kaydedildi.

Üç boyutlu hareket analiz testi, Vicon 512 (Oxford Metrics Co/USA) ve poligon report sisteminde yapıldı. Bu, video tabanlı bir sistem olup bilgisayara bağlı olan 7 adet infrared kamera, iki adet video kamera, iki adet güç platformu ve 16 kanallı telemetrik EMG sisteminden oluşmaktadır.

Yürüme sırasında üç boyutlu kayıt alınmasını sağlayan, 15 mm çapındaki 15 adet infrared retroreflektif işaretleyici (marker), yazılımın kullandığı plug-in-gait işaretleyici yerleşim tanımlarına göre (82) (Resim 1,2); SİAS lara, her iki spina iliyaka posterior süperiyor' u birleştiren çizgi orta noktası üzerine, uyluk laterali orta noktalarına, dizlerde lateral kondiller üzerine, bacak laterali orta noktalarına, ayak bileklerinde lateral malleoller üzerine, her iki kalkaneus arka tarafına ve ayakta her iki 2 nci metatars başlarına yerleştirildi. Hastalar kısa yürüme cihazı ile yürütülecekleri zaman kalkaneusa ve 2 nci metatars başlarına yapıştırılan işaretleyiciler ayakkabı üzerine aynı hizaya yapıştırıldı. Ayrıca bacak laterali orta noktasına konan işaretleyiciler cihaz üzerine yapıştırıldı. Hastanın değişen bacak boyları ile iç ve dış malleoller arasındaki mesafeleri tekrar ölçülerek kaydedildi.

İşaretleyiciler yerleştirildikten sonra, infrared kameraların işaretleyicileri tanınması için dinamik test öncesinde hastaların statik testleri yapıldı. Hastalardan normal yürüyüşleri ile, 10 metrelik yürüme parkurundan ve güç platformlarından oluşan alanda çıplak ayakla yürümeleri istendi. Aynı prosedür, kısa yürüme cihazları giydirildikten sonra tekrarlandı.

Çıplak ayakla ve ortezli olarak yapılan her yürüyüş sırasında video kayıtları gözden geçirildi. Hastanın normal yürüyüş paterni ve her bir ayak adımı tek bir platforma gelecek şekilde güç platformlarına ideal şekilde basıp basmadığı değerlendirilerek, dinamik test çalışması için kaliteli olan asgari 3 yürüyüş denemesi elde edilene kadar yürüme tekrarı yapıldı.

Analiz için gereken veri kayıtlarının alınmasını müteakiben, statik test kaydında kullanılan işaretlerin hareket analizinin yazılımı olan Vicon Workstation programına tanıtımı yapıldı.

Sonrasında her bir dinamik test kaydı bu tanıtım temelinde programda çalışılarak, üç boyutlu ortamda kaydedilmiş yürüyüş evrelerinin matematiksel dökümleri temin edildi. Elde edilen matematiksel veriler poligon programına taşınarak, zaman ve adım (temporal ve spatial) hareket analiz ölçümleri ile kinetik ve kinematik grafikleri elde edildi.

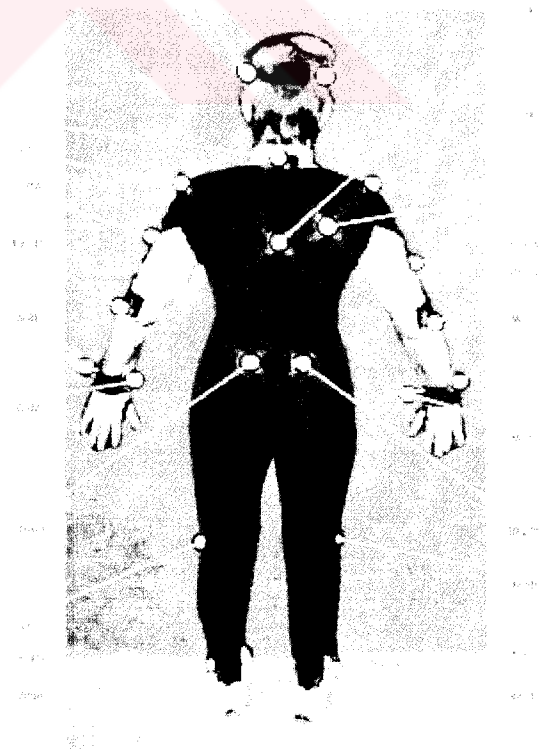
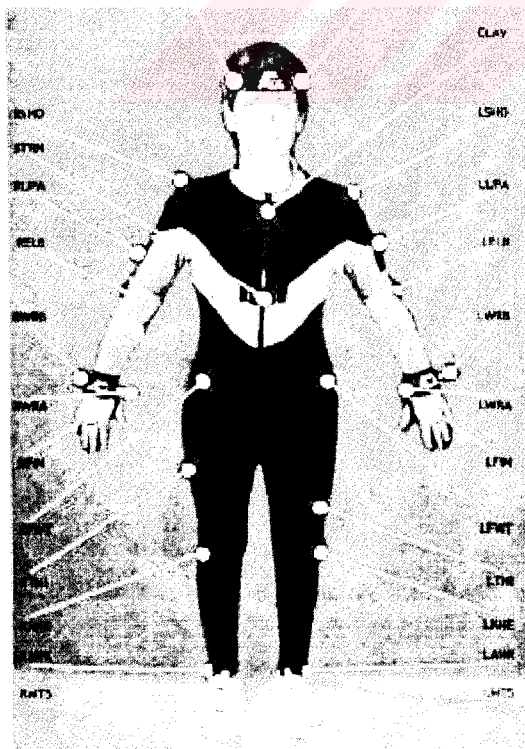
Tablo-V : Temporo-spatial parametreler ve laboratuvar normallerimiz

Temporo-spatial parametreler	Laboratuvar normallerimiz
Yürüme hızı (m/sn)	1.07 ± 0.13
Kadans (adım/dk)	103 ± 5.70
Tek adım uzunluğu (m)	0.62 ± 0.06
Çift adım uzunluğu (m)	1.24 ± 0.1
Tek destek fazı (sn)	0.45 ± 0.02
Çift destek fazı (sn)	0.27 ± 0.06

Bu işlemlerin tümü çıplak ayak ve kısa yürüme cihazı ile kaydedilmiş tüm yürüyüş denemeleri için tekrarlandı. Hastanın digital kamera kayıtları ve iskelet modelindeki yürüyüş özellikleri de dikkate alınarak kısa yürüme cihazının etkinliğini saptamak için tablo - V de görülen; zaman ve adım ölçümleri (temporal ve spatial parametreler) ile tablo - VI de görülen pelvis, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine ait seçilmiş kinematik parametreler hesaplandı.

Tablo-VI: Kinematik parametreler

Ayak bilegi ekleminde
1. İlk temas (initial contact) ayak bilegi en üst (pik) dorsofleksiyon açısı,
2. Basma fazi sonunda (terminal stance) ayak bilegi en üst (pik) dorsofleksiyon açısı,
3. Salinim fazında pik ayak bilegi en üst (pik) plantarfleksiyon açısı,
4. Sagittal plan da ayak bilegi eklem hareket açıklığı,
Diz ekleminde;
1. İlk temasta (initial contact) en üst (pik) diz açısı,
2. Basma fazi % 10 unda diz fleksiyonu,
3. Salinim da en üst (pik) diz fleksiyon açısı,
4. Basma fazi ortasında en üst (pik) ekstansiyon açısı,
5. Sagittal planda diz eklemi eklem hareket açıklığı,
Kalça ekleminde;
1. Basma fazında en üst (pik) ekstansiyon açısı,
2. Salinim fazında en üst (pik) fleksiyon açısı,
3. Sagittal planda kalça eklemi hareket açıklığı,
Pelvis'e ait kinematik parametreler;
1. Pelvik tilt oranı,
2. Pelvik obliquity oranı,
3. Pelvik rotasyon oranı,



Resim 1 - 2: İşaretleyicilerin yapıştırılma yerleri önden ve arkadan görülmekte

İstatistik Analizler

Verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasından sonra analiz işlemlerine geçildi. İstatistik değerlendirmeler için SPSS 11.5 (SPSSFW, SPSS Inc., Chicago, IL.USA) paket programından yararlanıldı. Tanımlayıcı istatistikler için aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Çıplak ve kısıbacak yürüme cihazı ile elde edilen değerlerin karşılaştırılması için “ iki eş arası farkın önemlilik testi (student t test) ” kullanıldı. Hız ve kadans üzerine etkili parametreleri belirlemek için çoklu lineer regresyon (multiple linear regression) analizi uygulandı. Yanılma seviyesi olarak $\alpha=0.05$ seçildi. Bu değere eşit ve küçük p değerleri için “istatistiksel olarak önemli (anlamlı) farklılığın olduğu ” yorumu yapıldı.



BULGULAR

Çalışmaya, 9 (18 bacak) erkek (% 75) ve 3 (6 bacak) kadın (%25) toplam 12 hasta (24 bacak) alındı. Hastaların demografik verileri Tablo-VII de gösterilmiştir. Hastalara ait toplu veriler Tablo- XV de verilmiştir.

Tablo -VII:Hastaların demografik özellikleri

Hasta sayısı	12 (24 bacak)
Kadın	3 (6 bacak -% 25)
Erkek	9 (18 bacak -% 75)
Ortalama yaş (yıl) (Ort. $\pm$ s)	28.0 $\pm$ 8.5 (20-45)
Ortalama yaralanma süresi (yıl) (Ort $\pm$ s)	2.9 $\pm$ 2.4 (1.5-8)
Ortalama AMI skoru (Ort $\pm$ s)	66.9 $\pm$ 8 (56-80)
Ortalama BKİ (kg/m²)	22.8 $\pm$ 3.9 (17.5-31)
Kullanılan cihaz	
Ayakkabı içi AFO	7 kişi (% 58.4)
Ortopedik ayakkabıya monte cihaz	5 kişi (% 41.6)
Yaralanma şekli	
ASY	4 kişi (%33)
Trafik kazası	4 kişi (%33)
Yüksekten düşme	4 kişi (%33)

Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile yürümede, yürüme hızı ve kadans üzerine, AMİ skoru, BKİ, yaş ve yaralanma süresi gibi parametrelerin etkisini araştırmak üzere kullanılan çoklu regresyon analiz sonuçları tablo VIII ve IX da gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre, hastalar çıplak ayakla yürüdükleri zaman, yürüme hızı üzerine pozitif etkili ve istatistiksel olarak anlamlı olan parametrelerin, AMİ skoru ($p = 0.003$) ve yaralanma süresi ($p = 0.004$) olduğu görüldü. Yaş ve BKİ nin, hızı negatif olarak etkilediği ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p > 0.05$) saptandı ($F = 50.807$; $p < 0.001$).

Aynı değerlendirme hastalar kısa yürüme cihazı ile yürüdükleri zaman yapıldığında, AMİ skorunun hız üzerine pozitif etkili ve istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı ($p = 0.001$) olduğu, BKİ nin negatif etkili ve istatistiksel olarak anlamlı ($p = 0.018$) olduğu, yaşın pozitif ve yaralanma süresinin negatif etkili ancak her ikisinin de istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p > 0.05$) olduğu tespit edildi ($F = 25.642$; $p < 0.001$). (Tablo VIII)

Tablo VIII: Kısa yürüme cihazı ve çıplak ayakla yürümede hız üzerine etkili parametrelerin lineer regresyon analizi sonuçları

Parametreler	Hız (m/sn)					
	Çıplak			Kısa yürüme cihazı		
	B	t	p	B	t	p
Yaralanma süresi (yıl)	0.477	3.247	0.004*	-0.148	0.763	0.454
AMİ skoru	0.481	3.274	0.003*	2.215	3.866	0.001*
BKİ (kg/m ²)	-0.713	1.672	0.109	-1.464	2.556	0.018*
Yaş (yıl)	-0.536	1.989	0.060	0.044	0.087	0.932
Düzeltilmiş R ²	0.81			0.67		

İtalikler ve * işareti istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$)

Tablo IX: Kısa yürüme cihazı ve çıplak ayakla yürümede kadans üzerine etkili parametrelerin lineer regresyon analizi sonuçları

Parametreler	Kadans (adım/dk)					
	Çıplak			Kısa yürüme cihazı		
	B	t	p	B	t	p
Yaralanma süresi (yıl)	0.294	3.777	0.001*	0.174	1.811	0.084
AMİ skoru	1.074	6.700	<0.001*	0.955	15.507	<0.001*
BKİ (kg/m ²)	0.074	0.229	0.821	-0.499	1.720	0.099
Yaş (yıl)	-0.372	2.448	0.023*	-0.348	1.868	0.075
Düzeltilmiş R ²	0.95			0.91		

İtalikler ve * işareti istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$)

Hastalar çıplak ayakla yürüdükleri zaman, kadans üzerine etkili ve istatistiksel olarak anlamlı parametrelerin AMİ skoru ($p < 0.001$), yaralanma süresi ($p = 0.001$) ve hasta yaşı ($p=0.023$) olduğu saptandı. Bu parametrelerden AMİ skoru ve yaralanma süresi pozitif, yaş ise negatif etkili idi. BKİ nin etkisi ise önemsiz bulundu ($F = 140.282$; $p < 0.001$).

Kısa yürüme cihazı ile yürürken, kadansı önemli seviyede etkileyen tek parametrenin AMİ skoru olduğu tespit edildi ($p < 0.001$). Yaş, yaralanma süresi ve BKİ nin etkisi önemli değildi ($F = 240.468$; $p < 0.001$) (Tablo IX).

Hastaların çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile yürüdüklerinde elde edilen temporo-spatial parametrelerin değerleri ve istatistiksel farkları Tablo-X de gösterilmiştir.

Tablo X: Temporal ve spatial parametrelerin çıplak olarak ve cihazla yürütülerek elde edilen değerleri.

Parametreler	Çıplak			Kısa yürüme cihazı			Karşılaştırma sonucu	
	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	Min.	Mak.	Ort $\pm$ st	t	p
Yürüme hızı(m/sn)	0.04	0.63	0.26 $\pm$ 0.17	0.10	2.32	0.62 $\pm$ 0.58	-3.08	0.005*
Kadans (adım/dk)	21.6	73.8	44.58 $\pm$ 15.86	25	89	56.64 $\pm$ 18.79	-5.18	<0.001*
Tek adım uz.(m)	0.09	0.53	0.33 $\pm$ 0.11	0.16	0.92	0.41 $\pm$ 0.19	-3.96	0.001*
Çift adım uz. (m)	0.20	1.04	0.64 $\pm$ 0.22	0.36	1.60	0.79 $\pm$ 0.34	-4.92	<0.001*
Tek destek fazı (s)	0.44	0.88	0.66 $\pm$ 0.13	0.36	0.77	0.56 $\pm$ 0.13	7.13	<0.001*
Çift destek fazı (s)	0.26	4.76	1.72 $\pm$ 1.19	0.20	3.90	1.22 $\pm$ 0.94	5.09	<0.001*

*İtalikler ve * istatistiksel olarak anlamlı*

Hastalar çıplak yürüdüklerinde yürüme hızı 0.26 $\pm$ 0.17 m/sn, cihazları ile yürüdüklerinde 0.62 $\pm$ 0.58 m/sn olarak ölçüldü. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$)(Grafik 1).

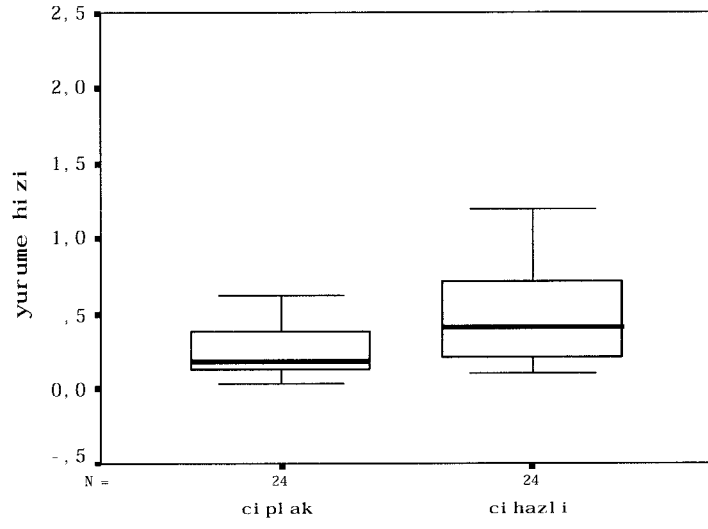
Hastalar çıplak ayakla yürüdüklerinde kadans 44.58 $\pm$ 15.86 adım/dk, ortezi ile yürüdüklerinde 56.64 $\pm$ 18.79 adım/dk olarak tespit edildi. Aralarındaki fark kısa yürüme cihazı lehine istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$) (Grafik-2).

Tek adım uzunluğu çıplak ayakla yürürken 0.33 $\pm$ 0.11 metre, kısa yürüme cihazı ile yürürken 0.41 $\pm$ 0.19 metre olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$) (Grafik-3).

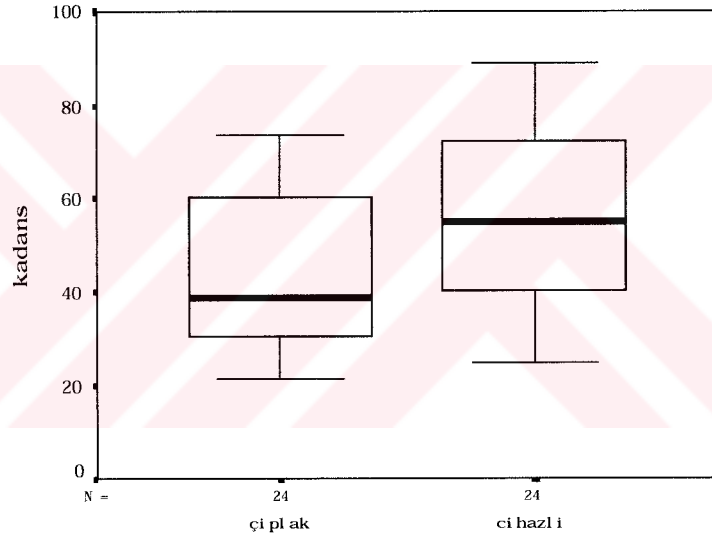
Çift adım uzunluğu çıplak ayakla yürürken 0.64 $\pm$ 0.22 metre, kısa yürüme cihazı ile yürürken 0.79 $\pm$ 0.34 metre olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$) (Grafik-4).

Tek destek fazı süresi çıplak ayakla yürürken 0.66 $\pm$ 0.13 saniye, kısa yürüme cihazı ile yürürken 0.56 $\pm$ 0.13 saniye olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$).

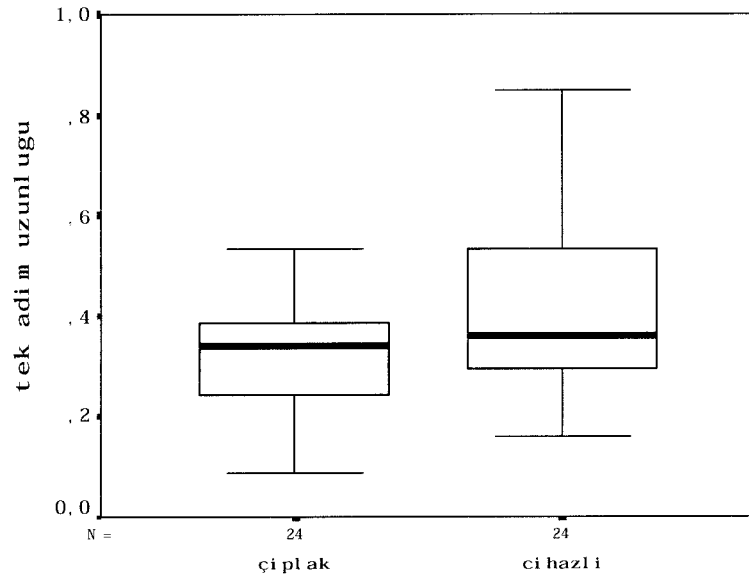
Çift destek fazı süresi çıplak ayakla yürürken 1.72 $\pm$ 1.19 saniye, kısa yürüme cihazı ile yürürken 1.22 $\pm$ 0.94 saniye olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$) (Grafik-5).



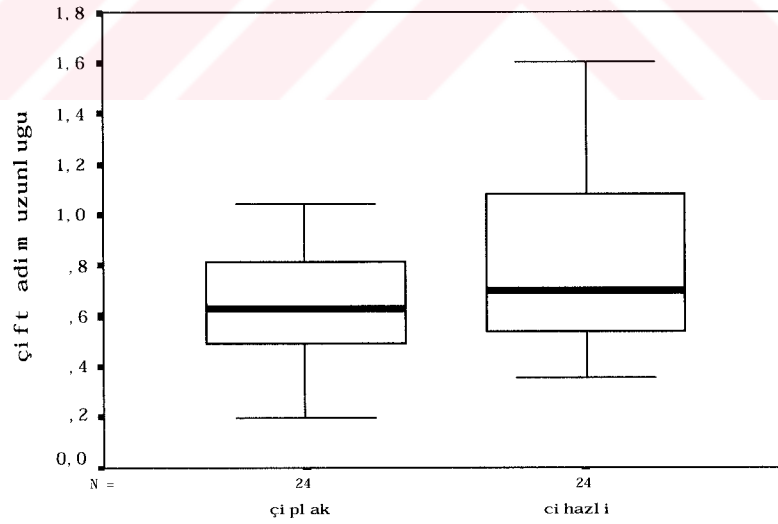
Grafik-1:Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile yürüme hızı değişimi.



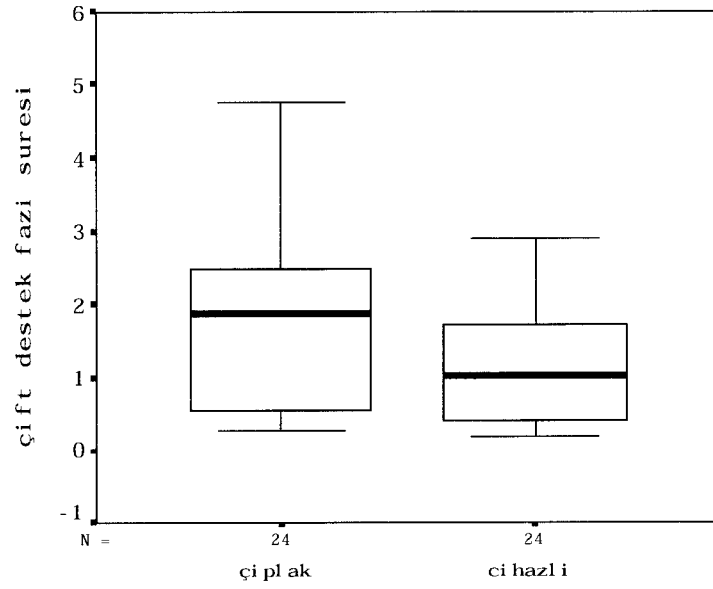
Grafik-2:Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile kadans değişimi



Grafik-3: Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile tek adım uzunluğunun değişimi



Grafik-4: Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile çift adım uzunluğunun değişimi



Grafik-5: Çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile çift destek fazi süresi değişimi

Ayak bileğine ait kinematik değerlendirme parametrelerinin sagittal planda çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile elde edilen değerleri ve istatistiksel farkları Tablo-XI de gösterilmiştir.

Tablo-XI: Ayak bileğine ait sagittal plan değerlendirme parametrelerinin açısal değerleri

Parametreler (derece)	Çıplak			Kısa yürüme cihazı			Karşılaştırma sonucu	
	Min.	Mak.	Ort ± st	Min	Mak.	Ort ± st	t	p
İlk temas ABDF açısı	-38	-4	-20.08 ± 8.84	-7	18	1.71 ± 5.86	-9.62	<0.001*
Basma fazi sonunda ABDF açısı	-34	26	1.31 ± 14.96	-1	29	11.13 ± 6.91	-2.81	0.010*
Salınım fazi ABPF açısı	-54	26	-22.96 ± 18.77	-8	18	2.79 ± 6.19	-7.59	<0.001*
Sagittal plan EHA	22	90	42.29 ± 15.54	10	31	20.33 ± 5.92	7.26	<0.001*

İtalikler ve * istatistiksel olarak anlamlı

ABDF: Ayak bilek dorso- fleksiyonu / ABPF: Ayak bilek plantar- fleksiyonu / EHA: Eklem hareket açıklığı

İlk temasta ABDF açısının çıplak ayakla değeri -20.08 ± 8.84 derece, kısa yürüme cihazı ile 1.71 ± 5.86 derece olarak ölçüldü. Aralarındaki fark normal değere yaklaşması açısından, istatistiksel olarak önemli düzeyde anlamlı idi ($p < 0.001$).

Basma fazı sonunda ABDF açısının çıplak ayakla değeri 1.31 ± 14.96 derece, kısa yürüme cihazı ile değeri 11.13 ± 6.91 derece olarak ölçüldü. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$).

Salınım fazında ABPF açısı çıplak ayakla -22.96 ± 18.77 derece, kısa yürüme cihazı ile 2.79 ± 6.19 derece olarak ölçüldü. Aradaki fark, kısa yürüme cihazının salınım fazında ABPF açısını normal değerine yaklaştırması lehine istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$).

Salınım fazında ayak bileğinin sagittal planda EHA, çıplak ayakla yürürken 42.29 ± 15.54 derece ve kısa yürüme cihazı ile 20.33 ± 5.92 derece olarak tespit edildi. Aradaki fark istatistiksel olarak önemli düzeyde anlamlı idi ($p < 0.001$).

Diz eklemine ait kinematik parametrelerin sagittal planda çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile elde edilen değerleri ve istatistiksel farkları Tablo-XII da gösterilmiştir.

Tablo-XII:Diz eklemine ait sagittal plan değerlendirme parametrelerinin açısal değerleri

Parametreler (derece)	Çıplak			Kısa yürüme cihazı			Karşılaştırma sonucu	
	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	t	p
İlk temasta diz açısı	-16	9	-5.79 ± 6.71	-14	9	-4.00 ± 5.36	-1.80	0.085
Basma fazı % 10 da DFA	-14	6	-5.04 ± 6.34	-13	10	1.29 ± 6.28	-4.91	$<0.001^*$
Salınım fazında en üst DFA	11	65	37.63 ± 17.14	6	72	33.96 ± 14.28	1.33	0.197
Basma fazı ortasında DEA	-17	17	-7.00 ± 8.20	-17	3	-7.25 ± 5.94	0.23	0.821
Sagittal plan diz EHA	25	77	49.71 ± 16.01	19	85	41.17 ± 14.61	3.37	0.003^*

İtalikler ve * istatistiksel olarak anlamlı

DFA:Diz fleksiyon açısı / DEA:Diz ekstansiyon açısı / EHA:Eklem hareket açıklığı

İlk temasta diz açısının çıplak ayakla değeri -5.79 ± 6.71 derece, kısa yürüme cihazı ile -4.00 ± 5.36 derece olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Basma fazı % 10 da DFA sı, çıplak ayakla -5.04 ± 6.34 derece ve kısa yürüme cihazı ile 1.29 ± 6.28 derece idi. Aralarındaki fark istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$).

Salınım fazında en üst DFA, çıplak ayakla 37.63 ± 17.14 derece ve kısa yürüme cihazı ile 33.96 ± 14.28 derece olarak ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Basma fazı ortasında DEA, çıplak ayakla -7.00 ± 8.20 derece ve kısa yürüme cihazı ile -7.25 ± 5.94 derece olarak tespit edildi. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Sagittal planda diz EHA, çıplak ayakla 49.71 ± 16.01 derece ve kısa yürüme cihazı ile 41.17 ± 14.61 derece idi. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$).

Kalça eklemine ait kinematik değerlendirme parametrelerinin, sagittal planda çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile elde edilen değerleri ve istatistiksel farkları Tablo-XIII da gösterilmiştir.

Tablo-XIII:Kalça eklemine ait sagittal plan değerlendirme parametrelerinin açısal değerleri

Parametreler (derece)	Çıplak			Kısa yürüme cihazı			Karşılaştırma sonucu	
	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	t	p
Basma fazında en üst KEA	-14	32	2.71 ± 13.84	-15	33	1.33 ± 13.57	1.08	0.291
Salınım fazında en üst KFA	14	70	45.50 ± 14.21	23	60	38.88 ± 9.22	3.59	<i>0.002*</i>
Sagittal plan kalça EHA	25	62	45.21 ± 10.40	25	59	40.54 ± 8.38	4.12	<i><0.001*</i>

*İtalikler ve * istatistiksel olarak anlamlı*

KFA: Kalça fleksiyon açısı / KEA:Kalça ekstansiyon açısı / EHA:Eklem hareket açıklığı

Basma fazında en üst KEA, çıplak ayakla 2.71 ± 13.84 derece ve kısa yürüme cihazı ile 1.33 ± 13.57 derece tespit edildi. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Salınım fazında KFA, çıplak ayakla 45.50 ± 14.21 derece ve kısa yürüme cihazı ile 38.88 ± 9.22 derece ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$).

Sagittal planda kalça EHA, çıplak ayakla 45.21 ± 10.40 derece ve kısa yürüme cihazı ile 40.54 ± 8.38 derece tespit edildi. Aradaki fark istatistiksel olarak önemli derecede anlamlı idi ($p < 0.001$).

Pelvis aitt kinematik değerlendirme parametrelerinin sagittal, transvers ve koronal planda çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile elde edilen değerleri ve istatistiksel farkları Tablo-XIV de gösterilmiştir.

Tablo XIV: Pelvis aitt sagittal, transvers ve koronal plan değerlendirme parametrelerinin açısal değerleri

Parametreler (derece)	ıplak			Kısa yürüme cihazı			Karşılaştırma sonucu	
	Min.	Mak.	Ort $\pm$ st	Min	Mak.	Ort $\pm$ st	t	p
Pelvik tilt oranı	5 (n)	30(n)	14.04 $\pm$ 6.93	7(n)	30(n)	14.46 $\pm$ 6.72	-0.73	0.475
Pelvik rotasyon oranı	18 (i)	60 (i)	39.21 $\pm$ 12.88	18(i)	64 (i)	38.04 $\pm$ 14.29	0.79	0.436
Pelvik obliklik oranı	8 (st)	28(st)	17.75 $\pm$ 6.38	8(st)	28(st)	16.00 $\pm$ 5.79	2.90	0.008*

*İtalikler ve * istatistiksel olarak anlamlı*

Sagittal planda pelvik tilt oranı anteriroya doğru, çıplak ayakla 14.04 $\pm$ 6.93 derece ve kısa yürüme cihazı ile 14.46 $\pm$ 6.72 derece idi. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Transvers planda pelvik rotasyon oranı, çıplak ayakla 39.21 $\pm$ 12.88 derece ve kısa yürüme cihazı ile 38.04 $\pm$ 14.29 derece ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Koronal planda pelvik obliklik oranı, yukarı doğru, çıplak ayakla 17.75 $\pm$ 6.38 derece ve kısa yürüme cihazı ile 16.00 $\pm$ 5.79 derece ölçüldü. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0.05$).

şekil -18 (a, b, c, d, e, f, g, h, ı, i, j, k) de hastalarımızdan çıplak ayakla ve kısa yürüme cihazı ile yürütülerek elde edilen grafik örnekleri görülmekte. Yeşil çizgiler sağ bacağı, kırmızı çizgiler sol bacağı, mavi çizgi laboratuvarımızın normal değerlerini gösteriyor. Yatay eksen de yürüme siklusu, dikey eksen de eklem açıları işaretlenmiştir.

Hasta	Yaş	Yara. Süresi	AMI	BKİ	Hız Ç	Hız C	Kadans Ç	Kadans C	TAU Ç	TAU C	ÇAU Ç	ÇAU C	TDFS Ç	TDFS C	ÇDFS Ç	ÇDFS C	İTABDF Ç	İTABDF C
1	22	1,5	60	21,01	,15	,20	39	47,2	,24	,30	,45	,51	,50	,44	1,98	1,60	-16	4
2	44	1	66	23,88	,13	,18	28,6	34,7	,34	,29	,56	,64	,80	,64	2,60	2,14	-10	5
3	33	7	63	17,53	,42	,61	58,3	67,6	,39	,51	,86	1,09	,82	,77	,42	,33	-23	5
4	33	8	76	26,73	,44	,69	60,6	75	,46	,55	,87	1,11	,64	,49	,58	,43	-34	2
5	26	,5	60	27,40	,18	,21	38,5	42	,32	,41	,57	,60	,60	,50	1,72	1,48	-18	6
6	20	4,5	63	23,23	,28	,32	49,6	54,5	,36	,33	,69	,70	,54	,60	1,26	,96	-33	-6
7	20	3	66	19,49	,36	,41	63,8	70,6	,37	,38	,67	,69	,80	,76	,28	,20	-19	0
8	22	1	60	18,79	,18	,70	30,2	78,9	,35	,56	,72	1,06	,58	,42	2,46	,60	-15	0
9	23	2	73	21,33	,11	,22	29,6	37,5	,30	,33	,59	,70	,88	,66	2,62	2,14	-21	8
10	25	2,5	80	22,86	,63	,1,20	72,9	88	,51	,85	1,04	1,60	,65	,45	,47	,38	-23	0
11	25	1,5	80	20,70	,13	,2,32	36,4	51,7	,24	,26	,42	,49	,60	,54	2,14	1,24	-25	0
12	45	2	60	31,14	,04	,10	24,5	32,6	,09	,16	,30	,38	,46	,36	4,76	3,90	-10	-1
13	22	1,5	60	21,01	,13	,19	39,7	46,9	,15	,20	,38	,48	,60	,46	1,92	1,66	-16	-1
14	44	1	66	23,88	,12	,20	28,3	35,5	,21	,34	,52	,68	,80	,68	2,60	2,06	-12	7
15	33	7	63	17,53	,44	,62	59,4	66,2	,47	,58	,90	1,12	,82	,68	,38	,36	-21	18
16	33	8	76	26,73	,46	,73	60,6	73,8	,46	,61	,91	1,18	,76	,68	,58	,43	-35	-5
17	26	,5	60	27,40	,18	,21	37	42	,26	,28	,59	,64	,80	,74	1,82	1,44	-16	0
18	20	4,5	63	23,23	,29	,32	49,6	55,2	,34	,38	,69	,70	,62	,64	1,26	,94	-12	-3
19	20	3	66	19,49	,35	,41	63,8	69	,29	,32	,66	,71	,82	,74	,26	,24	-38	11
20	22	1	60	18,79	,24	,67	37	80,2	,38	,44	,77	1,00	,66	,50	2,00	,58	-4	-3
21	23	2	73	21,33	,11	,18	30,9	38,5	,34	,30	,54	,55	,54	,40	2,50	1,82	-25	-7
22	25	2,5	80	22,86	,63	,1,20	73,8	89	,53	,92	1,03	1,50	,52	,40	,46	,35	-22	2
23	25	1,5	80	20,70	,13	,2,08	36,1	57,7	,20	,22	,45	,46	,64	,54	2,08	1,10	-25	5
24	45	2	60	31,14	,05	,80	21,6	25	,24	,39	,20	,36	,44	,44	4,02	2,90	-9	-6

Ç:Çıplak/ C:Çihazlı/ AMİ:Ambulator Motor İndeksi/ BKİ:Beden Kitle İndeksi/ TAU:Tek Adım Uzunluğu/ ÇAU:Çift Adım Uzunluğu/ TDFS:Tek Destek Fazı Süresi/ ÇDFS:Çift Destek Fazı Süresi/ İTABDF:İlk Temas Ayak bileği Dorsifleksiyonu

TABLO XV: Toplu olarak hasta verileri

TABLO XV:Toplu olarak hasta verileri devam.

Hasta	BSABDF Ç	BSABDF C	SABPF Ç	SABPF C	SPABEHA Ç	SPABEHA C	İTDA Ç	İTDA C	B%10DF Ç	B%10DF C	SDFA Ç	SDFA C	BFODE Ç	BFODE C	SPDEHA Ç	SPDEHA C
1	-2	11	-25	2	34	17	-7	-6	-6	-2	32	14	-8	-7	40	21
2	9	15	-14	5	33	24	-10	-9	-12	-10	20	21	-12	-10	32	33
3	5	19	-36	2	51	26	-9	-7	-8	-4	59	45	-9	-9	68	54
4	-5	4	-33	-1	45	31	-16	-14	-14	-13	46	41	-17	-17	63	61
5	16	11	-19	9	38	23	2	-2	2	0	27	29	0	2	34	35
6	-34	7	-54	-8	70	18	-5	-12	-10	1	21	6	-12	-15	34	20
7	26	7	-17	6	43	22	9	0	5	1	50	30	4	-1	46	31
8	6	13	-30	1	36	13	-10	-4	-6	4	15	30	-10	-9	25	39
9	-24	28	-39	4	58	25	-14	-4	-13	5	11	45	-13	-6	51	38
10	10	4	26	11	36	16	-10	-3	0	7	65	42	12	1	77	45
11	-5	12	-30	0	25	12	-10	0	-1	0	57	42	-9	-11	65	53
12	13	9	-19	-2	37	20	-4	-5	-4	9	22	29	-7	-7	28	36
13	-5	4	-23	4	38	24	-10	-8	-10	-6	31	27	-12	-11	43	38
14	-1	15	-21	7	33	27	-6	-8	-13	-10	36	36	-12	-10	50	46
15	6,5	29	-24	18	37	29	-4	0	-7	4	54	49	-7	0	61	52
16	8	8	-45	-1	60	28	-11	-8	-14	-1	62	72	-13	-7	75	85
17	6	13	-16	4	40	25	-9	-2	0	0	16	21	-5	-4	32	33
18	-10	11	-19	-3	48	15	-5	-5	-7	6	39	36	-11	-13	51	48
19	24	10	-29	10	53	14	5	8	-5	6	45	38	-5	3	50	38
20	12	14	-10	-3	22	10	4	0	6	4	45	46	-4	-7	49	53
21	-30	10	-49	-6	90	22	8	9	2	10	30	40	-6	-13	53	25
22	11	6	26	10	37	15	-10	-2	0	8	57	40	17	3	74	42
23	-7	8	-33	4	26	16	-7	-7	4	4	51	28	-13	-15	64	43
24	2	-1	-18	-6	25	16	-10	-7	-10	8	12	8	-16	-11	28	19

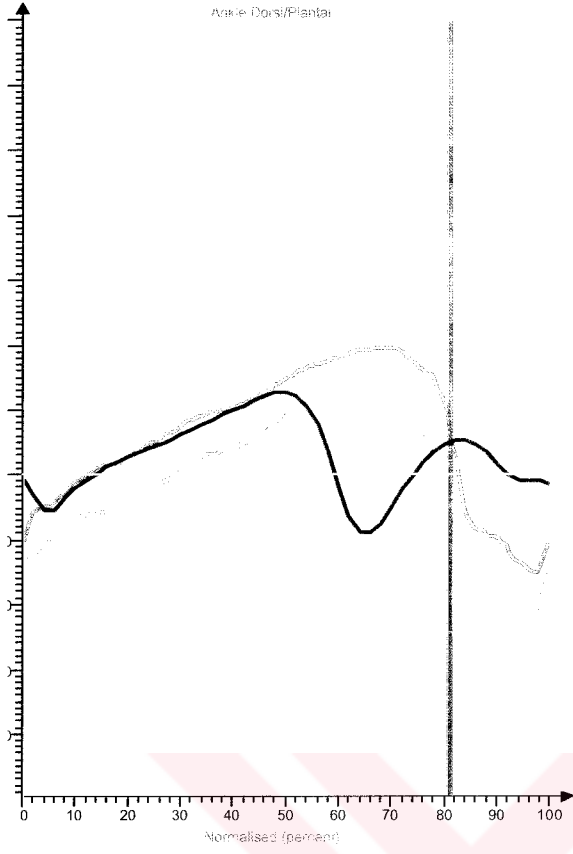
Ç:ÇİPLAK/ C:ÇİHAZLI/ BSABDF:Basma sonu ayakbilek dorsifleks/ SABPF:Salımda ayakbileği plantar fleksiyonu/ SPABEHA:Sagittal plan ayakbileği eklem hareket açıklığı/

İTDA:İlk temas diz açısı/ B%10DF:Basma fazı %10 da diz açısı / SDFA:Salımm diz fleksiyon açısı/ BFODE: Basma ortası diz ekstensiyon açısı/ SPDEHA:Sagittal plan diz eklem hareket açıklığı

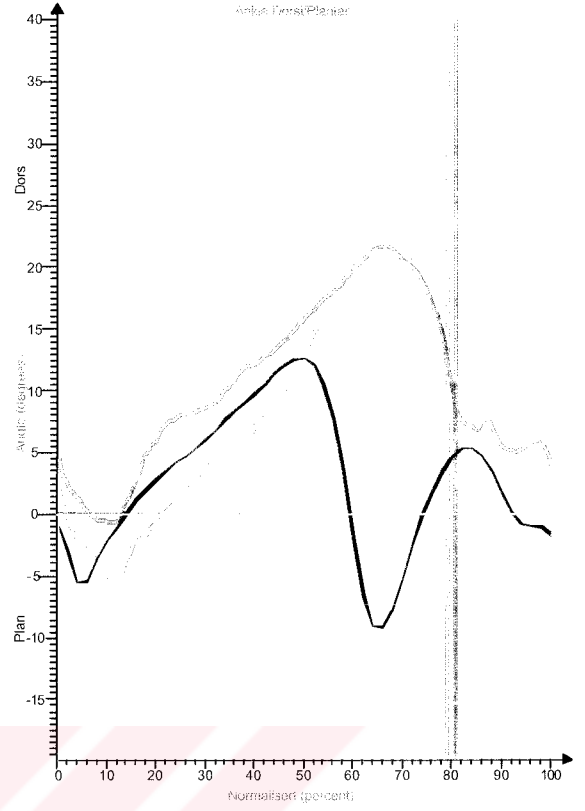
TABLO XV: Toplu olarak hasta verileri devam.

HASTA	BFKEAÇ	BFKEAC	SFKFAÇ	SFKFAC	SPKEHAÇ	SPKEHAC	PTÇ	POÇ	POC	PRÇ	PRC
1	-10	-15	43	30	53	45	18	20	17	49	43
2	-9	-9	40	39	49	49	10	21	23	36	39
3	-4	-6	45	32	49	38	11	10	10	51	48
4	-5	-7	55	46	59	53	12	20	16	34	34
5	6	9	14	28	39	37	9	16	16	40	64
6	3	0	48	41	45	42	25	28	28	58	55
7	32	29	70	51	28	29	9	28	21	60	53
8	4	-8	26	30	30	31	14	17	11	24	21
9	-14	-14	45	45	59	59	30	16	16	37	37
10	-10	-10	46	35	56	45	5	8	8	18	18
11	25	13	65	44	40	31	12	9	9	34	28
12	10	20	51	46	40	37	20	20	18	25	19
13	-11	-15	37	29	47	44	19	20	17	50	43
14	-9	-9	40	39	49	49	9	21	23	36	36
15	-9	-2	45	39	54	41	10	10	10	52	55
16	-7	4	55	47	62	51	12	20	15	34	34
17	8	9	15	29	37	37	10	16	17	40	54
18	0	0	54	50	53	50	23	28	28	58	56
19	31	33	70	60	29	33	9	28	20	60	53
20	7	-8	40	23	47	38	17	17	11	32	24
21	5	4	41	41	37	38	28	15	15	35	34
22	-13	-10	38	25	51	35	5	10	8	18	18
23	13	6	60	42	47	36	10	8	10	35	28
24	22	18	49	42	25	25	10	20	17	25	19

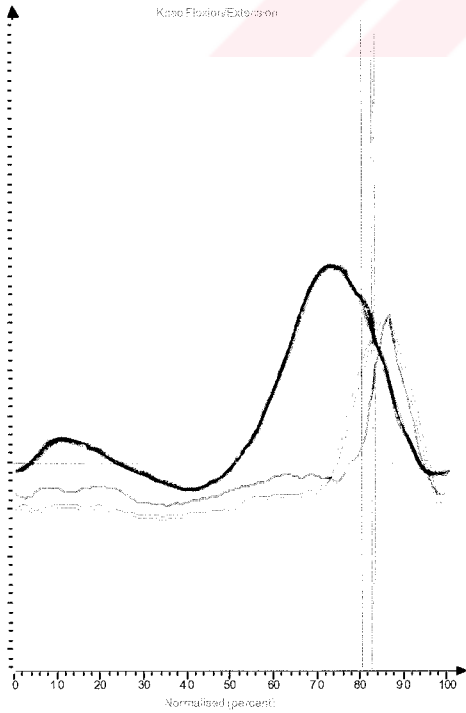
Ç:/Çıplak/ C:Cihazlı/ BFKEA:Basma fazi kalça ekstansiyon açısı/ SFKFA:Salınım fazi kalça fleksiyon açısı/ SPKEHA:Sagittal plan kalça eklem hareket açıklığı/ PT:Pelvik tilt/ PO:Pelvik obliklik/ PR:Pelvik rotasyon



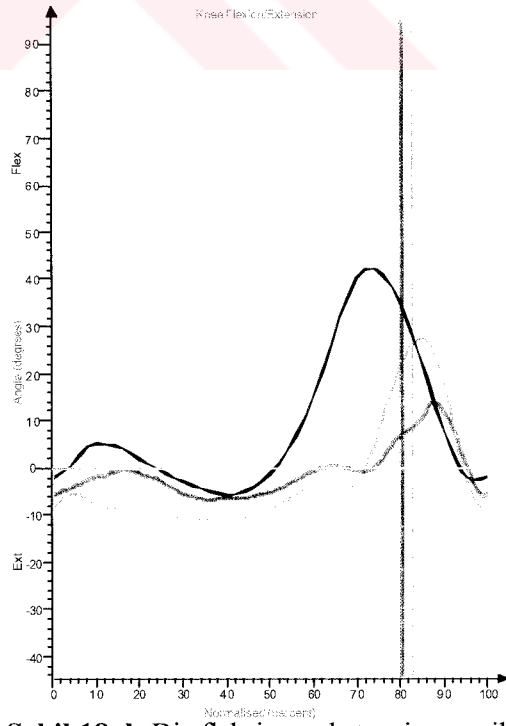
Şekil-18 a : Ayak bileği dorsifleksiyon-plantarfleksiyon açıları (Çıplak ayak)



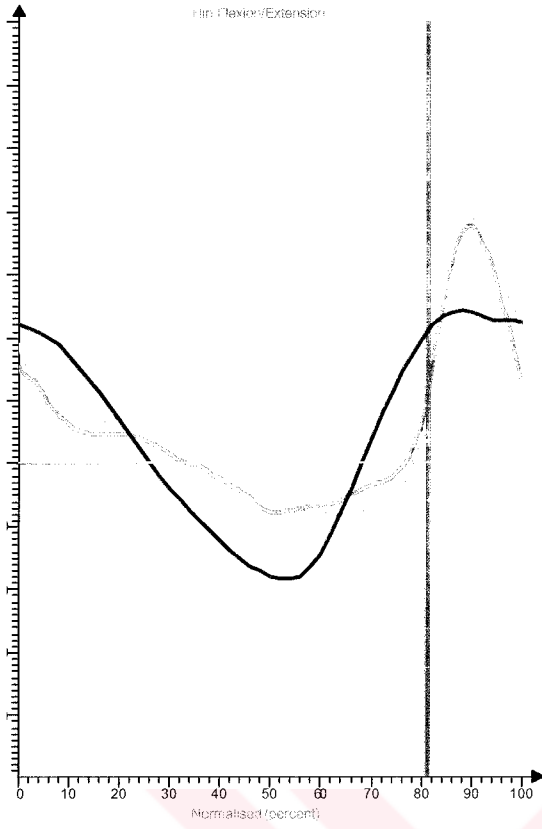
Sekil-18 b: Ayak bileği dorsifleksiyon-plantarfleksiyon açıları (Cihazla)



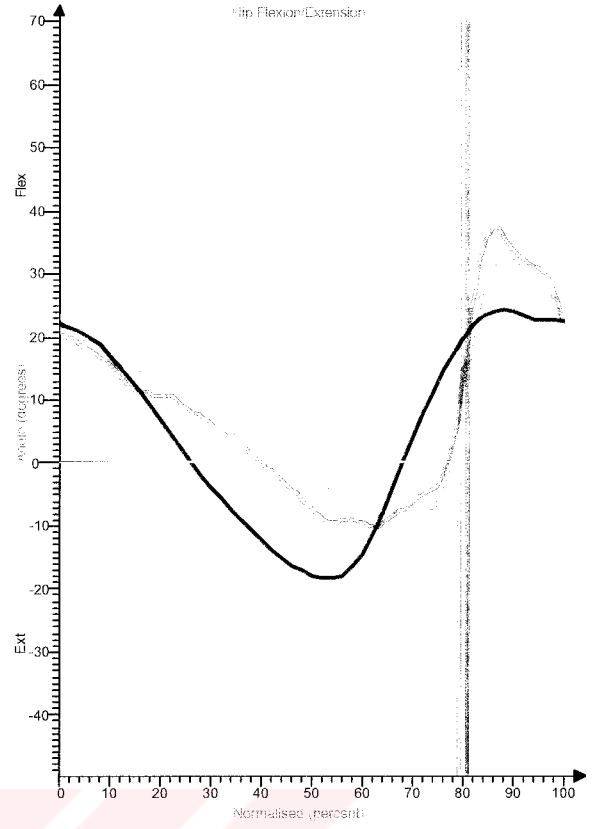
Şekil-18 c: Diz fleksiyon-ekstansiyon açıları (Çıplak ayak)



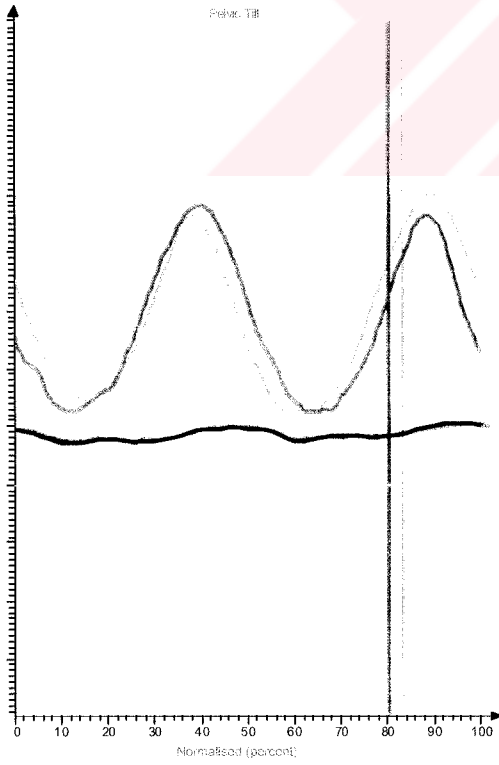
Sekil-18 d: Diz fleksiyon-ekstansiyon açıları (Cihazla)



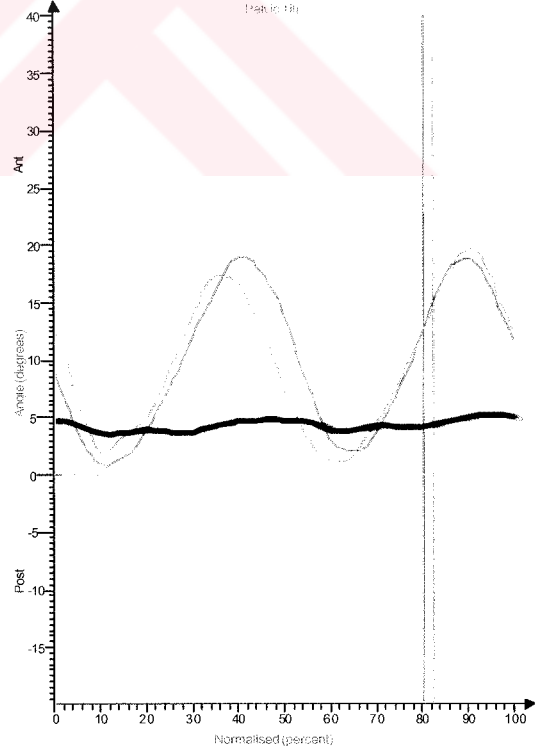
Şekil 18 e: Çıplak ayakla kalça fleksiyon-ekstansiyon açısı



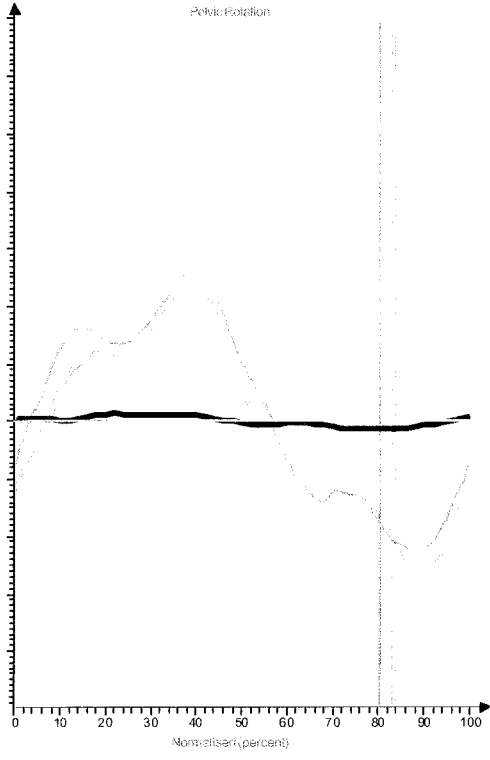
Sekil 18 f: Cihazla kalça fleksiyon-ekstansiyon açıları



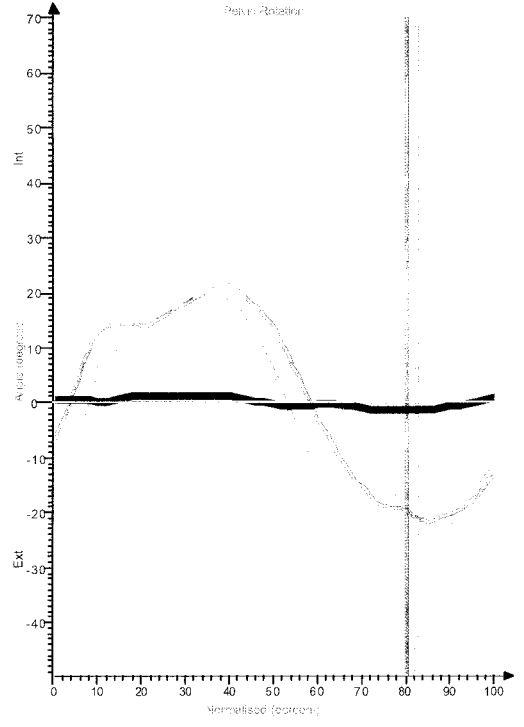
Şekil 18 g: Çıplak ayakla pelvik tilt



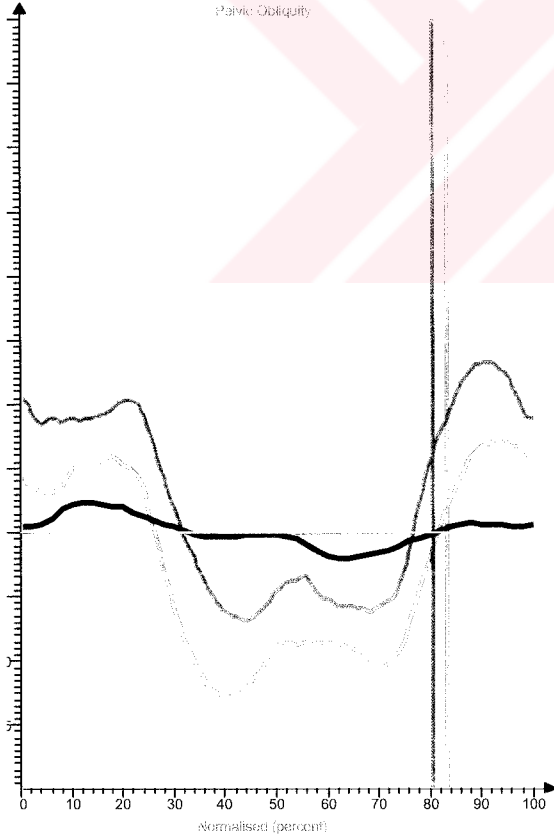
Sekil 18 h: Cihazla pelvik tilt



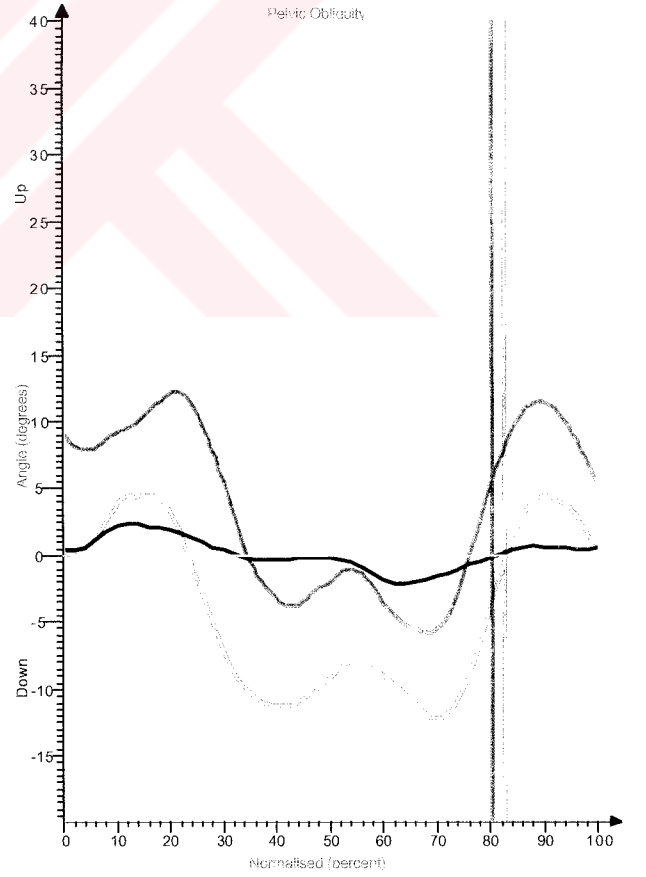
Sekil 18 I: Çıplak pelvik rotasyon



Sekil 18 I: Cihazla pelvik rotasyon



Sekil 18 j: Çıplak pelvik obliklik



Sekil 18 k: Cihazla pelvik obliklik

TARTIŞMA VE SONUÇ

Spinal kord yaralanmalarından sonra, normal yürüyüş özellikleri, sinir paralizi ve kas güçsüzlüğüne bağlı olarak değişim gösterir. Yürüyüşte meydana gelen bu değişiklikler lezyonun seviyesi ve şiddeti ile yakın ilişkilidir. Hussey ve Stauffer yaptıkları çalışmada, alt ekstremit motor gücü ve yürüme yeteneği arasında yakın ilişki olduğunu bildirmişlerdir (39). Bu çalışmada, toplum içinde yürüyebilen hastaların pelvik kontrole sahip olmalarının yanı sıra en az 3/5 gücünde kalça fleksör kas gücü ve en az bir dizde 3/5 ekstensör kas gücüne sahip olmaları gerektiği, böylece birden fazla diz ayak bileği ortezi (KAFO) kullanmadan yürümenin sağlanabileceğini savunmuşlardır.

Daha sonra Waters ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, Hussey ve Stauffer'ın vurguladığı kriterleri, AMI skoru normalin % 60'ına eşit veya üzerinde olan hastaların karşıladığını ve AMI skoru ile yürüme hızı ve kadansı arasında lineer ilişki olduğunu tespit etmişlerdir (75,76,78). Bu çalışmaların sonuçlarına dayanarak, kauda ekinalı hastalardan % 60 ve üzerinde AMI skoruna sahip olanları çalışmamıza dahil ettik. Hastalarımız en az 3/5 diz ekstensör kas gücüne sahipti ve çift taraflı kısa yürüme cihazı kullanıyordu. Bizim sonuçlarımız da, Waters ve arkadaşlarının bildirdiği gibi AMI skoru ile hız ve kadans arasında, istatistiksel olarak anlamlılık olduğunu gösterdi. Sadece bir hastamızda, bu parametreler arasında anlamlılık tespit edilmedi. Bunun nedeninin hastanın yaşının (45) ve beden kitle indeksinin (BKİ) (31.14) diğerlerine göre daha fazla olması ve yürüteç kullanmasına bağlı olduğunu düşündük. Çalışma sonuçlarımız da BKİ ve yaşın, hız ve kadans üzerine negatif yönde etkili olduğunu göstererek, bizim bulgularımızın doğruluğunu desteklemiştir. Daverat ve arkadaşları 157 spinal kord yaralanmalı hastayla yaptıkları çalışmada AMI skoruna benzer bir skor olan Yale Skala Skoru (YSS) nu kullanmışlar ve YSS yüksek olan hastalarda yaşın yürüme yeteneğinin tekrar sağlanmasında anlamlı bir etken olduğunu bildirmişlerdir (19).

Spinal kord yaralanmalı bireylerde yürürken kullanılan asistif aletlerin, yürüme hızı ve kadansı üzerine etkinliğini araştıran önceki çalışmalarda yürüteç ile yürüyen spinal kord yaralı hastalarda, kanadyen ve koltuk değneği kullanan hastalara göre yürüme hızı ve kadansının daha yavaş olduğu tespit edilmiştir (53,75,76).

Yaralanmadan sonra geçen süre arttıkça alt ekstremit motor gücü iyileşebilmekte ve motor gücün artması yürüme hızında artışa sebep olmaktadır (39,78). Bizim vakalarımızda da yaralanmadan sonra geçen süre ile hız ve kadans arasında istatistiksel anlamlılık gözlemlendi.

Bu süre, arttıkça hastaların çıplak ayakla yürümedeki hız ve kadansının arttığı tespit edildi. Ancak, kısa yürüme cihazı ile alınan verilerde aynı sonucu elde edemedik. Hastaların yaralanma sonrası periyodlarının uzamasının, AFO'lu yürüyüşlerindeki hız ve kadansları üzerinde istatistiki fark yaratacak bir etkisi yoktu.

Kısa bacak yürüme cihazı giyilmesi ile yürüme hızı, kadans, tek ve çift adım uzunluğunda istatistiksel olarak anlamlı artış tespit edildi. Tek destek fazı süresinde ve çift destek fazı süresinde de istatistiksel olarak önemli derecede azalma gözlemlendi. Bu değerlerdeki düzelmeler, kısa yürüme cihazı giyilmesi ile stabilitenin sağlandığını düşündürdü. Stabilitenin sağlanması ile hastalar, dengelerini daha iyi sağladıkları için çift destek fazında geçen süre kısaldı, tek destek fazında geçen süre ise uzadı. Ancak kısa yürüme cihazı ile yürüyüş siklusunun toplam süresi de kısaldığı için, cihazla yürüyerek elde edilen tek destek fazı sürelerinin ortalaması ile çıplak yürümede elde edilen ortalama karşılaştırıldığında tek destek fazı kısalmış olarak veriler elde edildi. Kadans ve adım uzunluklarındaki artış ile tek destek ve çift destek fazının kısalması, yürüme hızının artmasını açıklamaktadır. Daha önceki çalışmalarda bizim sonuçlarımızla uyumlu olarak, AFO giyilmesi ile yürüme hızı, kadans ve adım uzunluklarında artış, çift destek fazı sürelerinde azalma olduğunu belirtilmiştir (26,69). Ancak Duffy ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, AFO giyilmesi ile kadans değişmemiş ve yürüme hızındaki artış sadece adım uzunluğundaki artışa bağlanmıştır. Bunun aksine Thomson ve arkadaşları kadansta da AFO giyilmesi ile artış tespit etmişlerdir. Bu sonuç farklılıklarının, hasta gruplarının birbirleriyle tam olarak benzer olmamasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

AFO'lar normal bireylerde deneme amacı ile giyildikleri zaman, yürüme hızında ve kadansda azalma ve enerji tüketiminde artışa sebep olurlar. Bunun sebebi ayak bileğini sabitleyerek, salınım öncesi dönemde normal parmak itişini engellemeleri ve bacağı ilave yük eklemeleridir (10). Bunun tersine, ayak bileğinde stabilizasyon bozukluğu yapabilecek hastalıklarda stabilizasyonu ve yürüyüşü olumlu yönde desteklerler. Kısa yürüme cihazları ile hastaların ayak bileğinin kontrolsüz hareketi engellenir, kas zayıflığı kompanze edilir, mevcut deformitenin ilerlemesi ve düzeltilmiş deformitenin tekrarlanması engellenir, deformite oluşturabilecek iç güçlere karşı etki oluşturulur ve bozulmuş yürüme parametreleri düzeltilir (10,26,33,35,70) ve AFO lar yürüme siklusunun basma fazı süresince özellikle dizde ve ayak bileğinde sagittal plan hareketlerinde düzelmeye de yol açarlar (38,69,72).

Hastalarımızın çıplak ayakla yürüdüklerinde ilk teması topuk vuruşu ile yapmadıkları görüldü. Ayak dorsifleksörlerinin zayıflığına bağlı olarak taban veya parmak ucu vuruşu ile ilk temas yapılabilmekteydiler. Yapılan EMG çalışmalarında sağlam popülasyonda, ayak bileği dorsifleksörlerinin topuk vuruşu ve salınım fazı boyunca pik aktivite gösterdikleri tespit edilmiştir (54). Normalde dorsifleksörler, topuk vuruşundan itibaren taban vuruşu arasında uzamış kontraksiyon gösterirler ve ayağın yere düşmesini frenlerler. Evertör kaslar ise basma fazı boyunca değişik derecelerde kasılırlar fakat pik aktivitelerini basma fazının geç döneminde gösterirler. Salınım öncesi dönemde parmak itme hareketi yapılırken bu aktivite artar. Çünkü evertörler ayak bileğinde plantar fleksör etkili kaslardır ve kasılarak mediolateral stabiliteyi sağlarlar (49). Plantar-fleksörlerle beraber evertör kasların da zayıf olması nedeni ile hastalarımızın salınım fazından önce ayaklarını itemedikleri bunun için de ayaklarını salınım fazında gerekli olan yüksekliğe (toe clearance) kaldıramadıkları gözlemlendi.

Dorsifleksörlerdeki orta derecede paralizi varlığında, uzamış kontraksiyon süresinin azalmasına bağlı olarak topuk vuruşu ve taban teması arasındaki süre kısalır ve ayak hızlı bir şekilde yere çarpar, ancak parmakların yerden kesilmesi etkilenmeyebilir. Çünkü dorsifleksörlerin minimum kasılması bile parmakların yerden kesilmesi için (toe clearance) yeterlidir. İleri seviyede paralizi olduğunda ise topuk vuruşu yapılamaz ve ayak yere parmaklarla veya ön ayakla temas eder (49). Çalışmaya dahil edilen hastalarımız ileri seviyede paralizili olduğundan, hem topuk vuruşu yapamamakta, hem de ayağın salınımdaki yerden yüksekliğini temin edememekteydi. Bunu kompanze etmek için ise, salınım fazında aşırı kalça fleksiyonu yapılmaktaydı. Aynı zamanda salınan tarafta pelvisi yükselterek ve yine salınan taraftaki maksimal kalça fleksiyonunu takiben pelvis ve kalçaya internal rotasyon hareketi yaptırarak kompanse hareket desteklenmekteydi. Kısa yürüme cihazının giyilmesi ile yürümede anlamlı derecede, normale yakın düzelme gözlemlendi ve hastalarımız topuk vuruşu yaptılar. Salınımda yeterli dorsifleksiyon elde edilerek parmakların yerden kesilmesi sağlandı. Ayak bileğinin sagittal plan eklem hareket açıklığı posteriyor stoplu kısa yürüme cihazının salınımda aşırı plantar fleksiyonu engellemesi ile istatistiksel olarak önemli seviyede azaldı.

Basan taraftaki plantar-fleksör kasların zayıflığında, destek alanı merkezi (DAM, Center of Pressure) ayağın önüne iletilemez. Çünkü salınımdaki bacağın yere temasıyla beraber, bu bacağa ağırlık aktarımı başlar ve destek alanı merkezinin basma fazının geç döneminde ayağın ön kısmına ilerlemesi sağlanır. Eğer hasta destek alanı merkezinin

ilerlemesine izin verirse ayak bileği, eksternal dorsifleksiyon momentinin etkisiyle ve zayıf plantar fleksörlerin, tibianın öne ilerlemesini frenleyememesiyle basma fazı sonlarında maksimum dorsifleksiyona gelir. Destek alanı merkezinin öne ilerlemesini ve dorsifleksiyon kollapsını engellemek için aynı taraf bacağın topuk kalkışı gecikir ve karşı bacakta topuk vuruşu erken olur (48). Hastalarımızda da ağırlık merkezinin öne ilerlemesi ile beraber ayak bileğinde aşırı dorsifleksiyon hareketi gözlemlendi. Bu maksimal dorsifleksiyon hareketini takiben, salınma hazırlanan taraftaki kalçada, hızlı ve keskin fleksiyon hareketi ve eş zamanlı olarak aynı taraf pelviste yukarı doğru hareketin başladığı görüldü. Bu hareketlerle basan taraftaki topuk yükselerek, ayak ön tarafı yerden kalkmadan yer çekim etkisi ile beraber ayak bir miktar plantar fleksiyona geldi ve ayak bileği basma fazı sonunda nötrale yakın açısal değer kazandı. Ayrıca hastalar dorsifleksiyon olmasını engellemek için salınımdaki bacağı erken topuk vuruşu yaptırmakta. Bu şekilde salınının kısa kesilmesi, aynı zamanda topuk vuruşu için gerekli olan salının sonu kalça fleksiyonunun yapılamaması sonucunu doğurdu. Karşı bacağın topuk vuruşu erken olduğu için, bacak yeteri kadar ileri pozisyona getirilemez ve adım uzunluğu ile yürüme hızı azalır. Yapılan çalışmalarda da bu mekanizma gösterilmiştir (47).

Bu durumun, hastalarımızda tespit edilen kısa adım uzunluğu ve düşük yürüme hızını da açıklayabileceğini düşünüyoruz. Kısa yürüme cihazı ile basma fazı sonunda ayak bileği dorsifleksiyonunun normal değerlere yakın olduğu tespit edildi. Bu fark çıplak ayakla yürüyüşe göre anlamlılık ifade eden düzeydeydi.

Çalışmamızda, çıplak ayakla yürüyüşte, dizlerde ilk temas anında hiperekstansiyon görüldü ve basma fazı süresince aşırı diz fleksiyonu gözlemlenmedi. Hastalarımızın kas gücü değerlendirmeleri dikkate alındığında, diz fleksörü olan hamstring ve gastrokinemius kaslarında ciddi bir kuvvet kaybı, buna karşılık ekstansör grup kas kuadrisepste fonksiyona yetecek kadar kuvvet olması bu durumu açıklayabilir. Kısa yürüme cihazı ile bu durumda kısmen bir düzelme sağlanmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edemedik.

Normalde zayıf plantarfleksörlerin varlığında, basma süresince tibianın öne doğru ilerlemesi engellenemez. Aynı zamanda ayak bileğindeki instabilite nedeniyle ve ayağın rocker (sallanan sandalye benzeri dönme hareketi) hareketlerinin yapılamaması nedeni ile destek alanı merkezinin ayağın önüne ilerlemesi engellendiğinden, yer tepkime kuvvet

vektörü dizin arkasında kalır. Bunun sonucu olarak, basma fazı süresince, hastada aşırı ayak bileği dorsifleksiyonu ve diz fleksiyonu gözlenir (26,38,47,48).

Kısa yürüme cihazları diz eklemine çevrelemez ancak, baldır ve ayak bileğini etkileyerek diz eklem hareketinde değişiklikler oluşturur. Plantar-fleksiyondaki ayak bileği üzerinde, tibianın öne ilerlemesini engelleyerek dizde oluşacak olan aşırı fleksiyonu engeller (26,38,47,48,69).

Kullandığımız kısa yürüme cihazları 90 derecede stoplu idi. Bu açıdaki ortezler basma fazı süresince, vücut ağırlığının ve yer tepkime kuvvet vektörünün ayağın önüne ilerlemesine izin verirler, aynı zamanda tibianın öne ilerlemesini erken dönemde engellerler. Bu şekilde, yer tepkime kuvvet vektörü dizin önünde kalır ve eksternal diz ekstansiyon momenti oluşur. Ayrıca gövde ve uyluk, diz ayak bileği kompleksinin önüne geçer ve bu etkenler sonucunda dizde hiperekstansiyon oluşur (38,69). Hastalarımızda basma fazı orta noktasında oluşan hiperekstansiyonun, ortezin giyilmesi ile devam etmesinin nedeninin bu olduğunu düşünüyoruz. Hullin ve arkadaşları, rijit AFO lara topuk yüksekliği ve “rocker sole (ayakkabı altına eklenen medial arkadan sonra inceltirilerek konkavite verilmiş özel bir tabanlık)” eklemekle tibianın frenlenmesinin, basma fazının başlangıcında değil, geç döneminde oluşturulduğunu ve böylece yer tepkime kuvvet vektörünün dizin arkasında kalarak hiperekstansiyonu engellediğini göstermişlerdir (38). Bizim hastalarımızın ortezlerinde de, bu tip bir modifikasyon hiperekstansiyonun önlenmesi için denenebilir.

Anterior pelvik tilt ve pelvik rotasyonla birlikte görülen, gövdenin öne fleksiyon durumu, yer tepkime kuvvet vektörünü etkili bir şekilde öne iletir. Bu durum, basma fazında görülen diz ekstansiyonunun oluşmasında etkili olabilecek bir sebeptir (72). Bizde, Vankoski ve arkadaşları gibi hastalarımızdaki aşırı anterior pelvik tilt ve rotasyonun diz ekstansiyonlarını arttırıcı bir etki gösterdiğini düşünmekteyiz.

Hastalarımızda, diz eklemine salınım fazında, çıplak ayakla yürürken normalle kıyaslandığında daha az diz fleksiyonu yaptığı gördük. Bunun nedeninin, diz fleksör kaslarının paralizisi ve ilave olarak Vankoski ve arkadaşlarının iddia ettiği gibi, salınım öncesinde (push off da) plantar fleksör kasların zayıflığına bağlı olarak, yeterli plantar fleksiyon momenti üretilmemesi (yeterli itme yapılamaması) ve böylece salınımda uygun diz fleksiyon açısının sağlanamamasıdır (72). Ancak, kısa yürüme cihazı ile Vankoski ve arkadaşlarının aksine, salınım fazında diz fleksiyon açısında artış tespit edemedik. Hatta diz fleksiyon açısında azalma görüldü. Bunun nedeninin ise, kısa yürüme cihazı ile ayak

bileğinde oluşan aşırı plantarfleksiyonun düzeltilmesi ve ilişkili olarak kompanzatuvar kalça fleksiyonunun azalması olduğunu düşünüyoruz.

Kısa yürüme cihazı ile hastalarımızın sagittal plan diz eklem hareket açıklığında anlamlı derecede azalma oldu. Bu da bize, AFO'nun diz fleksiyonun da istenilen düzeyde olmasa da, dizin toplam eklem hareket açıklığında olumlu bir etki oluşturduğu sonucunu vermektedir.

Hastalarımızın, kalça sagittal plan değerlendirmelerinde salınım fazında, kalça fleksiyonunda aşırı artış mevcuttu. Bu tespit, Lehman'ın da belirttiği gibi, salınımında çıplak ayakla yürümeye ayağın yerden yüksekliğini (toe clearance) sağlayabilmek için yapılan bir kompanzasyon mekanizmasıdır (49). Kısa yürüme cihazının giyilmesi ile ayak bileğindeki temel problem düzeldiği için, salınım fazında kalça fleksiyonunda anlamlı olarak azalma gözlemlendi. Bu da kompanzasyon mekanizması ile ilgili iddiamızı doğrular nitelikteydi.

Basma fazı süresince kalça ekstansör kaslarındaki ciddi paralizi nedeniyle, kalça ekstansiyonunda çıplak ayakla veya kısa yürüme cihazı ile herhangi bir değişiklik olmadı. Bu sonuç, meningomyeloselli hastalarla yapılmış çalışmalarla da uyumluluk göstermektedir (69,72). Kalçanın sagittal plan eklem hareket açıklığındaki gözlenen düzelme ise, kalça ekstansör açısındaki düzelmeden ziyade, kısa bacak yürüme cihazı ile salınımında kalça fleksiyonun azalmasına bağlı olarak gelişmekteydi.

Çalışmamızda pelvis hareketlerinde kompanzatuvar olarak aşırı bir artış mevcuttu. Yürüme sırasında kalça fleksörleri, ayak bileği plantar fleksörleri ve kalça ekstansörleri güç üreten kaslardır ve bu kasların etkisi ile ayakta durma ve stabilizasyon sağlanır. Hastaların yürürken stabilizasyon ve denge sağlamak için oluşturdukları kompanzatuvar pelvik paternler, bu kasların özellikle de gluteal kasların gücündeki azalma nedeniyle oluşur (72).

Kauda ekinalı hastalar çıplak ayakla yürürken, bozulmuş ayak bileği stabilitesi, asistif alet kullanımı ve ayakta dik durmayı sağlayan kalça ekstansörlerinin paralizisi nedeni ile (81) dengeyi sağlamak için pelvise yüksek derecede anterior tilt yaptırırlar.

Kısa yürüme cihazları, ayak bilek plantar fleksörleri zayıf olan hastalarda bu kasların görevini üstlenmek için gerekli bir ortezerlerdir. Yapıları itibarıyla baldırı geride tutarak hastanın eksternal dorsifleksör momentini yenmesine veya azaltmasına izin verir ve ayak bileğinin aşırı dorsifleksiyonunu engeller. Baldırın posteriyora kaymasına etkili bir cevap olarak, vücudu dik pozisyonda tutmak ve vücut ağırlık merkezini destek alanı merkezinden

geçirmek için, gövde ve pelvise anterior tilt yaptırılır (72). Biz çalışmamızda, kısa yürüme cihazının giyilmesi ile pelvik tilt oranında değişiklik saptayamadık. Hastalarımızın çıplak ayakla yürürken, önceki çalışmalarda rapor edilen hastalara göre, zaten daha çok anterior pelvik tilt yapıyor olmaları, AFO'lu yürüyüşlerinde bunu daha da arttırmalarını engellemiş olabilir.

Transvers planda yapılan pelvik rotasyon artışı kas paralizisi ile yakın ilişkilidir. Yürümeye primer güç üreten, kalça fleksiyon-ekstansiyon ve ayak bileği plantar fleksiyon kaslarının zayıflığında, hastalar pelvik rotasyonu arttırarak vücudu ve salınan bacağı ileri doğru hareket ettirir. Kasların zayıflığı arttıkça pelvik rotasyonun büyüklüğünde artar (72). Hastalarımızda da önemli oranda artmış pelvik rotasyon mevcuttu ve kalça ekstensör grubu kaslarının ciddi güçsüzlüğü sebebiyle AFO giyilmesi bunun üzerinde anlamlı bir düzelmeye yol açmadı.

Gluteus medius ve ayak bileği plantar fleksörleri zayıf olan hastalarda pelvik oblikliğin de daha fazla arttığı belirtilmiştir (72). Tek basma fazında karşı taraf pelvisin yükselmesi, ayak bileği plantarfleksörlerinin yokluğu veya zayıflığını kompanze eder ve böylece salınımdaki ayağın yerle teması engellenmeye çalışılır. Kısa yürüme cihazı ile ayak bileğindeki ana problem düzeltildiğinde, kompanzasyon için yapılan bu harekette de düzelme olur. Bizim sonuçlarımız da, ortezin kullanımıyla pelvik obliklikde istatistiksel olarak anlamlı düzelme göstermiştir.

Günümüzde spinal kord yaralanmalarından sonra hayatta kalma oranı ve hayat süresi gittikçe uzamaktadır. Bu hastaların hastalıkları ile ilgili en çok merak ettikleri konu, yürüme yeteneklerini tekrar elde edip edemeyecekleridir. Bu potansiyele en fazla sahip olan spinal kord yaralı hasta grubu alt lomber seviyeli kauda ekinalı hastalardır. Komplet yaralanmalı hastalarda mobilizasyonun hayat kalitesine etkisi olmadığı belirtilse de (85), bizim hasta grubumuzda yürümenin yaşam kalitesini ve hayat memnuniyetlerini arttıran bir etken olduğunu düşünüyoruz.

Yürüme analizi yöntemleri de, bu amaca hizmet vermek üzere, günümüzde yeni tedavi yöntemlerinin etkisini saptamak için, yürümeye yardımcı yeni ortezlerin, yürüme fonksiyonu üzerine ne derece etkili olduğunu tespit etmek için sık olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Kauda ekinalı hastalarda yürüyüş paterni önemli derecede etkilenmiştir. Yürüme mekanizmasının temel kompanzatuvar bölgeleri pelvis ve kalçadır. Kısa yürüme cihazları primer patolojiyi düzeltmemelerine rağmen, ayak bileği stabilizasyonunu sağlayarak kalça ve

pelviste oluşan kompanzatuvar mekanizmaları düzeltirler. Böylece hastaların fonksiyonel anlamda yryebilmelerine katkıda bulunurlar.

Kompanzatuvar mekanizmanın temel amacı, salınım fazında bacak boyunun kısaltılması, salınımdaki ekstremite ve gövdenin ileri doğru hareketinin sağlanmasıdır. Kısa yürüme cihazları ile ayak bileğinin aşırı plantarfleksiyonu engellenerek bacak boyu kısaltılır. Pelvik obliklik, kalça ve diz fleksiyonu azalarak ekstremite ağırlığının yükseğe taşınması engellenir.

Tüm bunların sonucunda, kaudalı hastalar kısa yürüme cihazları ile daha hızlı ve daha fonksiyonel bir yürüyüşe sahip olurlar.

Bu çalışmanın, spinal kord yaralanmalı hastalarda yürümeyi düzeltmek için kullanılan ortezlerin etkinliğini daha iyi araştırmak üzere, daha fazla sayıda hasta ile, çeşitli açılarda ve tiplerde dizayn edilmiş ortezler kullanılarak, ve ayrıca analize dinamik EMG ve diğer kinetik ve kinematik parametrelerin eklenerek yapılmasının daha iyi sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz.

ÖZET

Bu çalışma, kauda ekina lezyonlu hastalarda kısa yürüme cihazının yürüyüş üzerine etkilerini araştırmak amacı ile, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Türk Silahlı Kuvvetleri Rehabilitasyon ve Bakım Merkezinde yapıldı. Çalışmaya bilateral kısa bacak yürüme cihazı kullanan kauda ekina lezyonlu 12 hasta (24 bacak) dahil edildi.

Yürüyüş analizi öncesinde hastaların genel fizik muayeneleri, nörolojik muayeneleri yapıldı. Asistif alet kullanımı kaydedildi. Alt ekstremitte kaslarının kuvvetini belirlemek için manuel kas testi uygulandı ve bu testin sonuçlarına göre ambulatuar motor indeks skoru hesaplandı. Hareket analizi laboratuvarında, hastalara Vicon 512 kullanım kılavuzunda gösterilen anatomik noktalara göre işaretleyiciler yerleştirildi. Hastalar çıplak ayakla ve cihazla hastalar yürütülerek kayıtları alındı.

Kısa yürüme cihazı ile yürüdüklerinde hastaların yürüme hızlarının, dakikadaki adım sayılarının, tek adım ve çift adım uzunluklarının arttığı, tek destek fazı ve çift destek fazı sürelerinin kısaldığı görüldü. Bu parametrelerdeki fark istatistiksel olarak anlamlı idi.

Kısa yürüme cihazları ile ayak bileğine ait kinematik parametrelerin tamamında istatistiksel olarak anlamlı düzeltilmeler oldu. Diz ekleminde basma fazı % 10 da diz fleksiyonu ve sagittal plan eklem hareket açıklığında istatistiksel olarak anlamlı düzeltilmeler elde edildi. Kalça ekleminde salınım fazında kalça fleksiyon açısında ve sagittal plan eklem hareket açıklığında istatistiksel olarak anlamlı düzeltilme tespit edildi. Pelviste ise, pelvik obliklik dışında diğer pelvik hareketlerde anlamlı düzeltilme olmadı.

Sonuç olarak kısa yürüme cihazlarının, kauda ekina lezyonlu hastalarda ayak bileği ekleminde stabilizasyon sağlayarak bu ekleminde oluşan problemleri düzelttiğini gördük. Bu düzeltilmeye bağlı olarak, komşu eklemlerde oluşan kompanzatuvar hareketler normal seviyelerine yaklaştı. Hastalar bu şekilde daha hızlı ve daha fonksiyonel bir yürüyüşe sahip oldular.

SUMMARY

This study was conducted at Gülhane Military Medical Academy Turkish Armed Forces Rehabilitation and Care Center for the purpose of investigating the effects of short leg brace on the gait in patients with cauda equina lesion. Twelve patients (24 legs) using bilateral short leg brace were included in this study.

General physical examination and neurological examination were made before gait analysis . All the patients were questioned if they use any asistive device. Lower extremity muscle powers was assessed by manuel muscle test. Ambulatory motor index scores were calculated according to manuel muscle test. In the motion analysis laboratuary, markers were placed on the anatomic points which were defined in the Vicon 512 users guide. Gait data obtained with barefoot and short leg brace were recorded.

When patients were walking with short leg brace, they had increased walking speed, cadance, step and stride length, and decreased single support and double support time. Differences between these parameters were statistically significant.

With short leg brace, change in all kinematic parameters for ankle was statistically significant. In the knee joint, statistically significant improvement was obtained in sagittal plane range of motion and knee flexion at loading response in stance phase. At the hip joint, hip flexion during swing phase and sagittal plane range of motion were significantly improved. No significant improvement was obtained at pelvic motion except pelvic obliquity.

As a result; we observed that short leg braces were effective on improvement and stabilitation of ankle joint in patients with cauda equina lesion. Compensatory motion of other joint in lower extremity were also improved. The patients gained comparatively more functional and speedy gait pattern than barefoot walking.

KAYNAKLAR

1. Abel R., Schablowski M., Rupp R., Gerner H.J., Gait analysis on treadmill – monitoring exercise in the treatment of paraplegia. Spinal Cord 40; 17-22,2002
2. Akgün N., Egzersiz Fizyolojisi, dördüncü baskı, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 1993, sayfa:59-66
3. Arpacıoğlu O., Özcan O., Omurilik Yaralanmaları Rehabilitasyonu, birinci baskı, GATA Basımevi, Ankara,1997,sayfa 88-103
4. Ayyapa E., Normal human locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. Journal of Prosthetics & Orthotics, 9(1);10-17,1997
5. Ayyapa E., Normal human locomotion,Part 2:Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. Journal of Prosthetics & Orthotics, 9(2);42-57,1997
6. Beason M.S ‘Cauda equina syndrome’ www.emedicine.com/emerg/topic85.htm
7. Begg. R.K.,Wytych R.,Major R.E. Instrumentation used in clinical gait studies:a review, Journal of Medical Engineering & Technology. 13(6); November/December, 290-295, 1989
8. Beyazova M., Omurilik Hasarlanmasında Elektrodiagnostik Yöntemler, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi.1(2);91-95, Ağustos 2001
9. Bogey R.“ Gait Analysis ” www.emedicine.com/pmr/topic225.htm
10. Brodke D.S., Skinner S.R., Lamoreux L.W., Johanson M.E., Moran S.A., Ashley R.K., Effects of ankle-foot orthoses on gait of children. J Ped Orthop. 9:720-8,1989
11. Bulakbaşı N., Somuncu İ., Spinal Yaralanmaların Tanısında Direkt Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografi Bulguları, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi. 1(2);74-84,Ağustos 2001
12. Bulakbaşı N.,Tayfun C., Spinal Yaralanmaların Tanısında Manyetik Rezonans Görüntüleme Bulguları. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi.1(2);85-90,Ağustos 2001
13. Caputo L.A., Cusimano M.D., Atypical Presentasyon of Cauda Equina Syndrome. J Can Chiropr Assoc 46(1);31-38,2002

14. Chantraine A., Crielaard J.M., Onkelinx A., Pirnay F. Energy expenditure of ambulation in paraplegics: effects of long term use of bracing. *Paraplegia* 22;173-181,1984
15. Chung O.M., Yip S.F, Ngan K.C, Ng W.F. Condrioblastoma of the Lumbar Spine with Cauda Equina Syndrom. *Spinal Cord* 41;359-364, 2003
16. Crozier K.S., Graziani V., Ditunno J.F., Herbison G.J., Spinal cord injury; prognosis for ambulation based on sensory examination in patients who are initially motor complete. *Arch Phys Med Rehabil* 72;119-121,1991
17. Crozier K.S., Cheng L.L., Graziani V.et.al: Spinal Cord Injury: Prognosis for Ambulation based on Quadriceps Recovery. *Paraplegia* ;30:762-767,1992
18. Czerniecki J.M., Rehabilitation in Limb Deficiency.1. Gait and Motion Analysis, *Arch Phys Med Rehabil* , 77;S3-8, March1996
19. Daverat P., Sibrac MC., Dartigues JF., Mazaux JM., Marit E., Debelleix X., Barat M. Early prognostic factors for walking in spinal cord injuries. *Paraplegia* 26;255-61,1988
20. Dawodu S.T. 'Cauda Equina and Conus Medullaris Syndromes'
www.emedicine.com/neuro/topic667.htm
21. Demirel G., Yilmaz H., Paker N., Onel S., Osteoporosis after spinal cord injury, *Spinal cord* 36;822-25,1998
22. Diaz J.H. Permanent Paraparesis and Cauda Equina Syndrome After Epidural Blood Patch for Postural Puncture Headache . *Anesthesiology* 2002 ;96 1515-7
23. Dincer F., Oflazer A., Beyazova M., Çeliker R., Basgoze O., Altıoklar K., Traumatic Spinal Cord Injuries in Turkey. *Paraplegia* 30;641-46,1992
24. Drolet M., Noreau L., Vachon J., Moffet H., Muscle strength changes as measured by dynamometry following functional rehabilitation in individuals with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 80;791-800,1999
25. Ducker T.B., Lucas J.T., Wallace C.A., Recovery from spinal cord injury, *Clin Neurosurg*, 30;495-513,1983
26. Duffy C.M, Graham H.K, Cosgrove A.P, The influence of Ankle-Foot Orthoses on Gait and Energy Expenditure in Spina Bifida, *J Pediatr Orthop* 20(3):356-61, 2000

27. Edelle C. F., Gerard G. F., Scott D. S., Eric M. S.: The Spinal Cord Injury Functional Ambulation Inventory. J Rehabil. Med. 33:177 – 181, 2001
28. Fish D.J., Characteristic Gait Patterns in Neuromuscular Pathologies, Journal of Prosthetics & Orthotics 9(4);163-167,1997
29. Franceschini M., Massucci M., Ferrari L., Agosti M., Paroli C. Effects of AFO on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. Clinical Rehabilitation 17;368-72,2003
30. Frontera W.R, Moldover J.R, Borg-Stein J., Watkins M.P, Exercise.Physiological Basis of Rehabilitation Medicine,(Eds) Gonzalez E.G, Myers S.J, Edelstein J.E., Lieberman J.S., Downey J.A., Woburn, Butterworth-Heinemann, 2001,379-396.
31. Gage J.R. Gait Analysis in Cerebral Palsy, Newyork:Mac Keith,61-100,153,1991
32. Gronley J.K., Perry J., Gait Analysis Techniques. Physical Therapy, 64(12);1831-38,1984
33. Gök H., Küçükdeveci A., Altinkaynak H., Yavuzer G., Ergin S., Effects of AFO on hemiparetic gait.Clinical Rehabilitation 17;137-139,2003
34. Guttman L., Spinal Cord Injuries. Comprehensive Management and Research ,2 nd ed.,Oxford, 1976
35. Gündüz Ş., Kalyon T.A., Zengin E., Bilgiç F., Medulla Spinalis Yaralanmalı Hastalarda Cihaz Kullanımı, BEGV 1; 15-18, 1988
36. Harris G.F., Wertsch J.J., Procedures for Gait Analysis. Arch Phys Med Rehabil 75;216-225, 1994
37. Hawkins D., Mole P. Modeling energy expenditure associated with isometric, concentric, and eccentric muscle action at the knee. Ann Biomed Eng.,25(5);822-30,1997
38. Hullin MG, Robb JE, Loudon IR, Ankle-Foot Orthosis Function in Low-Level Myelomeningocele, J Pediatr Orthop 12(4);518-21,1992
39. Hussey RW, Stauffer ES., Spinal cord injury;requirements for ambulation. Arch Phys Med Rehabil 54;544-7,1973
40. Hussain I.F., Cauda Equina Damage and its Management.Neurology of bladder, bowel ang sexual dysfunction,(Ed) Fowler C.J.,Butterworth-Heineman,1999;325-37

41. Kendall, H. O., Kendall, F. P., and Wadsworth, G. E.: Muscles Testing and Function. Baltimore, Waverly Press, 1971, p.11.
42. Kennedy J.G., Soffe K.E, McGrath A., Stephens M.M, Walsh M.G., McManus F. Predictors of outcome in cauda equina syndrom Eur spine j(1999)8:317-322
43. Kravetz P., Nance P. Gait Anelysis of Spinal Cord Injured Subjects: Effects of Injury Level and Spasticity. Arch Phys Med Rehabil 77:635-8,1996
44. Kerrigan D.C., Schaufele M., Wen M.N. Gait Analysis. Rehabilitation Medicine Principles and Practice,(Eds) Delisa J.A.,Gans B.M.,3 thd edition Philadelphia , Lippincott Williams&Wilkins, 1998,167-187
45. Kravetz P., Nance P. Gait analysis of spinal cord injured subject:effects of injury level and spasticity. Arch Phys Med Rehabil,77;635-38,1996
46. Lamontagne A., Malouin F., Richards C.L., Dumas F., Evaluation of reflex- and nonreflex-induced muscle resistance to stretch in adults with spinal cord injury using hand-held and isokinetic dynamometry.Phys Ther 78;964-75,1998
47. Lehmann J.F., Condon S.M., de Lateur B.J., Smith C., Gait Abnormalities in Tibial Nerve Paralysis; A Biomechanical Study, Arch. Phys. Med. Rehabil 66:80-85,1985
48. Lehmann J.F., Condon S.M., de Lateur B.J., Smith C., Ankle-Foot Orthoses: Effect on Gait Abnormalities in Tibial Nerve Paralysis. Arch. Phys. Med. Rehabil 66:212-18,1985
49. Lehmann J.F., Condon S.M., de Lateur B.J., Price R. Gait abnormalities in peroneal paralysis and their correction by orthoses: a biomechanical study. Arch. Phys. Med. Rehabil 67:380-6,1986
50. Little J.W., Halar H.M., H-reflex changes following spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil,66;9-22,1985
51. Magee D.J., Orthopedic Physical Assessment, 4 th edition, Philadelphia, London, New York, St.Louis, Sydney, Toronto, Saunders,2002,847-72.
52. Marino, R. J: International Standards for Neurological Classification of Spinal Injury, Revised 2000

53. Melis E.H., Torres-Moreno R., Barbeau H. Lemaire E.D., Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 37;430 - 439,1999
54. Murray MP., Mollinger LA., Gardner GM., Sepic SB.:Kinematic and EMG patterns during slow, fast and free walking .*J Orthop Res* 2:272-280 ,1984
55. Naidich T.P., King D.G., Moran J.C., Sagel S.S, Computed Tomography of the lumbar thecal sac. *J.Comput.Assist.Tomogr.*4(1);37-41 ,1980
56. Nascane J.W, Lauerman W.C., Wiesel S.W., Cauda Equina Syndrome: is it a Surgical Emergency?. *Orthopaedic Journal* .12(Spring):73-76,1999
57. Özaras N., Yalçın S.Yürüme Analizi.Avrupa Tıp Kitapçılık Ltd.Şti. İstanbul, 2001
58. Patrick J.H., Case for gait analysis as part of the management of incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* , 41;479-82,2003
59. Pease W.S., Quesada P.M., Kinematics and Kinetics of Gait. . *Physical Medicine & Rehabilitation*,(Ed) Braddom Randall.L, 2 nd edition.Philadelphia,W.B. Saunders Company.1996,83-103
60. Perry J. The Mechanics of Walking. *Phys.Ther.*47(9);779-801,1970
61. Pinter M.M., Dimitrijevic M.R. Gait after spinal cord injury and the central pattern generator for locomotion. *Spinal Cord* ,37;531-37,1999
62. Saleh M, Murdoch G. In Defence of Gait Analysis.*J Bone Joint Surg* 67-B;237-41,1985
63. Seliger V, Dolejs L., Karas V., A dynamometric comparison of maximum eccentric, concentric, and isometric contractions using emg and energy expenditure measurements, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*45(2-3);235-44,1980
64. Souliño M.F., Rehabilitation of Persons With Spinal Cord Injuries www.emedicine.com/orthoped/topic425.htm
65. Staas W.E., Formal C.S., Freedman M.K., Fried G.F., Spinal Cord Injury and Spinal cord Injury Medicine. *Rehabilitation Medicine Principles and Practice*,(Eds) Delisa J.A.,Gans B.M.,3 thd edition Philadelphia . Lippincott Williams&Wilkins ,1998;1259-87
66. Stivinson C. Risks Associated With Spinal Manipulation. *Am J Med* 2002;112:566-570

67. Sutherland D.H. Gait Analysis in Neuromuscular Disease, San Diego Children's Hospitals Instructional Course 333-341,1990
68. Thomas C.K., Broton J.G., Calancie B., Motor unit forces recruitment patterns after cervical spinal cord injury, Muscle Nerve 20;212-20,1997
69. Thomson JD, Ounpuu S., Davis RB, DeLuca PA, The Effects of Ankle-Foot Orthoses on the Ankle and Knee in persons with Myelomeningocele:An Evaluation Using Three-Dimensional Gait Analysis,J Pediatr Orthop 19(1);27-33,1999
70. Thompson N.S., Taylor T.C., McCarthy K.R., Cosgrove A.P., Baher R.C., Effect of Rigit AFO on hamstring length in children with hemiplegia. Developmental Medicine & Child Neurology 44:51-57,2002
71. Van de Crommert H. W. A. A., Mulder T. and Duysens J., Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training, Gait & Posture 7(3); 251-263 ,1998
72. Vankoski SJ., Sarwark JF., Moor C., Dias L., Characteristic pelvic, hip, and knee kinematic patterns in children With lumbosakral myelomeningocele, Gait&posture 3(1);51-57,1996
73. Wagenaar R.C., Beek W.J.: Hemiplegic gait:a kinematik analysis using walking speed as a basis. J Biomechanics 25;1007-15,1992
74. Waters R., Lunsford B.P., Energy cost of paraplegic locomotion, J Bone Joint Surg, 67-A;1245-50,1985
75. Waters R. L., Yakura J. S., Adkins R., and Barnes G.:Determinants of gait performance following spinal cord injury. Arch. Phys. Med. Rehabil. 70:811, 1989
76. Waters R. L., Yakura J. S., Adkins R.: Gait Performance after spinal cord injury. Clin. Orthop. And Rel. Res. 288:87-96, 1993
77. Waters R. L., Adkins R., Yakura J. S.: Prediction of Ambulatory Performance Based on Motor Scores Derived From Standards of the American Spinal Injury Association. Arch. Phys. Med. Rehabil. 75:756 – 760, 1994
78. Waters R.L., Adkins R.H., Yakura J.S., Sie I. Motor ve sensory recovery following incomplete tetraplegia. Arch Phys Med Rehabil 75;306-311,1994

79. Waters R.L., Mulroy S., The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture* 9;207-231,1999
80. White K.P., Hearsh M. Lumbar Pannus Presenting as Cauda Equina Syndrome in a patient with Longstanding Rheumatoid Arthritis.*J Rheumatol* 28;627-30, 2001
81. Whittle M.W., *Gait Analysis an introduction*, 2 nd edition,Oxford, Butterworth-Heinemann, 1997
82. Woolard A., Version 1.0 of VICON 512 Manuals, Oxford Metrics Ltd., Oxford,Tustin/USA, 1999
83. Wykman A., Olsson E., Walking ability after total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 74-B; 53-6,1992
84. Yarkony Gary.M., Chen D.: *Rehabilitation of Patient With Spinal Cord Injuries. Physical Medicine & Rehabilitation*,(Ed) Braddom Randall.L,Philadelphia,W.B. Saunders Company.1996,1149-1172
85. Yılmaz B., Göktepe S., Alaca R., Yazıcıoğlu K., Gündüz Ş., Komplet Lezyonlu Travmatik Spinal Kord Yaralı Bireylerde Kronik Dönemde Engellilik, Hayat memnuniyeti ve Hayat Kalitesi, *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*,50(2); 16-21, 2004