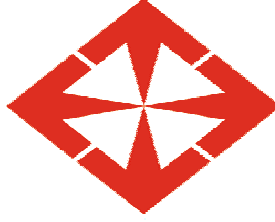


T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI

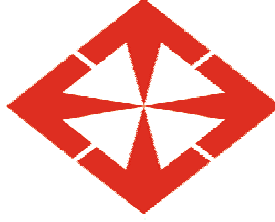


**SEREBRAL PARALİZİLİ ÇOCUKLARDA
BOBATH NÖROGELİŞİMSEL TEDAVİ YAKLAŞIMININ
YÜRÜME PARAMETRELERİ ÜZERİNE OLAN ETKİLERİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Fizyoterapist Duygu TÜRKER

Ankara, 2009

T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI



**SEREBRAL PARALİZİLİ ÇOCUKLARDA
BOBATH NÖROGELİŞİMSEL TEDAVİ YAKLAŞIMININ
YÜRÜME PARAMETRELERİ ÜZERİNE OLAN ETKİLERİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Fizyoterapist Duygu TÜRKER

Danışman:
Doç. Dr. Emine Handan TÜZÜN

Ankara, 2009

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Dalında Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:18/02/2009

“Serebral Paralizili Çocuklarda Bobath Nörogelişimsel Tedavi Yaklaşımının Yürüme Parametreleri Üzerine Olan Etkileri ”

TEZ DANIŞMANI: Doç.Dr.E.Handan TÜZÜN

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Metin KARATAŞ

Doç.Dr.E.Handan TÜZÜN

Prof.Dr.Yavuz YAKUT

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 18 / 02 /2009 tarih SAGE /2009 /030 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sayın Metin KARATAŞ'a

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca mesleki bilgi ve beceri edinmemde, ilgi ve yardımlarını esirgemedi, büyük bir sabırla yetişmemi sağlayan. Danışmanlığımı üstlenerek tez çalışmamın planlanmasında, gerçekleşmesinde ve sonuçlandırılmasında her türlü bilimsel katkı ve manevi desteği ile yol gösteren, öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Doç. Dr. Sayın Emine Handan TÜZÜN'e,

Lisans eğitimim boyunca bilimsel destek ve katkıları ile olduğu gibi tez çalışmam sırasında da manevi desteklerini esirgemeyen Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü Öğretim Üyelerinden Doç. Dr. Sayın Arzu DAŞKAPAN ve Yrd. Doç. Dr. Sayın Zuhal GÜLTEKİN'e,

Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlanma olanağı bulduğum değerli hocam Prof. Dr. Sayın M. Nafiz AKMAN'a,

Çalışmamda TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi Hareket Analiz Laboratuvarı ve Performans Test Ünitesinden yararlanabilmem için gerekli izinlerin temini ve ortamın sağlanmasına yardımcı olan. Olgularımın enerji tüketim miktarlarını ve yürüme analizlerini yaparak akademik bilgi ve deneyimleriyle tezime ve bana büyük katkıda bulunan GATA Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Doç. Dr. Sayın Birol BALABAN'a,

Tezimin tedavi kısmının planlanmasına katkıda bulunan, manevi desteği ile yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Sayın Mintaze KEREM GÜNEL'e,

Her türlü desteği ile çalışmanın ortaya çıkmasında büyük emeği olan Fzt. Sayın Caner TAN'a, tezimin istatistiksel analizi sırasındaki katkı ve önerilerinden dolayı Dr. Sayın Levent EKER'e,

Tezin her aşamasındaki güven, sabır ve hoşgörülerinden dolayı TSK Sağlık Vakfı Genel Müdürü E. Tuęę. Sayın Mustafa TEPELİ, TSK GÜLSAV Özel Eğitim İlköğretim Okulu ile Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi Genel Müdürü E. Alb. Sayın Mehmet GÜLGÜN, sorumlu müdürlerimiz Sayın Gülseren avdar AKAOĞLU ve Sayın Mustafa SUNGUR başta olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma,

Çalışma hayatım boyunca klinik deneyimlerinden yararlandığım, tez çalışmamın her aşamasında manevi destek ve yardımlarını esirgemeyen Fzt. Sayın Zekiye GEZGİN ve Fzt. Sayın Cem GEZGİN'e,

Manevi destekleri ve yardımları için çok değerli dostum Uzm. Fzt. Duygu KORDEM (GÜVEN) başta olmak üzere meslektaşlarım Uzm. Fzt. Özlem YÜRÜK, Uzm. Fzt. Aysun ÖZVEREN, Uzm. Fzt. Elçin MAMAK, Fzt. Belkıs CERRAHOĞLU, Fzt. Müge ERÇETİN, Fzt. Mustafa GÜLŐEN'e,

Tezimin gerçekleştirilmesinde büyük katkıları olan, değerlendirmeler için farklı kurumlara gönüllü bir şekilde giden tüm hastalarıma ve ailelerine,

Eğitim hayatım boyunca başarılarımı borçlu olduğum sevgili annem Nezihe TÜRKER, babam Necmi TÜRKER ve sevgili kardeşim Damla TÜRKER'e

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez beni hayata, hayatını bana veren annem **Nezihe TÜRKER** ve babam **Necmi TÜRKER**'e ithaf edilmiştir.

ÖZET

Çalışmamız, serebral paralizili (CP) çocuklarda Bobath nörogelişimsel tedavi (NDT) yönteminin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerini incelemek amacı ile yapıldı. Çalışmamıza, yaşları 4–17 yıl arasında değişen unilateral spastik CP tanısı alan 15 olgu katıldı. Sosyodemografik ve tanımlayıcı verilerin yanı sıra olgular tedavi öncesi ve sonrasında kaba motor fonksiyonlar, kas tonusu, eklem hareket açıklığı, alt ekstremitte uzunluğu, fonksiyonel durum, denge, yaşam kalitesi, yürümenin kinetik, kinematik ve zaman-mesafe karakteristikleri ile enerji tüketimi açısından değerlendirildi. Olgular NDT yöntemi ile 12 hafta boyunca haftada üç seans olacak şekilde toplam 36 seans tedaviye alındı. Uygulanan tedavi sonrası olguların kaba motor fonksiyon puanları, motor ve toplam WeeFIM puanları, dinamik ve statik denge indeks puanları ve sağlıkla ilgili yaşam kalitesinin arttığı ve yürüme sırasında tüketilen enerji miktarlarının azaldığı saptandı ($p<0.05$). Buna karşın kas tonuslarında, etkilenen taraf dizin aktif fleksiyon ve ekstansiyonu ve kalça eksternal rotasyonu ($p<0.05$) dışındaki eklem hareket açıklıklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilemedi ($p>0.05$). Yürümenin incelenen etkilenen taraf salınım fazındaki maksimum ayak bileği dorsifleksiyon açısı dışındaki kinematik değişkenler ve zaman-mesafe özellikleri ile kinetik değişkenler açısından tedavi sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim bulunmadı ($p>0.05$). NDT yönteminin unilateral spastik CP'li çocukların yürüme parametrelerinden salınım fazındaki maksimum ayak bileği dorsifleksiyon açısı ile enerji tüketim düzeyi üzerine olumlu etkisinin olduğu saptanmıştır. Bu etkinin çocukların dengelerindeki düzelmeye bağlı olduğu düşünülmektedir. Bobath NDT yönteminin etkinliğini belirlemeyi amaçlayan daha sonra yapılacak çalışmaların erken yaşlarda, geniş serili örneklemle, randomize kontrollü bir çalışma düzeni içerisinde ve izlem periyotlarını içerecek şekilde planlanması önerilir.

Anahtar Kelimeler: Serebral Paralizi, yürüme, nörogelişimsel tedavi, oksijen tüketimi, yaşam kalitesi

ABSTRACT

This study was conducted to investigate the effects of Bobath neurodevelopmental therapy (NDT) upon the gait parameters of the children with cerebral palsy (CP). Fifteen children with unilateral spastic CP aged 4 to 17 years were included in the study. All subjects were assessed with respect to their gross motor function, muscle tone, range of motion deficits, the length of the lower extremity, functional status, balance, energy expenditure, health related quality of life (HRQoL), and kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait at baseline and after treatment. Socio-demographic descriptive characteristics of the subjects were also collected. All subjects were treated by NDT approaches 3 times per week for 12 weeks. The scores of the gross motor function measures and WeeFIM, index scores on the dynamic and static balance, and HRQoL scores increased, the energy expenditure decreased significantly at the end of treatment ($p < 0.05$). There were no statistically significant differences for all ROM measurements ($p > 0.05$), except knee active flexion and extension ROM and hip external rotation ROM of the affected side ($p < 0.05$). Except the affected side maximal ankle dorsiflexion angle in swing phase, there were no statistically significant differences in the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait at the end of treatment ($p > 0.05$). It was found that NDT has effective on the improvements of the maximal ankle dorsiflexion angle in swing phase and energy expenditure. It was thought that this effect might be due to the improvements of balance. It is suggested that future studies which will aim to explore the effectiveness of the NDT in children with CP should be randomized and sufficiently powered with respect to the sample size. It is also suggested that researchers of the future studies should investigate the effectiveness of the Bobath NDT in the small age groups.

Key Words: Cerebral palsy, gait, neurodevelopmental treatment, oxygen consumption, quality of life

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İç Kapak	
Kabul-Onay Sayfası	
Teşekkür	
Özet ve Anahtar Sözcükler	i
İngilizce Özet (Abstract ve Key Words)	ii
İçindekiler	iii
Kısaltmalar ve Simgeler Dizini	v
Şekiller Dizini	vii
Tablolar Dizini	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 CP'nin Tanımı	3
2.2 CP'nin Epidemiyolojisi	4
2.3 CP'nin Etyolojisi	4
2.4 CP Sınıflaması	6
2.5 Unilateral Spastik CP (Hemiparazi)	6
2.6 Tedavi	10
2.6.1 Bobath Nörogelişimsel Tedavi Yaklaşımı	12
2.7 Yürüme	18
2.7.1 Yürüme Döngüsü	19
2.7.2 Sağlıklı Çocuklarda Yürüme Prognozu	27
2.7.3 CP'li Çocuklarda Yürüme Prognozu	30
2.7.4 Yürüme Analizi	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1 OLGULAR	43
3.2 YÖNTEM	44
3.2.1 Değerlendirme	44
3.2.2 Tedavi Protokolü	56

3.3 İSTATİSTİKSEL ANALİZ	63
4. BULGULAR	64
5. TARTIŞMA	87
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	101
7. KAYNAKLAR	104

KISALTMALAR VE ŞEKİLLER

Ark	:Arkadaşları
Cal	: Kalori
CHQ-PF50	:Çocuk Sağlık Anketi- Ebeveyn formu 50
Cm	:Santimetre
CO₂	:Karbondioksit
CP	:Serebral Paralizi
DAM	:Destek alan merkezi
Dk	:Dakika
EMG	:Elektromyografi
GMFCS	:Kaba Motor Fonksiyon Sınıflaması
GMFM	:Kaba Motor Fonksiyon Ölçüm Skalası
GYA	:Günlük Yaşam Aktiviteleri
Kg	:Kilogram
KH	:Kalp Hızı
M	:Metre
Mm	:Milimetre
M	:Muskulus
MI	:Mililitre
MAS	:Modifiye Ashworth Skalası
N	:Newton
O₂	:Oksijen
RİP	:Refleks İnhibitör Patern
S	:Saat
SCPE	:Avrupa CP Sürveyans Grubu
SİAS	:Spina İliaka Anterior Süperior
SİYK	:Sağlıkla ilgili yaşam kalitesi
SPSS	:Sosyal Bilimler İçin Hazırlanmış İstatistik Programı
TİP	:Tonus Düzenleyici Patern

TÖ	:Tedavi Öncesi
TS	:Tedavi Sonrası
VAM	:Vücut Ağırlık Merkezi
VO₂max	:Maksimal Oksijen Tüketimi
WeeFIM	:Pediatrik Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçeği
YTK	:Yer Tepki Kuvveti
3D	:Üç Boyutlu
%	:Yüzde
°	: Derece
X ± SD	: Standart sapma

ŞEKİLLER

		Sayfa No
Şekil 2.1.	Spastik hemiparaziler için tanımlanan dört çeşit temel yürüme paterni	10
Şekil 3.1.	Kalça Fleksiyonu Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü	48
Şekil 3.2.	<i>Modifiye Ashworth Skalası</i> ile <i>Gastro-soleus</i> kasının tonus ölçümü	50
Şekil 3.3.	SportKAT 3000® İle Statik Ve Dinamik Denge Ölçümü	52
Şekil 3.4.	İşaretleyicilerin yerleştirilme yerleri ve statik veri kaydı	54
Şekil 3.5.	Enerji tüketim miktarlarının ölçülmesi	55
Şekil 3.6.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 1	58
Şekil 3.7.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 2	59
Şekil 3.8.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 3	59
Şekil 3.9.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 4	60
Şekil 3.10.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 5	60
Şekil 3.11.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 6	61
Şekil 3.12.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 7	61
Şekil 3.13.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 8	62
Şekil 3.14.	Tedavi uygulamalarından örnekler - 9	62
Şekil 4.1.	Tedavi öncesi ve sonrası Kaba Motor Fonksiyon-66 değerlendirme sonuçları	68
Şekil 4.2.	Tedavi öncesi ve sonrası oksijen tüketim miktarı	84
Şekil 4.3.	Tedavi öncesi ve sonrası Çocuk Sağlık Anketi-Ebeveyn Formu50 (CHQ-PF50)' nin Fiziksel sağlık ve Psiko-sosyal sağlık toplam puanları	85

TABLolar

	Sayfa No
Tablo 2.1. Yürüme döngüsünün fazları	20
Tablo 2.2. Cinsiyet ve yaşa göre yürüyüş parametreleri	33
Tablo 4.1. Çalışmaya katılan olguların sosyo-demografik özellikleri	64
Tablo 4.2. Çalışmaya katılan olguların klinik özellikleri	65
Tablo 4.3. Olgularda görülen ek sağlık sorunlarının sayı ve yüzde dağılımları	65
Tablo 4.4. Olgularda serebral paraliziye eşlik eden ek sağlık sorunları	66
Tablo 4.5. Olguların tedavi öncesi ve sonrası Kaba Motor Fonksiyon-66 değerlendirme sonuçları	67
Tablo 4.6. Olguların tedavi öncesi ve sonrası Pediatrik Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçeği (WeeFIM) ile yapılan fonksiyonel bağımsızlık düzeylerinin değerlendirme sonuçları	69
Tablo 4.7. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf kalça aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar	70
Tablo 4.8. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf kalça aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar	71
Tablo 4.9. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf diz aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar	72
Tablo 4.10. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf diz aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar	73
Tablo 4.11. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf ayak aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar,	73
Tablo 4.12. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf ayak aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar	74
Tablo 4.13. Olguların tedavi öncesi ve sonrası alt ekstremité uzunluk ölçümleri	75

Tablo 4.14.	Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf kalça kasları tonusları	76
Tablo 4.15.	Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf diz kasları tonusları	76
Tablo 4.16.	Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf ayak bileği kasları tonusları	77
Tablo 4.17.	Olguların tedavi öncesi ve sonrası SportKAT 3000 cihazı ile ölçülen statik ve dinamik denge puanları	78
Tablo 4.18.	Tedavi öncesi ve sonrası olguların zaman-mesafe değişkenleri açısından değerlendirilmesi	79
Tablo 4.19.	Tedavi öncesi ve sonrası olguların ayak bileği kinematik değerleri	81
Tablo 4.20.	Tedavi öncesi ve sonrası olguların diz ve kalça kinematik değerlendirilmeleri	82
Tablo 4.21.	Tedavi öncesi ve sonrası olguların ayak bileği kinetik değerlendirilmeleri	83
Tablo 4.22.	Olguların tedavi öncesi ve sonrası Çocuk Sağlık Anketi-Ebeveyn Formu 50 (CHQ-PF50) alt ölçeklerinde aldıkları puanlar	86

1. GİRİŞ

Serebral paralizi (CP) doğum öncesi, doğumda ya da doğum sonrası dönemde beynin motor merkezlerinde herhangi bir nedenle meydana gelen lezyon sonucu ortaya çıkan, hareket ve postür bozuklukları ile karakterize ilerleyici olmayan gelişimsel bir bozukluktur¹⁵. CP'li çocuklarda çoğunlukla duyu, algı, anlama, kavrama, iletişim ve davranış bozuklukları görülür. Epilepsi ve sekonder kas iskelet sistemi problemleri bu tabloya eşlik edebilir¹¹⁴.

CP'de sınıflama beyindeki lezyonun yerine, tonus değişikliklerine, hareket bozukluğunun tipine, etkilenen ekstremité sayısına göre yapılmaktadır^{27,81,119,123,132}. Son yıllarda, Avrupa CP süveyans grubu (SCPE) tarafından benimsenen sınıflama sistemi, spastik (unilateral veya bilateral), ataksik, diskinetik (distonik veya korea-atetoid) ve sınıflandırılmayan şeklindedir⁸¹.

CP'nin prevalansı ve insidansı hakkında çok açık veriler yoktur. Dünya, ülkelerine göre farklılık göstermekle birlikte yapılan araştırmalar birçok ülkede CP sıklığının 1000 canlı doğumda ortalama 1.5–2.5 olduğunu ortaya koymaktadır^{35,64}. Türkiye'de yapılan bir çalışmada CP'nin görülme sıklığı 1000 canlı doğumda 4.4 olarak bulunmuştur¹²².

Yürüme bir yerden bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin ilerletilmesidir. Alt ve üst ekstremité segmentlerinin ve gövdenin koordine hareketini gerektiren yürüyüş; insanın en otomatik, ritmik ve en sık kullandığı motor aktivitelerden biridir. Uzun süre yorulmadan yürüyebilmek için beyin, omurilik, periferik sinirler, kaslar, kemik ve eklemler birlikte çalışmalı, eklem hareketleri, kontraksiyon zamanı ve gücü yeterli olmalıdır¹⁷.

Çocuklar sürekli gelişimsel değişimler göstermektedir. Becerilerinin gelişmesi ve kuvvetin artmasıyla çocuklarda normal yürüyüş parametreleri de

gelişmeye başlar¹²⁴. CP'li çocuklarda merkezi sinir sistemindeki hasar sonucunda genellikle normal olmayan bir motor kontrolle beraber gecikmiş yürüme ve yürüme paterninde bozukluklar görülmektedir⁵⁷. Hangi tedavi yaklaşımı kullanılırsa kullanılsın CP'li çocuklarda bağımsızlığın kazanılması ve yaşam kalitesinin artırılması için yürümenin normal paternine ulaştırılması son derece önemlidir¹⁵⁰. Bu nedenle CP'li çocuklarda farklı nörofizyolojik yaklaşımlar kullanılmaktadır. Günümüzde en sık kullanılan nörofizyolojik yaklaşım Bobath nörogelişimsel tedavi(NDT) yaklaşımıdır^{26,78,103,118,121,132,138,119}.

Bilgilerimize göre, literatürde Bobath NDT yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda, yürümenin zaman-mesafe, kinetik ve kinematik özellikleri ile enerji tüketimlerini inceleyen çalışmaların sayısı sınırlıdır. Var olan çalışmaların bir kısmında yürümenin sadece zaman-mesafe özellikleri değerlendirilmiştir^{2,92,146}. Enerji tüketimleri ise kalp hızı temel alınarak belirlenen enerji tüketim indeksine göre hesaplanmıştır^{10,110,111}.

Çalışmamız Bobath NDT yönteminin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerini incelemek amacıyla planlandı. Bu amaçla çalışma hipotezimiz aşağıdaki şekilde belirlendi.

H₀: Bobath NDT yöntemi ile tedavi edilen unilateral spastik CP'li çocukların yürüme parametreleri tedavi öncesine göre farklı değildir.

H₁: Bobath NDT yöntemi ile tedavi edilen unilateral spastik CP'li çocukların yürüme parametreleri tedavi öncesine göre farklıdır.

2. GENEL BİLGİ

2.1. CP'nin Tanımı

CP, doğum öncesi, doğum esnası ya da doğum sonrasında herhangi bir nedenle beynin motor merkezlerinde meydana gelen lezyon sonucu oluşan bir grup hareket ve postür bozuklukları ile karakterize ilerleyici olmayan gelişimsel bir bozukluktur. Beyin dokusundaki lezyon fetusun intrauterin döneminde, doğum esnasında ya da doğumdan kısa bir süre sonra meydana gelir¹⁵. CP'li çocuklarda çoğunlukla duyu, algı, anlama, kavrama, iletişim ve davranış bozuklukları görülür. Epilepsi ve sekonder kas iskelet sistemi problemleri bu tabloya eşlik edebilir¹¹⁴.

Bax, 1964 yılında CP'yi gelişmekte olan beynin lezyonu ve ya defekti sonucu ilerleyici olmayan hareket ve postür bozukluğu olarak tanımlamıştır^{11,22}. McKeith ve Polani ise immatür beyindeki bir bozukluktan kaynaklanan, hayatın erken dönemlerinde ortaya çıkan hareket ve postür bozukluğu olduğunu vurgulamıştır⁷⁰.

Mutch ve arkadaşları, CP'nin tanımını biraz genişleterek, ilerleyici olmayan bir lezyon sonucu, gelişimin erken safhasında beyinde meydana gelen anormallikler ya da beyindeki lezyona sekonder olarak gelişen motor bozukluk olarak tanımlanmışlar ve bu tanımlamada motor bozukluğun önemini vurgulamışlardır⁵⁶.

CP için 2007'de yapılan tanım ise 'fetal ve ya infant dönemdeki beyin gelişimi sırasında oluşan ilerleyici olmayan bozukluklara bağlı olarak aktivite kısıtlanmasına neden olan bir grup kalıcı gelişimsel hareket ve postür bozukluğu'dur¹¹⁴.

2.2. CP'nin Epidemiyolojisi

CP'nin prevalansı ve insidansı hakkında çok açık veriler yoktur. Dünyada, ülkelerine göre farklılık göstermekle birlikte yapılan araştırmalar birçok ülkede CP sıklığının 1000 canlı doğumda ortalama 1.5–2.5 olduğunu ortaya koymaktadır^{35,64}. Serdaroğlu ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada Türkiye'de 2–16 yaş arasındaki çocuklarda CP prevalansını 1000 canlı doğumda 4.4 olarak bildirmişlerdir¹²². Türkiye'de oranların fazla olması akraba evlilikleri, hamilelik döneminde geçirilen hastalıkların fazla olması ve bakım şartlarının yetersizliği, doğum şartlarının olumsuzluğu, postnatal bakım hizmetlerindeki aksamalar, erken çocukluk döneminde bebeklerde bulaşıcı ve ateşli hastalıkların fazlalığı ve beslenme yetersizliği gibi nedenlere bağlanmaktadır^{122,141}.

Son yıllarda ülkelerin gelişmişlik düzeyi ve tıp teknolojisindeki ilerlemelere rağmen CP prevalansı azalmamıştır. Doğum öncesi izlem koşulları ve yeni doğan bebek bakımında gelişmeler nedeni ile zamanında doğarlarda CP sıklığı azalırken, CP riskine sahip çok düşük ağırlıklı (1500 gramdan az) ve düşük doğum ağırlıklı (2500 gramdan az) olan infantların yaşaması nedeniyle toplumda oranlar değişmemektedir^{53,62,87,127}.

2.3. CP'nin Etyolojisi

CP etyolojisinde spesifik nedenler bilinmemekle birlikte, oluşmasında rol oynayan risk faktörleri ortaya koyulmuştur. Risk faktörleri prenatal, perinatal ve postnatal olmak üzere üçe ayrılır^{27,35,91}. CP, yaklaşık olarak % 70 oranında prenatal orjinlidir¹¹⁹. Etyolojik risk faktörleri aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

Prenatal Nedenler:

- Genetik nedenler⁴⁵,
- Kromozomal bozukluklar⁷⁸,
- Konjenital enfeksiyonlar^{62,86},
- Serebral gelişim bozuklukları^{45,68,119},
- Periventriküler lökomalazi^{45,53,86},
- Plösentel yetmezlik⁴⁵,
- İlaç kullanımı, sigara kullanımı, alkol kullanımı⁸⁶,
- Travma^{53,68},
- Radyasyon¹⁶,
- Toksemi⁴⁵,
- Prenatal beyin kanaması⁵³,
- Komplikeşyonlu gebelikler^{45,119},
- Annenin metabolik hastalıkları^{45,119}.

Perinatal Nedenler

- Prematüre doğum (32 haftadan önce)^{45,119},
- Düşük doğum ağırlığı < 2500 gr⁸⁶,
- İntrakranial kanama^{45,119},
- Travma^{68,53},
- Enfeksiyon⁵³,
- Zor-müdahaleli doğum (hatalı forseps ve vakum kullanımı)¹⁶,
- Bradikardi ve hipoksi¹²⁵,
- Doğum asfiksisi^{45,53,68,86,119},

Postnatal Nedenler

- Bebeklikte meydana gelen travmalar⁶⁸,
- Enfeksiyon (menenjit, ensafalit, beyin apseleri)⁷⁸,
- Anoksi (boğulma, zehirlenme vb.)¹²⁵,

- Yüksek ateşli hastalıklar¹²⁵,
- Zehirlenmeler^{78,125},
- Tümörler¹²⁵.

2.4. CP Sınıflaması

CP'de beyindeki lezyonun yerine, tonus değişikliklerine, hareket bozukluğunun tipine, etkilenen ekstremité sayısına göre sınıflamalar yapılmaktadır^{27,81,119,123,132}. Son yıllarda, SCPE tarafından benimsenen topografik ve nörolojik sınıflama;

- 1.Spastik (unilateral veya bilateral)
- 2.Ataksik
- 3.Diskinetik (distonik veya korea-atetoid)
- 4.Sınıflandırmayan şeklindedir⁸¹.

2.5. Unilateral Spastik Serebral Paralizi (Hemiparazi)

Vücudun sadece tek bir tarafını etkileyen CP tipi olarak tanımlanmaktadır^{39,65,121}. Tüm CP'lerin % 42'lik kısmını oluşturur⁹¹. Etkilenen tarafta değişik düzeylerde fonksiyonel kayıplar vardır¹³⁴. Genellikle üst ekstremitédeki motor yetersizlik alt ekstremitelere göre daha fazladır^{12,39,65}. Nedeni tam olarak bilinmemekle beraber, sağ taraf sol tarafa göre daha fazla etkilenir¹³⁴.

Konjenital unilateral spastik CP etyolojisinde, % 42 prenatal, % 16 perinatal, % 9 perinatal ve/veya prenatal, % 34 ise bilinmeyen nedenler rol oynamaktadır⁹¹. Erken dönem süt çocukluğu ve çocukluk dönemlerinde geçirilen vasküler, inflamatuvar veya travmatik risk faktörleri ise % 10 rol oynamaktadır⁷³.

Unilateral spastik CP'li olgularda % 68 duyu defisitleri, % 25 konverjan saşılık ve homonium hemianopsi gibi görsel defisitler, % 28 kognitif problemler, % 33 oranında konvülsiyon görölmektedir. Bunun yanı sıra algısal motor defisitlere bağılı öğrenme güçlükleri de sık olarak gözlenmektedir⁷³.

Unilateral spastik CP'li çocuklar sağılıklı çocuklara göre kaba motor fonksiyonlar açısından gecikme göstermektedir. Bu çocuklarda denge ve düzeltme reaksiyonlarının yetersizliğine bağılı olarak etkilenen tarafa düşme eğilimi sık karşılaşılan bir problemdir. Buna karşılık sağılam taraftaki denge ve düzeltme reaksiyonları hiperaktiftir ve etkilenen tarafı kompanse etmeye çalışır^{21,23}.

Sürünme ve dönme sağılam tarafın yardımıyla etkilenmemiş taraf üzerinden gerçekleştirilir. Sırtüstünden oturmaya gelme kolay öğrenilirken, ayakta durma ve yürümede değışik düzeylerde gecikmeler olur. Ayakta durma sırasında ağırlık daha çok sağılam taraf üzerinde taşınır. Başlangıçta etkilenmiş bacak abdüksiyondadır. Etkilenen taraf kol ve bacağıın mobil olması ve ağırlık aktarımını karşılayacak ekstansör tonusun yeterli olmamasından dolayı, etkilenmiş tarafa ağırlık verdiklerinde o tarafa yığılma eğilimindedirler^{21,23}.

Unilateral spastik CP'li çocuklarda göze çarpan en önemli özellik asimetridir. Genellikle yardımcı bir cihaza gerek kalmadan, bazen de ayakkabı içine yerleştirilen bir ortez yardımıyla yürürler. Vücut ağırlıklarını etkilenmeyen taraflarında taşırlar¹. Bu çocuklar üzerinde yapılan yürüme analizi çalışmaları, vücudun karşı yarısında bir miktar etkilenme olduğunu ve özellikle bu durumun etkilenme şiddeti arttıkça kendini daha çok ortaya çıkardığını göstermiştir³⁹.

Yürüyüşleri sırasında tipik üst ekstremitte postürü; omuz internal rotasyonda, dirsek fleksiyonda, el bileğı ulnar deviasyonda, başparmak avuç içine sıkışmış pozisyondadır^{39,129}. Üst ekstremitenin bu pozisyonundan kaynaklı

en büyük sorun duysal yoksunluktur. Bu durum üst ekstremitenin ihmeline ve sonunda o tarafın farkına varılmamasına neden olabilmektedir³⁹.

Ekin deformitesi alt ekstremitede sık karşılaşılan bir problemdir^{39,121}. Modern yürüme analizi sonuçları alt ekstremitelere ait bireye özel bir etkilenme spektrumu olduğunu göstermiştir³⁹.

Dr. Perry ve arkadaşlarına göre fonksiyonel iyileşme proksimalden distale doğrudur³⁹. Bu sürece bağlı kalarak spastik hemiparaziler için dört çeşit temel yürüme paterni tanımlanmıştır^{39,109,126,129}.

TİP I

Bu tip için temel bulgular salınım fazında ekin ve triseps surae kasının tibialis anterior kasına göre aşırı aktivitesidir. Başlangıç teması, ayak ön bölümü veya parmak ucu ile gerçekleşir. Basma fazı boyunca ayak bileğinin dorsifleksiyonunda bir kısıtlılık bulunmaz. Bu tip için diğer bir kompensatuar yürüme deviasyonu da diz fleksiyonunun salınım sonu, başlangıç teması ve yüklenme cevabı dönemlerinde artması, salınım fazında ise kalçanın hiperfleksiyonu ve pelvik lordoz artışıdır. Bu tip yürüme, kalça ve dizin istemli kontrolünü tekrar kazanmış ancak ayak bileği aktiviteleri hala ekstansör hareket paternine bağlı olan hastalarda gözlenir³⁹.

TİP II

Bu tip için en önemli problem hem basma hem de salınım fazında devam eden plantar fleksiyondur. Posterior bacak kasları normal fonksiyonel uzunluğa sahip olan Tip I hastalarından farklı olarak, Tip II hastaları, triseps surae, tibialis anterior ve/veya uzun parmak fleksörleri de statik veya dinamik kontraktüre sahiptirler. Tip II hastaları, Tip I'e benzer bir nöromüsküler kontrol paternine sahiptirler. Tip II hastalarında kontraktür gelişmesinin nedeni, baldır kaslarındaki spastisitenin Tip I hastalarına göre daha fazla olmasıdır. Yapılan çalışmalar Tip

II hastalarının yürüyüşün, Tip I'lere göre anlamlı şekilde yavaş olduğu ortaya koymuştur³⁹.

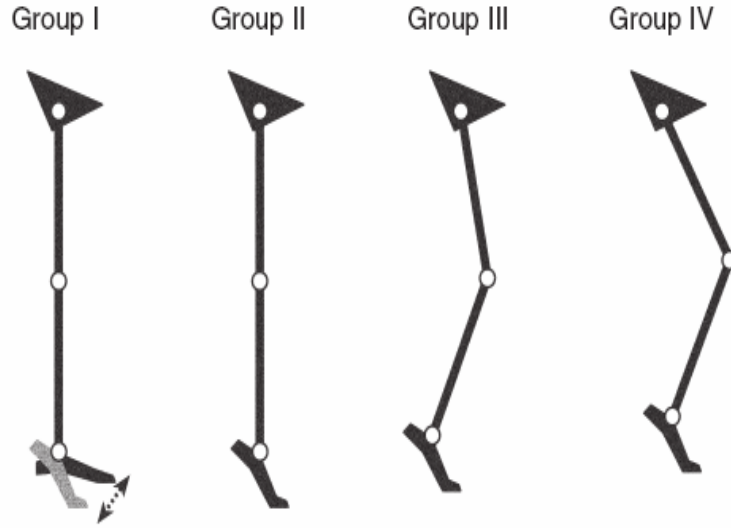
TİP III

Bu tipte, Tip II'den farklı olan salınım fazında kısıtlanmış diz fleksiyonunun görülmesidir. Bu yüzden Tip III hastaları salınım fazında ayağı öne almakta zorluk çekerler ve bunu da karşı taraf basma fazında parmak ucunda yükselerek veya aynı taraf salınım fazında bacağı oraklayarak kompanse etmeye çalışırlar. Tip III hastalarının sagittal plan kinematik verileri kalçanın hiperfleksiyonu ve lordozun artması şeklinde Tip II'ye çok benzemektedir. Ancak salınım fazındaki diz hareketleri kısıtlanmıştır. Bu da kalçanın istemli kontrolünün kazanılmasına rağmen diz ve ayak bileğinde aynı kontrolün henüz kazanılmadığını göstermektedir. Yürüme analizlerinde ayak bileğinde Tip II'ye benzer bir anormallik tespit edilmesine rağmen, dizde Tip II'den farklı olarak hamstringler ve rektus femoris kasları arasında spasisitenin olduğu saptanmıştır. Bu tip için etkilenen temel kaslar gastroknemius, hamstringler ve rektus femoristir. Çift eklem kateden kasların zamanlaması ve modülasyonu diğer tek eklem geçen kaslara göre daha karmaşıktır. M. Rektus femorisin normal yürümedeki temel görevi ileriye ivme kazandırmak için kalça fleksiyonu sağlarken, diz fleksiyonunu yavaşlatmaktır. Hızlı yürüme için bu gereklidir, çünkü salınım yapan alt bacağın kazandırdığı eylemsizlik momenti kısıtlanmalıdır³⁹.

CP'li çocukların yürüme hızı normalden yavaş olduğu için salınım fazında diz fleksiyon hızının yavaşlatılması gerekmez. Dizde selektif kontrolün kaybolması ile hamstringler normal aktivasyon sürelerini uzatarak kontraksiyona salınım fazı ortasında başlar ve basma fazında da sürdürürler. CP'li çocuklarda rektus femoris ile hamstringler arasındaki karşılıklı kokontraksiyon, salınım fazı ortasında herhangi birinin aktiviteye başlaması ile tetiklenir³⁹.

TİP IV

Bu tipte, Tip III bulgularına ek olarak kalça fleksör ve adduktör kaslarına ait bozukluklar tabloya eşlik eder. Tip IV grubundaki hastalar basma ve salınım fazlarında; ayakta plantar fleksiyon, dizde sagittal plan hareketlerinin kısıtlanması, kalçada fleksiyon ve adduksiyon kontraktürü ve pelvik tilt gösterirler. Basma fazında dizdeki hareket kısıtlılığını sağlam tarafta parmak ucu kalkarak kompanse etmektedirler³⁹.



Şekil 2.1. Spastik hemiparaziler için tanımlanan temel yürüme paternleri ³³

2.6. TEDAVİ

CP'li çocuklarda merkezi sinir sistemindeki hasar sonucunda genellikle normal olmayan bir motor kontrolle beraber gecikmiş yürüme ve yürüme paterninde bozukluklar görülmektedir⁵⁷.

Hangi tedavi yaklaşımı kullanılırsa kullanılsın CP'li çocuklarda bağımsızlığın kazanılması ve yaşam kalitesinin artırılması için yürümenin normal paternine ulaştırılması son derece önemlidir¹⁵⁰.

CP birçok faktörün etkileşimi sonucu ortaya çıkan bir tablo olduğu için kullanılan tedavi yaklaşımlarının da multidisipliner olması gerektiği tartışılmaz bir gerçektir. Bu nedenle rehabilitasyon ekip anlayışı içinde ve her çocuğun problemleri veya ihtiyaçları doğrultusunda çocuğa özel olarak yürütülmelidir¹⁸.

CP'li çocukların tedavisinde amaç, çocukta var olan nöromotor potansiyeli kullanarak, uygun yönlendirme ve tedavileri uygulamak ve normal bir adölesan, yetişkin olarak hayatının geri kalan kısmını minimal bağımlılıkla devam ettirebilmelerini sağlamaktır¹⁴⁴. Bu amaç doğrultusunda birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar nörofasilitasyon ve geleneksel tedavi yöntemleri olmak üzere sınıflandırılmıştır.

1. Geleneksel tedavi yöntemi: Spesifik bir nörolojik temel üzerine kurulmamıştır. Eklem hareket açıklığına yönelik aktif ve pasif egzersizler, kas kuvvetini artırmaya yönelik egzersizler, germe teknikleri, kardiyovasküler kapasiteyi artırıcı egzersiz programlarından oluşur. Ortezleme, elektrik stimülasyonu da bu yöntemin içinde yer almaktadır⁵⁰.

2. Nörofasilitasyon yöntemleri: Santral sinir sistemine gönderilen duysal uyarıların refleks motor yanıt oluşturmaya prensibine dayanmaktadır. Vücudun ekstremiteleri ve proprioseptörlerinin uyarılmasıyla kas gruplarının fasilitasyonu ya da inhibisyonu amaçlanır^{9,50,74}.

Bu amaçlar doğrultusunda kullanılan yöntemler şunlardır:

- Nörogelişimsel yaklaşımlar (Bobath),
- Proprioseptif nöromusküler fasilitasyon tekniği (PNF),
- Duyusal ve gelişimsel yaklaşımlar (Rood, Ayres),
- Nöromusküler refleks yaklaşımla tedavi (Vojta, Fay, Delacado),
- Eğitimsel yaklaşımlar (Peto, Kephart),
- Algısal – kognitif tedavi (Affolter),
- Motor öğrenme prensipleri (Sheohard) dir^{9,50,74}.

2.6.1. Bobath NDT Yaklaşımı

NDT, kişilerin sadece kas fonksiyonuna ilişkin problemleriyle değil; koordinasyon paternlerinin kalitesiyle de uğraşır. Kişiyi bütüncül yaklaşım ile ele alır. Kişinin günlük yaşamdaki gelişimsel bozuklukları kadar, algılama-kognitif, emosyonel, sosyal ve fonksiyonel problemlerini de irdeler¹⁴⁴.

Günümüzde bu amaçlar doğrultusunda CP'li çocuğun tedavisinde en sık kullanılan Bobath NDT yaklaşımıdır. Bobath NDT yaklaşımı ilk olarak 1940'da Karel ve Bertha Bobath tarafından geliştirilmiştir^{26,78,103,118,119,121,132,138}.

Klinik deneyimler Bobath'ın “yaşayan bir konsept” olduğunu ve sürekli geliştiğini, CP'li çocuğun normal gelişim eğrisini takip etmeden de gelişebildiğini, kişiler arası ve kültürler arası değişiklikler gösterdiğini ortaya koymuştur¹³². Bu nedenle Bobath konsepti günümüze kadar gelişen bir değişim süreci geçirmiştir^{19,75,78,132}.

1940'lı yıllarda Karel ve Berta Bobath CP'nin hangi tipi olursa olsun, esas sorunun anormal kas tonusu olduğunu düşünüyorlardı. Tonusun artması ve ilkel reflekslere bağımlı olması çocuğun belirli postürde kalmasına neden olur¹¹⁸. Bu

tedavi yaklaşımındaki esas prensip anormal reflekslerin inhibe edilmesidir⁶⁸. Tedavide normal gelişim eğrisi izlenir⁸⁶. 1960'lı yıllarda, anormal postür ve hareket paternlerinin inhibisyonu için ilk adım çocuğu sabit kaldığı postürün tam aksi pozisyonuna yerleştirerek elde edilen refleks inhibitör paternlerin (RİP) kullanılmasıydı^{86,118}. Farklı pozisyonlarda ve farklı hareket paternlerinde belli reaksiyonların ortaya çıktığını tespit eden Sherrington ve Magnus'un hayvan deneylerinden etkilenen Bayan Bobath, anormal postür ve hareket paternlerinin inhibisyonu için çocuğu RİP'e yerleştirip o pozisyonda tutmuştur^{20,144}.

Bu yıllarda konseptin temeli, hareketin gelişiminde birbirini takip eden belli basamakların izlenmesi⁸⁶, inhibisyonun ön planda olduğu pasif-statik tedavi, fizyoterapistin tam kontrolü, bir aktivitenin uzun süreli çalıştırılması ve minder üzerinde yapılan egzersizlere dayanmaktaydı⁴⁷.

1970'li yıllara gelindiğinde, anahtar nokta kullanımının önemi üzerinde durulmuş ve el tutuşlarının azaltılması gerektiği vurgulanmıştır^{22,26,47}. Bu süreçte programa stimulasyon eklendiği gibi, bire bir iletişim de ön plana çıkmıştır. Postüral reaksiyonlar ve otomatik hareket tepkilerinin fasilasyonu, normal motor gelişim basamaklarının geliştirilmesi ve fonksiyonel hale getirilmesi üzerinde durulmuş olup, motor gelişimin her aşamasında ambulasyonun sağlanmasının gerekli olduğu vurgulanmıştır^{47,144}.

Bertha Bobath, anormal paternleri anahtar noktalar (temel olarak omuzlar ve pelvis gibi proksimal vücut kısımları ve baş) kullanarak kontrol edilebileceğini savunmuştur. Bobath'a göre kuvvet ve postüral tonus dağılımı normal hareket paternleri fasilete olduğunda ya da spesifik stimulasyon tekniği kullanıldığında etkilenebilir. Anahtar kontrol noktasından terapist bütün vücudun hareketini kontrol ederek yönlendirebilir ve böylece çocuğun aktif olarak reaksiyon göstermesi ile tutulmayan ve kontrol edilmeyen yerlerde hareketi fasilete edebilir¹⁴⁴.

CP'li çocukların tedavisindeki en önemli problemlerden biri de, denge reaksiyonlarını elde etmektir. Bu reaksiyonların yetersizliği veya yoksunluğu fonksiyonel hareketin gelişimini olumsuz etkiler. Çeşitli postüral reaksiyonlar, farklı hareket paternlerinde ortaya çıkar. Otomatik olarak meydana gelmelerine rağmen aktif hareketlerdir. Kompleks beceri ve koordinasyon paternleri ile bütün istemli ve seçici fonksiyonel aktiviteler, otomatik postüral reaksiyon temelinde uygulanır. Normal postüral reaksiyonların motor paternleri çocukta yaşamın ilk 5 yılında gelişim gösterir. Bobath'lar, normal gelişim sırasında başlangıçta daha sonra kaybolacak olan tonik reflekslerin etkin olduğunu ve düzeltme reaksiyonlarının gelişimiyle kontrol edilebildiğini tespit etmişlerdir. Bu refleksler daha sonra denge reaksiyonları ile istemli hareketler içine entegre olur. Bu bilgi Bobath'ları, düzeltme ve denge reaksiyonlarının fasilasyonu ile daha dinamik bir tedaviye yönlendirmiştir^{22,144}.

1980'li yıllarda ise, günlük yaşam aktivitelerinin düzenlenmesi, gün içinde pozisyonlama, yardımcı araç gereçlerden yararlanma ve destek noktaları kullanılmaya başlanmıştır. Doğru oturma, taşıma, transfer pozisyonlarının ve duyu integrasyonunun sağlanması, üst ekstremit ve el fonksiyonlarının geliştirilmesi ile el-göz koordinasyonunun sağlanması önem kazanmıştır^{47,121,144}.

Tedavi ile elde edilen hareketler spontan olarak günlük yaşam aktivitelerine adapte edilmelidir^{26,121,144}. Tedavinin, günlük yaşamda zorlanılan aktivitelere göre planlanması ve tedavide öğrenilen yeni motor becerinin farklı ortamlarda tekrarlanması ve günlük yaşantıda kullanılması hedeflenmelidir^{19,75,78,144}.

Çocuklar çevresiyle olan devamlı etkileşimle gelişir. Burada anne başrolü oynar. Anne çocuğu sosyal kültürel bir çevre paterninde kontrol eder. Çocuğun davranışsal ve gelişimsel başarılarını adapte eder. Bu yüzden annenin bebeğinden ellerini çekmesini istemek yanlıştır. Erken tedavinin en önemli amaçlarından biri de çocuğunu tutma yollarını anneye öğretmektir. Ancak bu

şekilde annesi bebeğin postüral düzenlemede gerekli olan çeşitli duyu motor paternlerini kazanmasını sağlayabilir¹⁴⁴.

CP'li çocuğun düzgün duruş pozisyonunun sağlanması ve fonksiyonel hareket becerilerinin desteklenmesi için yaşadığı ortamda düzenlemeler yapılması gerekmektedir. Adaptif aletler, çevre düzenlemesi ve çeşitli ortopedik cihazlar yardımıyla çocuğun düzgün duruşu, çevreden doğru uyarıları alması ve en uygun şekilde hareketleri yapması sağlanabilir. Böylece çocuğun gelişimi ve bağımsızlık seviyesinin artmasına yardımcı olunurken, geri dönüşü olmayan şekil bozukluklarının gelişmesi de önlenir^{69,121}.

Duyu-motor deneyimin duyu kısmı vücut imajı üzerinde etkilidir. Bebeklerde ayakta durma, yürüme, kavrama ve manipulasyon için ciddi bir postüral gereksinime ihtiyaç vardır. Normal bebekte, gelişim basamakları yer çekimi ile ilişkili düzeltme ve denge reaksiyonlarının dereceli olarak gelişmesi ile gerçekleşir. Bu duyu-motor deneyimlerin iyi bir şekilde bütünleşmesi de tekrarla sağlanır. Bunlar zamanla otomatik hale gelir ve gelecekteki öğrenme becerilerinin temelini oluşturur. Duyu-motor deneyimlerin çeşitli varyasyonlarla ortaya çıkarılması normal vücut imajını ortaya koyması açısından önemlidir. Bunun aksine beyinde fonksiyon bozuklukları olan bebeklerde, anormal duyu-motor deneyimler alışkanlık haline alır ve bu da düzeltme ve denge reaksiyonlarının limitli gelişimine, anormal vücut görüntüsüne ve daha sonraki hareket becerilerinin öğrenilmesinde çeşitli düzeylerde zorluklara yol açar. Anormal hareket paternleri alışkanlık haline gelmeden önce aktif normal duyu-motor deneyimlerin entegre olabilmesi için erken tedavi önemlidir¹⁴⁴.

1990'lı yıllardan günümüze gelindiğinde ise aktif dinamik tedavi, fonksiyonel aktivitelerle eğitim, tonus regülasyonu, hareketin koordinasyonunu sağlama, dengenin sağlanması, RİP yerine tonus düzenleyici paternler (TİP), inhibisyon yerine hareket-pozisyonlama-sensorimotor aktiviteyi artırıcı uyarılar bu yaklaşımın temel parametrelerini oluşturmaktadır^{47,121}.

Modern nörogelişimsel fizyoterapi uygulamalarında, proprioseptif duyu eğitimi, el-ağız, el-göz koordinasyonunun geliştirilmesi, vücudun orta hatta getirilmesi, oyun aktivitelerinin geliştirilmesi ve anneye nasıl taşıyacağı, nasıl besleyeceği konusunda eğitim verilmesi önem kazanmıştır^{121,144}.

Konseptin günümüzdeki temel uygulama prensipleri;

1. Fasilitasyon (kolaylaştırma, destekleme),
2. Stimulasyon (uyarı),
3. İletişim.

Fasilitasyon

Hedefe yönelik aktivitede, gelişmiş olan postüral tonusu kullanarak hareketin kolaylaştırılmasını hedefleyen bir uygulama sürecidir^{89,144}. Tedavide kas ve eklemlerin fonksiyonel bir hareket içerisinde uyumlu hareketini kolaylaştırmak hedeflenir. Uygulamalarda hasta aktif, terapist ise yönlendirici ve hareketi kontrol eden kişidir. Fasilitasyondaki amaç en az fiziksel temasla, eş zamanlı olarak hareketin gerçekleştirilmesine zemin hazırlamaktır¹⁴⁴.

Stimulasyon

Stimulasyonun amacı, hareketi öğretmek, tonusu düzeltmek, stabilizasyonu sağlamaktır. Stimulasyon taktil, vestibular, vibrasyon, proprioseptif uyarı ve ses olarak verilebilir^{89,144,121}.

İletişim

Çocuklar ve aile ile olan tüm iletişim yollarını içerir. Bobath'lara göre iyi çalışma ortamında, çocukla iletişim çok önemlidir. Tedavi çocuk ve terapist arasında iki yönlü (cevap verme-alma) yakın, sıcak bir iletişimle gerçekleşmelidir. Çocuğa her zaman saygı gösterilmelidir¹⁴⁴.

NDT'nin temel prensipleri günümüzde de değişmemiştir. Farklı stimülasyon teknikleri ile birlikte terapistlerin elleriyle, otomatik postüral

reaksiyonların fasilasyonu ve anormal hareket paternlerinin inhibisyonu eş zamanlı olarak kazandırılır²⁶. Bu sayede fonksiyonel olmayan anormal postüral tonus azalır, fonksiyonel ve hedefe yönelik aktivitelerde çeşitli duyu motor deneyimlerin fasilasyonu ve entegrasyonu sağlanır¹³². Terapist, postüral kontrolü sağlamak için baş, omuzlar, gövde ve pelvis gibi proksimal anahtar kontrol noktalarını kullanır. Erken dönem tedavide, düzeltme ve denge reaksiyonları normal gelişim basamaklarına uygun olarak fasilite edilmelidir¹⁴⁴. Tedavi, çocuğun kronolojik yaş, kognitif, duysal, sosyal, emosyonel yapısına ve kişisel ihtiyaçlarına göre adapte edilmelidir¹⁴⁴. Çocuğun büyümesi ve gelişmesi ile birlikte programda değişiklikler yapılır⁶⁹. Uygulamalar sırasında motivasyon, varyasyon ve tekrar önemlidir. Çocuğun yapılan aktiviteleri fonksiyonellik içinde öğrenmesi, çocuğun yaptığı hareketleri sevmesi sağlanmalıdır¹⁴⁴.

Tedavide karşılıklı anne-çocuk birlikteliğini, etkileşim, iletişim, anne-terapist ilişkisini ortaya koymak önemlidir. Ebeveynlerin rehberlik ve eğitimi, ev tedavisinin başarısında çok önemli bir yere sahiptir^{61,121,144}. İlerlemeler çocuğun günlük yaşam aktivitelerine taşınmadıkça, çocuğa sadece tedavi süresince yapılanlarla hiçbir tedavi miktarı etkili olmayabilir. Ebeveynlerin ve fizyoterapistlerin kooperasyonu, normal hareketleri günlük yaşam aktivitelerine (GYA) daha fazla taşıma şansı vardır. Tedavi sırasında ailelerin kızgınlık ve aşırı yüklenmesi önlenmelidir. Ailenin durumu ve kişisel kapasitelerine saygı duyulmalıdır. Evde tedavi programına nasıl devam edeceklerini, gün içerisinde çocuğun hareketlerini ortaya çıkarmasını sağlayacak teknikleri öğrenmeleri için ailelerle eğitim yapılmalıdır. Aileler de çocuklarının sorunlarını ve kapasitelerini anlayarak çocuklarına nasıl yardım edebileceklerini öğrenmelidir¹⁴⁴.

Sonuç olarak Bobath'lar, normal gelişimin anlaşılmasının anormal gelişimin anlaşılması sayesinde gerçekleştiğinin önemini fark etmişlerdir. Normal ve anormal gelişimle ilgili iyi bir çalışma bilgisi, vücut görünümü üzerine vücut farkındalığının etkisinin bilinmesi nörogelişimsel tedavi terapistinin en önemli becerilerinden biri olduğunu savunmaktadır. Tedavi sonuçları tedavi

kalitesine bağılıdır. İyi bir teorik bilginin yanı sıra iyi çalışma bilgisi ve profesyonel terapist becerileri ile tedavi kalitesini artırmanın mümkün olacağı vurgulanmıştır¹⁴⁴.

2.7. YÜRÜME

Yürüme, gravite merkezinin sagittal düzlemde öne doğru yer değiştirmesi ile birlikte gövdenin ve ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri olarak tanımlanır¹⁴⁷. Yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık olan hareketler zinciridir¹⁷. Yürüme alt ve üst ekstremit segmentlerinin, gövde ve eklemlerin koordine hareketlerini gerektirir¹⁴⁷. Uzun süre yorulmadan yürüyebilmek için beyin, omurilik, periferik sinirler, kaslar, kemik ve eklemler birlikte koordine çalışmalı, eklem hareketleri, kontraksiyon zamanı ve gücü yeterli olmalıdır¹⁷.

Yürümenin sağlanması için iki temel yetenek gereklidir. Birincisi dengedir. Denge dik postürün sağlanması ve yürümenin devamı için gerekir. İkincisi ise harekettir. Hareket, ritmik adımlamaya başlama ve sürdürme yeteneğidir. Uzun süre yorulmadan yürüyebilmek için, sağlam bir 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 izin verecek şekilde yüksek ve harekete izin verecek kadar düşük seviyede olmalıdır⁶⁰.

Denge

Statik Denge

İnsanın ayakta dik durabilmesi için vücut ağırlık merkezinden yere doğru inen vektörün (YTK) destek alan merkezinden (DAM) geçmesi gerekir. Sagittal düzlemde bu vektör, dördüncü lomber vertabranın ve dizin önünden, kalçanın

arkasından geçerek ayak bileğinin 1.5–5 santimetre (cm) önüne iner. Koronal düzlemde ise DAM'ın tam orta noktasına düşer^{60,98}.

Femur boynundaki 120° varus açısı, dizdeki 5–7° valgus açısı ve ayakların 7°'lik dışa dönük durması sayesinde destek alan merkezi genişler ve stabilite artar. Statik dengenin sağlanmasında kas ve bağların rolü büyüktür. YTK kalçanın arkasından ve dizin önünden geçerken bu eklemleri ekstansiyona zorlar. Kalçada iliofemoral bağ ve dizde oblik bağlar ve kapsül ekstansiyonu kısıtlar ve kas kasılması olmadan pasif olarak stabilite sağlanır. YTK ayak bileğinin 5 cm kadar önüne düştüğü için ayak bileğinde yaklaşık 5°'lik dorsifleksiyon oluşturur. Bu dorsifleksiyon hareketini soleus kası kontrol eder. Ayakta dik dururken dengenin sağlanmasında en önemli kas soleus kasıdır^{60,98}.

Dinamik Denge

Yürüme denge ve dengesizlik dönemlerinin birbirini izlediği bir süreçtir. Yürürken DAM topuktan tabana ve ön ayağa doğru yer değiştirir. YTK basan ayağın tabanından geçtiği anda denge sağlanır. Yürüme döngüsü 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, YTK kalçanın önünden ve dizin arkasından geçtiği için fleksiyon momenti oluşur. Bunu yenmek için her iki eklem ekstansör kasları kasılır. Basma fazının ortasında YTK kalça ve dizin merkezinden geçtiği için pasif stabilite sağlanır. Basma fazı sonlarında YTK ayak bileğinin önüne geçer ve plantar fleksörler ve gastrokinemius ve soleus kası kasılarak ayak bileği dorsifleksiyonunu kısıtlarlar^{60,98}.

2.7.1. Yürüme Döngüsü

Yürürken gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bacaklarda bir dizi hareket oluşur ve bu hareketler sürekli tekrarlanır. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareket zincirine yürüme döngüsü adı verilir. Yürüme döngüsü; aynı ayağın ard

arda gelen iki temas noktası arasındaki geçen olaylar olarak tanımlanmaktadır¹⁴⁷. Basma ve sallanma fazı olmak üzere iki faza ayrılmaktadır. Yürüme döngüsünde bacağın havada olduğu süre salınım (*swing*), yerde olduğu süre ise basma (*stance*) fazı olarak tanımlanır^{130,147,55}. Basma fazı kendi içinde beş alt gruba ayrılır;

1. İlk temas (*initial contact*), ayağın yerle ilk temas yaptığı an,
2. Ayağa yük aktarımı (taban teması, *loading response*), ilk temas ile başlayan ve diğer ayağın sallanma için kaldırılmasına kadar geçen faz,
3. Basma fazının ortası (*midstance*), diğer ayağın sallanma fazı için kaldırılması ile başlayan ve ağırlığın tümüyle o taraf ekstremitede taşındığı faz,
4. Basma fazının sonu (*terminal stance*), topuğun yerden kalkmasıyla başlayan ve diğer ayağın yerle temasına kadar geçen faz,
5. Salınım öncesi parmak kalkışı (*preswing*), karşı ayağın ilk temasıyla başlayan ve aynı ayağın parmak kalkışıyla sonlanan faz olarak tanımlanır^{6,40,46,55,130,147}.

Salınım fazı ise kendi içinde 3 alt gruba ayrılır.

1. Erken salınım (*initial swing, akselerasyon*),
2. Salınım ortası (*mid-swing*),
3. Salınım sonu (*terminal swing, deselerasyon*).^{6,40,46,55,130,147}

Her faz, sallanma fazının 1/3'ünü oluşturur^{55,147}.

Tablo 2.1. Yürüme Döngüsünün Fazları

Basma Fazı (% 60)	1. İlk temas (<i>initial contact</i>),
	2. Ayağa yük aktarımı (<i>loading response</i>),
	3. Basma fazının ortası (<i>midstance</i>),
	4. Basma fazının sonu (<i>terminal stance</i>),
	5. Salınım öncesi parmak kalkışı (<i>preswing</i>),
Salınım Fazı (% 40)	1. Erken salınım (<i>initial swing, akselerasyon</i>),
	2. Salınım ortası (<i>mid-swing</i>)
	3. Salınım sonu (<i>terminal swing, deselerasyon</i>)

Ortalama yürüyüş hızında yürüyüş döngüsünün % 60'ını basma fazı, % 40'ını salınım fazı oluşturur. Çift destek fazı yürüme döngüsünün % 20'sinde yer alır. Yürümenin hızı arttığı zaman basma fazında ve çift destek fazında geçen süre azalmakta, tek destek fazında geçen süre ise artmaktadır. Koşmada çift destek fazı izlenmez^{46,55,147}.

I. Basma Fazı:

1) İlk Temas (*initial contact*)

Yürüme döngüsünün % 0-2'sidir. Basma fazının başlangıcı olup ayağın yerle teması ile başlar. Normal yürümede ilk temas topukta oluşur. Kalça eklemi yaklaşık 30⁰ fleksiyondadır. YTK kalça ekleminin önünde yer alır ve fleksiyon momenti yaratır. Kalça ekstansörleri (M. gluteus maximus ve M. hamstring) kasılıp bu momenti kontrol ederek kalçada stabilizasyonu sağlar. Pelvis öne yer değiştirmeye başladıkça kalça ekstansiyonu gerçekleşir. Diz eklemi tam ekstansiyon ya da maksimum 5⁰'lik fleksiyondadır. YTK diz ekleminin hafif önündedir ve ekstansiyon momenti yaratır. Hamstring kas aktivitesi ve popliteal pasif elemanlar bu momenti dengeleyerek eklemden stabilizasyon sağlanır. Ayak bileği nötral pozisyonundadır. YTK, eklem arkasında yer alır ve plantar fleksiyon momenti yaratır. Pretibial kasların egzantrik kasılması ile plantar fleksiyon kontrol edilir. Amaç ayağı önce topuk yere değecek şekilde yere indirmektir. VAM en alçak noktasında ve gövde ayağın gerisindedir^{6,55,147}.

2) Ayağa yük aktarımı (taban teması, loading response)

Yürüme döngüsünün % 2-10'udur. Aynı zamanda birinci çift destek fazıdır. Diğer ayak yerden kaldırılana dek gövde ağırlığı bu ayağa aktarılır. Kalça ekstansiyondadır ve son duruş fazına kadar ekstansiyonu devam ettirir. YTK kalça ekleminin önünden geçer. Kontrolsüz kalça fleksiyonunu önlemek için, kalça ekstansörleri aktif olmalıdır. Diz yaklaşık 15–20⁰ fleksiyondadır. YTK

posteriordan geçer, buna bağlı olarak eksternal fleksör moment oluşur. Bu eksternal fleksör moment kuadriseps kasının egzantrik kasılmasıyla karşılanır ve dizde 20⁰ fleksiyon oluşturur. YTK ayak bileği eklemin posteriorundan geçer. Bu sayede hızlıca eksternal plantar fleksiyon momenti oluşur ve ayak bileğinin plantar fleksiyonunu 10-15⁰'ye getirir. Bu hareket, ayak bileği dorsifleksörlerinin egzantrik kasılmasıyla kontrol edilir. Bu evrenin sonunda ayak tabanının zeminle tam teması sağlanır. Bu noktada çift destek fazı sona erer ve diğer ayağın zeminle teması kesilir. Hedef, şok absorbsiyonu, vücut ağırlığının üstlenilmesi ve ayağın tümünün yere indirilmesidir. VAM bu noktada yükselmeye başlar^{6,55,147}.

3) Basma fazının ortası (*midstance*)

Yürüme döngüsünün % 10-30'udur. Orta duruş fazında, kontralateral ekstremitte sallanma periyodundadır. Orta duruş fazındaki ekstremitte tüm vücut ağırlığını taşır. Bu evrenin başlangıcında kalça eklemi sagittal düzlemde nötral pozisyonundadır. YTK kalça ekleminin merkezinde ya da çok az arkasında yer alır. Gövdenin ileri doğru momenti oluştuğundan kalça ekstansör aktivitesi gerekmez. Bu evrenin sonuna doğru kalça ekleminde hafif ekstansiyon gerçekleşir. Koronal düzlemde salınımdaki bacak tarafındaki pelvis düşer, basma fazındaki bacakta addüksiyon momenti ortaya çıkar. Bunu karşılamak için kalça abdüktörlerinin aktivitesi izlenir. YTK, dizde posteriordan anteriora doğru geçerek kuadriseps kasına olan ihtiyaç azalır, diz ekstansiyonu oluşur. Diz posterior kapsül ve ligamentlerle pasif olarak, popliteus ve gastrokinemius kas aktivitesi ile aktif olarak frenlenir. Ayak bileği de 10⁰ dorsifleksiyonundadır. YTK eklemin önünden geçer. Bu nedenle eksternal ayak bileği dorsifleksiyonu oluşur. Ayak bileği plantar fleksörlerinin egzantrik olarak kasılmasıyla oluşan dorsifleksiyon kısıtlanır. Diğer bacak öne doğru salınım yapmakta olduğundan gövde stabilizasyonu için sırt ekstansörlerin aktivitesi izlenir. Bu dönemdeki amaç, yerde sabit olan ayak üzerinde gövdeyi öne doğru ilerletmektir. Bu dönemde VAM'ın öne doğru hızı an azalır. VAM en üst ve en dış yandadır^{6,55,147}.

4) Basma fazının sonu (*terminal stance*)

Yürüme döngüsünün % 30-50'sidir. Tek basma fazı bitmektedir. Vücut kütlesi ekstremiteler üzerinde öne kayar. Kalça eklemi ekstansiyondadır. YTK kalça ekleminin arkasında yer alır ve ekstansiyon momenti yaratır. Kalça eklemi 10-15° maksimum ekstansiyona ulaşır. İliofemoral ligaman, hiperekstansiyon momentini karşılayan pasif eleman olarak fonksiyon görür. YTK diz ekleminin üzerinde ya da hafif önünde yer alır. Stabil durumdaki tibianın üzerinde gövdenin öne hareketi sonucu, dizde pasif ekstansiyon oluşur. Bu fazın sonunda dizde fleksiyon oluşmaya başlar. Ayak bileği 10°'lik plantar fleksiyonu ile topuk yerden kalkmaya başlar. YTK ön ayağa doğru kayar ve dorsifleksiyon momenti yaratır. Plantar fleksörlerin kuvvetli konsantrik kasılması bu momenti yener ve ayak plantar fleksiyonu devam eder. Diğer ayak yere basana kadar kalça abdüktörleri çalışmaya devam eder. Buradaki hedef bacağı yerden kesmektir. VAM'ın yüksekliği ve laterale kayması azalır^{6,55,147}.

5. Salınım öncesi parmak kalkışı (*preswing*)

Yürüme döngüsünün % 50-60'ıdır. İkinci çift destek dönemidir. Ekstremitenin öne itilmeye başlaması ile kalça eklemi fleksiyon yapmaya başlamıştır. Çift destek fazı parmak kalkışının tamamlanması ile sona erer. Kalça eklemi ekstansiyondadır ve YTK eklemin arkasında yer alır. Bu kalça ekleminde ekstansiyon momentine neden olur. İliopsoas, kalça addüktörleri ve rektus femoris kaslarının konsantrik aktivitesi ekstansiyon momentini yener ve kalça fleksiyonu başlar. Diz eklemi hafif fleksiyondadır ve YTK eklemin arkasında yer alır ve fleksiyon momenti yaratır. Gövdenin öne yuvarlanmasının oluşturduğu etki de buna katılır ve yaklaşık 40°'ye ulaşan diz fleksiyonu gerçekleşir. Rektus femorisin egzantrik aktivitesi kalça fleksiyonu sağlarken, bir yandan da diz fleksiyon momentini kontrol eder. Ayak bileği plantar fleksiyondadır. YTK ekleminin çok önündedir; ön ayağa doğru kaymıştır ve belirgin bir dorsifleksiyon momenti yaratır. Plantar fleksörlerin güçlü konsantrik

aktivasyonu hem dorsifleksör momentini yener hem de plantar fleksiyonu sağlar. Ayak parmaklarının yer ile temasının kesilmesi ile bu evre biter ve salınım fazı başlar^{6,55,147}

II. Salınım Fazı:

1. Erken salınım (*initial swing*/ akselerasyon)

Yürüme döngüsünün % 60-73'lük kısmını oluşturur. İlk sallanma fazının amacı, ekstremitenin öne doğru ilerlemesini devam ettirmektir. Ayağın yerle teması olmadığı için YTK söz konusu değildir. Eklemler üzerinde yer çekim kuvvetleri, kas aktivitesi ve ekstremiteye ait ivmeler etkilidir^{6,55,147}.

Kalça fleksörlerinin konsantrik aktivitesi sonucu fleksiyon momenti devam etmektedir. Bacak öne akselere olur ve yaklaşık 20⁰ kalça fleksiyonu gerçekleşir. Parmakların yerle temasını engelleyecek şekilde, daha çok pasif olarak (sarkaç gibi) 60-65⁰'ye kadar diz fleksiyonu oluşur. Bu diz fleksiyonu, kalça fleksiyonu ve sallanma öncesi fazda oluşan momentum sonucu pasif olarak gerçekleşir. Nötral pozisyona kadar ayak bileği dorsifleksiyonu ayak bileği dorsi fleksörlerinin konsantrik kasılması ile sağlanır. Pelvisin öne 4-5⁰'lik rotasyonu uyluğun akselerasyonuna katkıda bulunur. Pelvis abduksiyonu (trandelenburg) bu fazın sonunda maksimumdur^{6,55,147}.

2) Salınımın ortası

Yürüme döngüsünün % 73-87'lik kısmını oluşturur. Ekstremita sarkaç gibi öne doğru ilerlemeye devam eder ve kalçada maksimum 30⁰ fleksiyon gerçekleşir. Ekstremitenin öne doğru akselerasyonu ile dizde pasif ekstansiyon (30⁰'lik fleksiyon açısına kadar) gerçekleşir. Dorsifleksörlerin aktivitesi ayak bileğinin nötral pozisyonunu korur^{6,55,147}.

3) Salınım sonu

Yürüyüşün % 87-100'lük bölümünü oluşturur. Yük almadan önce yeterli stabilitenin sağlanması amacıyla önceki salınım fazlarında ortaya çıkan momentler kontrol edilmeye çalışılır^{6,55,147}.

M. Hamstringlerin kuvvetli egzantrik kasılması kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyonunu kontrol eder (30° fleksiyon açısı sürer). Eş zamanlı kuadriseps aktivitesi ile dizde kontrollü tam ekstansiyon gelişir. Ayak bileğini nötralde tutacak şekilde pretibial kas aktivitesi devam eder. Bacağın akselerasyonunu kontrol etmek için, gövde ekstansörleri ve gluteal kasların kasılması ile gövdenin ve salınan alt ekstremitenin hızı azalır^{6,55,147}.

Normal yürüyüşün gerçekleşebilmesi için beş ana gereksinim vardır. Bunlar;

- I. Basma fazında stabilite,
- II. Salınım fazında ayağın öne ilerletilmesi,
- III. Basma fazı öncesi ayağın uygun pozisyonu,
- IV. Uygun adım uzunluğu,
- V. Uygun enerji harcamasıdır^{38,40}.

Bu gereksinimlerden birisinin dahi karşılanamaması halinde yürüyüş patolojik olarak tanımlanır³⁸. Bu gereksinimlerin karşılanabilmesi için aşağıdaki ön koşulların sağlanması gerekmektedir³.

I. Basma fazında stabilite için gerekenler

1. Basma fazında ayak yerde stabil olmalı,
2. Alt ekstremitedeki majör eklem hareketleri normal olmalı,

- i) Karşı taraf bacağın salınımına izin vermeli
 - ii) Dengeyi korumalı
 - iii) Vücudun öne hareketini sağlamalı
 - iv) Üsteki yapılar için uygun pozisyon sağlamalı
3. Ayakta sabit dururken, vücudun ağırlık merkezi iki ayak arasındaki alan içinde olmalı, yürürken de öne iletilebilmeli,
4. Gövde stabilitesi sağlanmış olmalı,
5. Uygun vücut dengesi kazanılmış olmalıdır.

II. Salınım fazında ayağın öne iletilebilmesi için gerekenler

- 1. Basma fazında stabilite olmalı,
- 2. Basma fazında ayak bileği, diz ve kalçanın gücü ve pozisyonu uygun olmalı,
- 3. Salınımda ayak bileği dorsifleksiyonu, diz ve kalça fleksiyonu yeterli olmalı,
- 4. Denge yeterli olmalı,

III. Salınım öncesi ayağın uygun pozisyonu için gerekenler

- 1. Basma fazında stabilite, güç, yeterli ve pozisyonda bulunmalı,
- 2. Salınım fazında;
 - i) Yeterli ayak bileği dorsifleksiyonu
 - ii) Ayak invertör kasları ile evertör kasları arasındaki denge
 - iii) Uygun diz pozisyonu
 - iv) Uygun ayak pozisyonu olmalı,
- 3. Vücut dengesi yeterli olmalıdır.

IV. Yeterli adım uzunluğu için gerekenler

1. Basma fazı stabil ve uygun pozisyonda bulunmalı,
2. Salınım fazındaki ayak nötral dorsifleksiyonda, inversiyon ve eversiyonda olmalı,
3. Salınım sonunda diz hemen hemen tam ekstansiyona gelmeli,
4. Yeterli kalça fleksiyonu olmalı,
5. Yeterli vücut dengesi olmalıdır.

V. Enerjinin uygun harcanması için gerekenler

1. Bazı biyomekanik mekanizmaların kullanılması gerekmektedir. Bunun için;
 - i) Yürüme sırasında kas kısaltmaktan çok uzamaya eğilimli olmalı,
 - ii) Gerilim enerjisi geri döndüğünden kasların normal yürüme sırasında konsantrik kısaltmalardan önce gerilmeye eğilimli olmalı,
 - iii) Çift eklem kateden kaslar genellikle enerji aktarımı için kayış görevi gördüklerinden yürümede oldukça önemlidir,
 - iv) Eklemlerin stabilitesinin kas kasılması ile sağlanması yerine yer reaksiyon gücü ve ligamanlar kullanılarak sağlanmalı.
2. Vücudun ağırlık merkezinin hareketi mümkün olduğunca azaltılmalıdır³.

2.7.2. Sağlıklı Çocuklarda Yürüme Prognozu

Sağlıklı çocuklarda yürümeye başlangıç yaşına bakıldığında; San Diego Çocuk Hastanesi ve Sağlık Merkezi Hareket Analiz Laboratuvarının çalışmalarına göre 11.2 ay; Denver Gelişimsel Tarama Testi sonuçlarına göre 11.7 ay; Bayley Yenidoğan Gelişim Skalası sonuçlarına göre ise 12 aydır¹²⁴.

Sağlıklı bebek ambulasyona yüzükoyun, sırtüstü ve yan yatış pozisyonlarında; boyun, gövde ve ekstremitelerde, antigravite hareket komponentleri kazanarak hazırlanmaktadır. Büyüme ile birlikte bu hareket komponentleri daha üst seviyelerde kazanılır ve ağırlık aktarma uygun düzeltme ve denge cevapları ile her yönde gelişir¹³⁰.

Yürüme başlangıcından normal yürüyüş komponentlerinin kazanılmasına kadar çocuğun yürüyüş paterni sürekli değişim göstermektedir. Erişkinlerle karşılaştırıldığında yeni yürüyen bir çocuk, adım aralığı, diz ve kalça fleksiyonu artmış şekilde, kol salınımı olmadan yürür. Kollar abduksiyonda, dirsekler fleksiyondadır. Aralarda duraksamalar görülür. Önden bakıldığında salınımında kalçalar eksternal rotasyondadır. Kadans artmış, yürüme hızı azalmış, adım uzunluğu kısalmıştır¹³⁰.

İki yaşındaki bir çocukta bir yaşına oranla, artmış olan pelvik tilt ve eksternal kalça rotasyonu azalmıştır. Basma fazında ve salınım fazında parmak ucu yerden kalkarken bacakta daha fazla ekstansiyon görülmeye başlar. Bu yaştaki çocukların çoğunda topuk teması görülür. Ayrıca bir yaşında gözlenen, salınım fazındaki düşük ayak görüntüsü, bu yaş içerisinde kaybolur. Bunun yanında kol salınımı başlamış, adım aralığı azalmıştır^{43,124,147}.

Üç yaşındaki çocuk erişkin yürüme paternine benzer bir rotasyonel eklem hareketi gösterir. Yüksek kadans ve düşük yürüme hızı hala devam etmektedir. Basma fazı için harcanan zaman hala uzundur. Daha iyi yerleşmiş topuk vuruşu, resiprokal kol hareketleri, daha düzgün eklem hareketleri, dar adım aralığı ve erişkin paterninde kalça rotasyonu üç yaş yürüyüşünün tipik karakterini oluşturur^{3,43}.

Özetle; normal yürüyüş komponentlerinin gelişimi şöyledir.

- Çocuğun kadansı azalır. Kadans çocuk yürümeye başladığında yüksektir ve yaşla birlikte azalma gösterir. Yaşla birlikte dereceli olarak en önemli azalma 1 ve 2 yaşlar arasında gözlenmektedir^{124,149}. Kadans kaba motor fonksiyon puanının en önemli göstergesidir³¹.

- Adım uzunluğu artar. Yaşla birlikte doğru orantılı olarak artış göstermektedir. Bu değerler boy, bacak uzunluklarıyla yakın ilişkilidir¹²⁴.

- Basma fazı zamanı azalır. 2.5 yaşın altındaki çocuklarda basma fazı uzarken, salınım fazı kısalır. Yaşla birlikte tek destek fazı artar, çift destek fazı kısalır. Salınım fazında geçen süre yaşla birlikte artarak, 4 yaş civarında normal değerlerine ulaşır^{124,149}.

- Yürüme hızı artan yaşla beraber doğrusal bir artış göstermektedir. 4-7 yaş arası belli bir platoya ulaşır daha sonraki yıllarda yılda 4.5 cm/sn olarak artar¹²⁴.

- Adım genişliği azalır. Küçük çocuklarda adım genişliği fazladır. Normal değerine 4 yaşında ulaşır^{124,147}.

- Diz fleksiyonu artar. Kaynaklarda 1.5 yaşındaki çocukların yarısının diz fleksiyonu yapmadığı belirtilmektedir. Diz fleksiyonu 2.5 yaşından itibaren yetişkin değerlerine ulaşır¹²⁴.

- Respirokal kol salınımı artar. Çocukların 1.5 yaşından sonra % 65'i, 3.5 yaşında % 98'i, 4 yaşından sonra ise hepsi kol salınımı yapmaya başlar^{124,149}.

Sağlıklı çocuklarda normal yürüyüş komponentlerinin birçoğu için 4 yaş maturasyon sınırı olarak kabul edilmekle birlikte bazı kaynaklar maturasyonun 6 yaştan sonra gerçekleştiğini belirtmektedir^{124,149}.

2.7.3. CP'li Çocuklarda Yürüme Prognozu

Çocuklar becerilerinin gelişmesi ve kuvvetlerinin artmasıyla normal yürüme paternlerini geliştirmeye başlarlar¹²⁴.

CP'li çocukların yürüyebilme becerisini kazanıp kazanmayacaklarını tahmin etmek için çeşitli kriterler bulunmaktadır. Molnar ve Gordon'a göre yürüme için temel kriter iki yaşa kadar oturabilmektir⁷⁹. Bleck, iki veya daha fazla infantil refleksin 12-15. aydan daha uzun süreli olarak devam etmesinin ve 20. aya kadar baş kontrolünün kazanılmamasının yürüme için kötü prognoz olduğunu ifade etmiştir¹²⁷. Beals ise çocuğun yürümesinde en önemli faktörün alt ekstremitenin tutulum derecesi olduğunu bildirmiştir¹⁴.

CP'de anatomik bölge tutulumuna göre yapılan sınıflandırma yürüme prognozunu etkilemektedir. Hemiparatik tutulum gösteren çocukların hemen hemen hepsi yürüyebilmekte iken, diparatiklerin yürüme oranı % 86-91'dir. Kuadriparatiklerin hayatlarının bir döneminde yürümeyi öğrenme ihtimalleri ise en fazla % 72'dir. Spastik hemiparatikler genellikle 18-24. aylar arasında, spastik diparatikler ise 4 yaşına kadar yürüyebilmektedirler²⁹.

Yapılan araştırmalar CP'li çocuklarda yürüme yeteneğinin 7 yaşına kadar kazanılabileceğini, fakat 7 yaşına kadar yürüyemeyen çocuklarda yürüme beklentisinin çok düşük olduğunu bildirmişlerdir¹³².

2.7.4. Yürüme Analizi

Birçok yürüme sorunu deneyimli klinisyenlerin gözle yaptığı muayenelerle anlaşılabilse de sorunu sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra yeniden değerlendirmek ve yapılan tedavinin etkinliğini nesnel biçimde ortaya koymak için yürüme analizi teknolojisi gereklidir⁵⁷.

Yürüme analizi insan hareketlerinin tanımlanması ve değerlendirilmesi için kullanılan sistematik bir ölçümdür. Yürüme analizi ile yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanması mümkündür Modern yürüme analiz laboratuvarları dört disipline dayanmaktadır. Bunlar görsel inceleme, kantitatif analiz, biyomekanik analiz ve elektromyografidir (EMG). Görsel inceleme tekrarlanan yürümede vücut hareketlerini değerlendirirken, kantitatif analiz yürümede eklemlerin kinematik parametrelerini, zaman ve mesafe özelliklerini verir. Biyomekanik analiz ve EMG yürümede ortaya çıkan kas aktivitesi ve bunun yürüme üzerindeki sonuçları hakkında bilgi verir. Detaylı bir yürüme analizi bu yöntemlerin hepsini kapsar⁵⁷.

3D yürüme analizi ile yürüme sagittal, koronal ve transvers planda olmak üzere her üç planda da değerlendirilmektedir^{32,104}. 3D yürüme analizi ile yapılan değerlendirmelerde yaygın olarak sagittal planda pelvik tilt, kalça ve dizin fleksiyon-ekstansiyon, ayak bileğinin plantar fleksiyonu ve dorsifleksiyonu değerlendirilirken, koronal planda pelvik obliklik, kalça abduksiyon-adduksiyonu, diz varus-valgusu, ayak inversiyon-eversiyonu değerlendirilir. Transvers planda ise pelvis, femur, diz, tibia, ve ayak bileğinin iç ve dış rotasyonları değerlendirilmektedir¹²⁰.

3D yürüme analizi ile kişinin yürüyüşünün kinetik (kuvvet, basınç, moment, tork) ve kinematik (yer değiştirme, doğrusal hız, ivme) analiz ile zaman-mesafe özelliklerinin analizi yapılır. Kinematik analizde açısal büyüklükler kaydedilir^{120,147}.

1. Yürümenin Zaman-Mesafe Özellikleri

Yürümenin genel parametreleri olarak bilinen zaman-mesafe özellikleri:

- Adım uzunluğu (*step lenght*): Yürüme yüzeyinde bir topuğun yere temas eden noktası ile diğer topuğun yere temas eden noktası arasındaki doğrusal mesafedir⁵⁵. Bir yürüyüş döngüsü için sağ ve sol olmak üzere iki adım uzunluğu bulunur. Çocuklardaki adım uzunluğunu yaklaşık olarak boyun 0.9 katına eşittir⁶. Eklemlerin fizyolojik hareket açıklıklarındaki azalma, kas zayıflıkları, ağrı gibi durumlarda adım ve çift adım uzunlukları azalır. Bacaklar arasındaki adım uzunluğunda asimetri oluşur^{46,47}.
- Çift adım uzunluğu (*stride lenght*): Bir topuğun yere temas eden ilk noktası ile aynı topuğun yere temas eden ikinci noktası arasındaki mesafedir. Sağ ve sol adım uzunluklarının toplamına eşittir. Ortalama 140 cm (75-160) dir^{46,55,147}.
- Adım genişliği: İki topuk orta noktası arasındaki horizontal mesafedir. Ortalama 8 cm'dir. Normalde 7.6-15 cm arasındır^{46,55,147}.
- Ayak açısı: Yürürken ayağın uzun arkısının yürüme doğrultusu ile yaptığı açıdır. Ortalama 7°'dir¹⁴⁷.
- Kadans: Belli bir zamandaki adım sayısıdır. Yürüme ritmi olarak da bilinir^{46,55,147}.
- Yürüme hızı: Belirli zaman ve yöndeki tüm vücudun aldığı mesafe olarak tanımlanır. Çift adım uzunluğunun kadans ile çarpılıp ikiye

bölünmesi ile hesaplanır. Bu değer rahat yürürken 80 metre/dakika (m/dk)' dir^{55,147}.

- Yürüme döngüsü: Yaklaşık olarak 1.30 ± 0.10 sn'dir¹⁴⁷.
- Tek basma süresi (*single support time*): Bir ayağın yere basma süresidir^{55,147}.
- Çift basma süresi (*double support time*): İki ayağın birden yere basma süresidir^{55,147}.

Kişiye özel yürüme, yürümenin hızına, her döngüde kat edilen mesafeye ve kadansına göre tanımlanmaktadır^{130,147}. Yürüme hızı yürümenin kinetik ve kinematik karakterlerini etkiler⁷¹.

Yürüyüş parametreleri cinsiyete ve yaşa göre değişmektedir.

Tablo 2.2. Cinsiyet ve yaşa göre yürüyüş parametreleri⁴⁶

	Çift adım uzunluğu (m)	Kadans (1/dk)	Yürüyüş hızı (m/sn)
Kadın	1.0-1.6	95-150	0.8-1.65
Erkek	1.0-1.85	80-150	0.8-1.8
Çocuk	0.3-1.5	105-225	0.3-1.6

2. Kinematik Analiz

Yürüme vücudun ve ekstremitenin hareketiyle oluşur. Kinematik, güce ait bir terim olmaksızın hareket ile ilgili düz veya açısal yer değiştirme, hız ve pozitif ivme kazanma gibi parametreleri tanımlar^{6,147}.

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. Kısaca eklem ve ekstremit segmentlerinin aldığı açısal değerleri tanımlar^{6,49,147}.

Yürüme döngüsü boyunca değişen eklem açılarını kaydetmek için ekstremitelerde belirli anatomik noktalara yansıtıcı işaretleyiciler yerleştirilir. İşaretleyicilere gelen sinyal özel kameralar veya alıcılar aracılığıyla ile izlenir ve bilgisayara işlenir. Bilgisayar tarafından hızlı ve otomatik bir şekilde hesaplanır⁹⁸.

CP'li çocuklarda kinematik analizler incelendiğinde tüm eklemlerin hareket açıklığında çocuktan çocuğa değişen farklılıklar görülebilmektedir. Bu farklılıklar nörolojik ya da kompensatuar mekanizmalara bağlı olarak ortaya çıkmaktadır⁷¹.

3. Kinetik Analiz

Hareketi oluşturan yer tepkimesi kuvvetinin, eklem hareketini oluşturan ve kısıtlayan kuvvetlerin incelenmesidir. Kinetik, yer çekimi kuvvetleri, YTK, eylemsizlik kuvvetleri, kas ve ligaman kuvvetleri, eklem gücü, momenti gibi iç ve dış kaynaklı kuvvetleri tanımlar^{3,147}.

Kinetik analizde bu parametrelerden sadece YTK ve momentleri doğrudan ölçülebilmekte diğerleri ise hesaplanarak bulunmaktadır. YTK, vücut ağırlık merkezinden geçen ağırlık kuvvet vektörüne yeryüzü tarafından oluşturulan, büyüklüğü aynı fakat yönü ters olan kuvvet vektörüdür. Vertikal güç, koronal güç ve sagittal güç olmak üzere üç bileşeni vardır. Bu güçler kuvvet platformu kullanılarak ölçülür. Bu ölçümlere dayanılarak bilgisayar ortamında biyomekanik modellemeler ve matematik hesaplama yöntemleri ile kalça, diz ve

ayak bileği eklemlerindeki momentler ve güçler teorik olarak yer tepkime kuvvet vektörüne göre hesaplanır^{30,98}.

Her eklemdede, dıştan uygulanan güçlerle, kaslar, ligamanlar ve kemik yapıların oluşturduğu eklem içi güçler ve momentler arasında bir denge vardır. Denge eşitlikleri kullanılarak eklem momentleri hesaplanabilir. Kinetik çalışmalar genellikle, kas aktivitesi ve kas kuvveti hesaplamalarını içerir^{6,49}.

Kuvvet platformları ayağın yere uyguladığı toplam kuvvet ve YTK'yı ölçmek amacıyla kullanılan basınca duyarlı, plaka tarzı, zeminde yüzeyi olan ölçere verilen isimdir. Kullanılan kuvvet platformları yer ile aynı hizada hastanın üzerinden geçerken fark edemeyeceği şekilde tasarlanmış olmalıdır¹⁴⁷.

4. Enerji Tüketimi

Normal yürüyüş pürüzsüz ve minimal efor gerektiren bir aktivitedir. Yürümenin determinantları olarak adlandırılan bazı mekanizmalar VAM'daki yer değiştirmeyi en aza indirirler ve enerji maliyetini düşürürler^{17,55,116,147}. VAM ikinci sakral vertebranın ön tarafında yer aldığı varsayılan teorik bir noktadır. Yürüme döngüsü sırasında sinüzoidal paternde 5 cm vertikal ve horizontal yer değiştirir. Tek destek fazında en yüksek noktada, çift destek fazında en düşük pozisyonundadır. Yürümenin enerji maliyetinde özellikle vertikal yer değiştirme önemlidir^{17,116,147}. VAM'ın bu vertikal hareketleri için gereken iş, yürüme sırasındaki toplam işin yaklaşık % 50'sidir. CP veya nöromüsküler hastalıkları olan kişilerde VAM'ın vertikal hareketi artabilir. CP'li çocuklar sağlıklı akranlarına göre yürüme esnasında 2–3 kat fazla enerji harcarlar¹¹⁶.

İnsan vücudunda enerji, kas kontraksiyonları, hızlanma ve yavaşlama için gerekli olan kas aktivitesinde (örneğin, topuk vurma fazında şok absorpsiyonu ve salınma dönemi sonunda yavaşlamak için), artmış kas aktivitesini karşılamak

için kalp ve akciğerlerde ve bazal metabolizma ihtiyacını karşılamak için kullanılır⁹⁸.

Buna göre yürüyüş sırasında enerji tüketimi 3 hedefe yönelik olmaktadır.

- Eklemlerin ve gövdenin stabilizasyonu,
- Hızlanma ve yavaşlama hareketi,
- Dengenin korunmasıdır^{17,147}.

Kaslar tarafından hareketin sınırlandırılması şok absorpsiyonu olarak isimlendirilir. Biyolojik olarak hareketi durdurmak için gerekli olan enerji, başlatmak için gerekli olandan daha fazladır. Ayrıca yaş, cins, yürümenin yapıldığı zemin ve ayakkabı şekline göre de enerji tüketimi farklı olabilir¹⁷.

VAM'ın yer değiştirmesini azaltan hareketler (Yürümenin determinantları)

Saunders, Inman ve Eberhart çalışmalarında VAM'ın yer değiştirmesini azaltmak için yapılan altı hareket tanımlamışlar. Yürümenin determinantları olarak tanımlanan bu altı hareket sayesinde VAM'ın her düzlemdeki hareketleri an aza indirilerek enerji tüketimi azaltılır^{17,46,55,116,147}.

1. Horizontal düzlemde pelvik rotasyon

Tek destek fazında salınan bacak tarafındaki pelvis yük taşıyan tarafa göre daha hızlı öne ilerler. Salınan bacak tarafında pelvisin anteriora, yük taşıyan bacak tarafında pelvisin posteriora rotasyonu söz konusudur. Diğer topuğun yere temasından hemen önce pelvis nötral pozisyonunu kazanır. Salınım fazının başlangıcında pelvis öne rotasyon yapar ve posteriordaki konumundan nötral pozisyona ulaşır. Bu fazın sonunda maksimum pelvik

abduksiyon gerçekleşir ve salınan taraftaki pelvisi aşağı çeker. Bu hareket VAM'daki vertikal yer değiştirmeyi azaltarak mekanik enerji ihtiyacını azaltır^{46,55,147}.

Pelvik rotasyon adım uzunluğunun bir kısmını karşıladığı için daha az kalça fleksiyon ve ekstansiyonuna gereksinim duyulur ve VAM'ın yukarı aşağı hareketi azalır. Adım uzunluğu artar. Bu mekanizmanın olmaması pergel benzeri bir yürüyüşe neden olur ve VAM'daki vertikal yer değişim artar^{46,55,147}.

2. Kronal düzlemde pelvik obliklik

Tek destek fazında YTK kalça ekleminin medialinden geçer ve addüktör moment oluşur. Bu, salınan bacak tarafındaki pelviste hafif düşmeye neden olur. Ortaya çıkan etki basma fazının ortasında en belirgindir ve frontal düzlemde yaklaşık 10°'lik pelvik tilt oluşur. Yere basan bacak tarafındaki kalça abdüktörleri konsantrik kasılarak addüktör momenti kontrol ederler ve pelvisteki düşme 4° ile sınırlanır. Başka deyişle yere basan bacak tarafındaki pelvis göreceli olarak yukarı çıkar. Bu noktada yere basan bacak tarafındaki kalça ekleminin bir miktar internal rotasyonu, salınan taraftaki kalça ekleminin bir miktar eksternal rotasyonu söz konusudur. Böylelikle ekstremitelerin dizilimi hareketle aynı yönde kalır. Salınım başlangıcından itibaren eklemin yükten kurtulması sonucu ipsilateral pelvis tekrar hafif aşağı düşer^{46,55,147}.

3. Lateral pelvik yer değiştirme

Basma fazının ortasında 4-5 cm'lik lateral pelvis hareketi ile beraber gövde basma fazındaki bacağa doğru kayar ve ağırlık merkezini destek tabanı üzerinde tutmaya çalışır. Diz ekleminin doğal valgus açısı adım genişliğini daraltarak bu mekanizmaya katkıda bulunur. Adım genişliği 4-5 cm civarında gerçekleşir^{46,55,147}.

4. Basma fazında erken diz fleksiyonu

Yürüme döngüsünün başında, topuk vuruşu sırasında diz yaklaşık olarak tam ekstansiyon durumundadır. Topuk vuruşunun ardından fleksiyona geçer. Döngünün başında kalça ekleminin fleksiyondan ekstansiyona geçmesi ile birlikte vücudun kütle merkezi yukarı doğru harekete geçer. Diz eklemindeki fleksiyon ise bacağın boyunu kısaltarak kalça merkezinin çizdiği yayın daha düz olmasını sağlar ve VAM 'ın vertikal yer değiştirmesini azaltır^{46,55,147}.

5. Topuk teması sonrası kontrollü plantar fleksiyon

Yük transferini ve gövdenin öne momentini kontrol eder. Pelvisteki düşme eğilimini yavaşlatır. Basma fazındaki ayak bileği ve ayak hareketi dizin hareket yörüngesini düzleştirerek diz fleksiyonunun daha etkin olmasını sağlar. Tek destek fazının ortası ve sonunda izlenen diz fleksiyonu VAM'daki vertikal yer değiştirmeyi azaltır^{46,55,147}.

6. Ayak ve ayak bileği rotasyonu

Basma fazı ortasından sonra VAM alçalmaya başlarken, ayak bileğinde oluşan plantar fleksiyon ve supinasyon bacak boyunun kısalmasını engeller ve VAM'ın alçalmasını azaltır^{46,55,147}.

Enerji Tüketiminin Hesaplanması

Yürümede enerji hızlanma, frenleme ve şok absorpsiyonu için harcanır. Yürüme sırasında vücut segmentlerinin hareketi ile kinetik enerji harcanır⁹⁸. Ligaman ve kasların elastik elemanları gerilirken ve VAM vertikal olarak hareket ederken potansiyel enerji üretilir. Üretilen potansiyel enerjinin sadece % 50'si geri kazanılır. Normal yürüme hızında sağlıklı kişilerde, enerji üretimi bazal

metabolizma hızının yaklaşık 4 katıdır (0.8 cal/kg). Oksijen (O_2) tüketim oranı ise, normal yürüme hızında 12 ml/kg/dk'dır¹⁴⁵. Harcanan enerjinin saptanması için direkt ölçüm yöntemi olan maksimal O_2 tüketim ölçümleri altın standart olarak kullanılmaktadır. O_2 tüketiminin birimi ml/kg/dk'dır. Hastanın vücut ağırlığına bağlı olarak değiştiği gibi kondüsyonuna, cinsiyetine ve yaşına bağlı olarak da değişim göstermektedir¹⁴⁷.

Ancak normal yürümenin bozulması bu enerji tüketimini belirgin olarak artırır. Normal yürüme döngüsü bozulup gövde ve bacaklarda çeşitli kompensatuar hareketler ortaya çıktığında enerji tüketimi artar. Yürüme gibi karmaşık bir aktivite esnasında harcanan enerjiyi hesaplamanın en kesin yolu tüm vücut kalorimetrisidir. Bu yöntemde kişi kapalı bir ortamda yürütülür ve vücut ısısı ölçülür. Ancak bu ölçüm sistemi pratik olmadığından enerji tüketimi solunum havasından O_2 tüketimi esas alınarak hesaplanır. O_2 tüketiminin tayini hastanın ne kadar rahat yürüyebildiğini en güvenilir şekilde gösteren bir ölçüm yöntemidir^{98,131}.

Enerji Tüketimi Ölçüm Yöntemleri

1. Nabız sayısı ve yürüme hızına dayanan indirekt hesaplama: Koşu bandında (treadmill) egzersiz öncesi ve egzersiz sırasındaki nabız sayısı ve yürüme hızına dayanarak hesaplanır. Ancak hata payı çok geniştir⁹⁸.

2. O_2 tüketimi veya CO_2 üretimi ölçümü ile direkt metabolik hesaplama: Klasik ölçüm yönteminde hastanın burnu kapatılır, ağızına takılan bir maskeden ekspiryum havası Douglas torbası denen bir plastik torbada toplanır. Torbadaki gazın hacmi ölçülüp içindeki O_2 ve CO_2 miktarı hesaplanır. Isı, hava basıncı ve nem düzeltmeleri yapıldıktan sonra O_2 tüketimi hesaplanır. Ancak yürüyen kişide soluk havasını bu şekilde toplamak çok zordur. Bu nedenle taşınabilir sistemler geliştirilmiştir. Yürüme analizi esnasında enerji tüketimi hesaplanırken tercih edilen yöntem O_2 tüketimi ile CO_2 üretiminin her

soluk havasında ardışık olarak ölçülmesidir. Bu işlemde yürünen mesafe dk'lık aralıklarla ölçülür. Hastanın dk'daki O₂ tüketimi plato çizdiğinde 3 dk süreyle hesaplama yapılır⁹⁸.

Enerji tüketiminin 2 yaygın göstergesi vardır¹³¹.

1. Oksijen Tüketimi

O₂ tüketimi yapılan işin zorluğu ile orantılıdır. Rahat yürüme hızında maksimum O₂ tüketim kapasitesinin % 40'ı kadar O₂ tüketilir. Bundan daha hızlı yürümek kişiyi yorar. Yürüme güçlüğü olan kişiler sağlıklı kişilerin rahat yürüme hızına ulaşmak için O₂ tüketimini çok artırmak zorunda kalırlar ve bu hızda ilerleyince çabuk yorulurlar. Bu nedenle yavaşlar ve O₂ tüketimlerini kendi maksimum kapasitelerinin % 40'ında tutmaya çalışırlar. Böylece aynı yolu yürümek için gereken O₂ miktarı (oksijen maliyeti) artar⁹⁸.

2. Oksijen Maliyeti (Yürünen mesafe başına tüketilen O₂ miktarı)

O₂ tüketiminin yürüme hızına bölünmesi ile elde edilir. Enerjinin tutumlu kullanımını en iyi gösteren değer O₂ maliyetidir. Birimi ml/kg/m'dir. Yürüme güçlüğü olan bir kişinin O₂ maliyeti aynı yolu yürüyen sağlıklı kişilere göre daha yüksektir. Ölçümleri yorumlarken O₂ tüketiminin hıza bağlı olarak arttığını, yaşa bağlı değişiklikleri ve cihazlarla veri toplamada güvenilirlik sorunları olduğunu unutmamak gerekir¹⁹⁸.

Çocuklar bağımsız olarak ayakta durmaya başladığında normal yürüyüş komponentleri henüz yoktur. İlerleyen yaşlarda olgunlaşan normal yürüme davranışı ile birlikte fazla enerji tüketimi sınırlandırılmaktadır. Özellikle çocuklarda yapılan enerji tüketimi ile ilgili çalışmalar çocukların gençlerden ve yetişkinlerden daha fazla enerji tükettiğini ortaya koymuştur^{63,131}. Yapılan

analizler okul öncesi çocukların enerji tüketiminin, okul çağındaki çocuklardan ya da gençlerden daha az olduğunu göstermektedir. Çocuklar ve gençler kinematik açıdan benzer şekilde yürümelerine rağmen, enerji tüketim miktarlarındaki farklılıkların nedeni gelişim boyunca olan morfolojik değişimler, kas verimliliği ve motor yetenekler olarak gösterilmektedir^{63,131}. Maksimal O₂ tüketimi (VO₂ max) tipik olarak vücut ağırlığı ile orantılıdır ve çocukluk çağı boyunca artar²⁵. Yine VO₂max 6-12 yaş arası çocuklarda, 20 yaşındaki büyük yetişkinlere oranla % 10-15 daha fazladır. CP'li çocuk ve adölesanlarda maksimal aerobik kapasite aynı yaştaki sağlam çocuklara göre % 10-30 daha azdır^{52,63,131}.

Patolojik yürüyüşlere neden olan birçok hastalıkta yürüme arasındaki dengesizlik, anormal kas tonusu, azalan selektif kas kontrolü ve denge bozuklukları gibi merkezi sinir sistemindeki değişiklikler tipik bir yürüyüşten daha çok enerji gerektiren yürüyüş deviasyonları ile sonuçlanır^{63,131}.

Yürüme hızı bütün nöromusküler patolojilerde tipik olarak azalır ve bu azalma patolojinin büyüklüğü ile ilişkilidir. Yürüme hızı azaldıkça harcanan enerji de artar^{63,145}.

Enerji tüketimindeki veriler normal çocuklar ile hemiparatik çocukların enerji tüketimleri arasında farklılıklar olduğunu göstermiştir. Hemiparazilerde görülen dört çeşit yürüme paterninde de enerji tüketim ihtiyaçları Tip I den Tip IV'e doğru gidildikçe enerji tüketimi artmaktadır^{128,131}. Tip I hemiparazili çocukların enerji tüketimleri normale göre 2 standart sapma değeri içerisinde. Tip IV hemiparazili çocuklarda enerji harcaması en fazla olup, sağlıklı akranlarının harcadığı enerjinin 1.6 katı kadardır. Tip II ve Tip III yürüme paterni olan hemiparatik çocuklar arasında enerji tüketimi açısından minimal bir fark vardır. Hemiparazili çocuklar CP'nin diğer formlarındaki çocuklardan daha az enerji tüketirler. Diparazili çocuklar triparazili ve kuadriparazili çocuklardan daha hızlı yürürler. Fakat hepsi aynı oranda oksijen

tüketirler. Daha hızlı yürüyüş yüzünden hemiparatikler diparatik, triparatik ve kuadriparatik çocuklardan daha verimli şekilde yürürler. Diğer tüm topografik dağılımı olan çocuklar, Tip IV hemiparazili çocuklardan daha fazla enerji harcarlar^{128,131}.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Olgular

Bobath NDT yönteminin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerini incelemek amacıyla planlanan çalışmamız, TSK GÜLSAV Güvercinlik Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi ile TSK GÜLSAV Özel Eğitim İlköğretim Okulu ve Rehabilitasyon Kursunda eğitim gören unilateral spastik CP tanısı alan çocuklar üzerinde yürütüldü.

Çalışmaya 4 yaş ve üstü unilateral spastik CP tanısı alan, Kaba Motor Fonksiyon Sınıflamasına (Gross Motor Function Classification System: GMFCS) göre I ve II düzeyinde olan çocuklar dahil edildi. Kendisiyle iletişime engel olacak çok ağır mental retardasyonu olanlar, egzersiz yapmaya engel teşkil edecek herhangi bir kardiyopulmoner hastalığı bulunanlar, 6 ay içinde fenol ve botulinum toksin - A enjeksiyonu yapılanlar, daha önce hareket ya da yürümeye engel teşkil eden herhangi bir cerrahi operasyon geçirenler, yardımcı cihaz kullananlar ile işitme ve kırılma kusuru dışında görme problemi olan çocuklar çalışma kapsamına alınmadı.

Yaşları 4-17 yıl arasında değişen unilateral spastik CP tanısı alan 15 çocuk çalışmaya alındı. Olgulardan 6 (% 40.0)'sı sağ unilateral, 9 (% 60.0)'u sol unilateral spastik CP idi.

3.2. Yöntem

Çalışmanın başlangıcında, olguların ebeveynlerine araştırma hakkında bilgi verildi ve araştırmaya gönüllü katıldıklarına dair bilgilendirilmiş onam belgesi imzalatıldı. Çalışmamız Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylandı. (Etik Kurul Onay Tarihi: 09 / 01 / 2008, Proje No: KA08/05). Çalışmaya katılan olgular TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi hareket analiz laboratuvarında kinetik, kinematik ve zaman-mesafe karakteristikleri yönünden değerlendirildi. Daha sonra TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi performans laboratuvarına alınan olguların VO_2 max'ları hesaplandı. Olgular Bobath NDT yaklaşımı uygulanmadan önce ve 36 seans Bobath NDT yaklaşımı uygulandıktan sonra değerlendirildi.

3.2.1. Değerlendirme

Değerlendirmede aşağıdaki parametreler kullanılmıştır.

1. Olguların Tanımlayıcı ve Sosyodemografik Özellikleri
2. Kaba Motor Fonksiyon Ölçümü
3. Günlük Yaşam Aktivitelerindeki Bağımsızlık Düzeyi
4. Eklem Hareket Açıklığı
5. Alt Ekstremité Uzunluk Ölçümleri
6. Kas Tonusu
7. Denge
8. Yürüme Analizi
9. Enerji Tüketimi
10. Yaşam Kalitesi

Yürüme analizi ve enerji tüketimi dışındaki tüm değerlendirmeler aynı fizyoterapist tarafından yapıldı.

1. Olguların Tanımlayıcı ve Sosyo-demografik Özellikleri

Çalışmanın başlangıcında olguların yaş, cinsiyet, boy, kilo ve eğitim düzeyi gibi sosyo-demografik özellikleri, daha önce fizik tedavi ve rehabilitasyon hizmeti alıp almadıkları hakkında veriler toplandı. Değerlendirmeyi yapan fizyoterapist tarafından olgular kaba motor fonksiyon düzeyleri ve yürüme tiplerine göre sınıflandırıldı. Ek olarak olguların bakıcılarından işitme, görme, dikkat dağınıklığı, mental retardasyon varlığı gibi CP'ye eşlik eden herhangi bir bozuklukları olup olmadığı konusunda bilgi alındı. Olguların boy ve kilo ölçümleri Detecto 6439 marka stadiometre kullanılarak yapıldı.

Olguların kaba motor fonksiyon düzeyleri Palisano ve arkadaşları tarafından 1997 yılında CP'li çocuğun motor fonksiyonlarını sınıflandırmak ve özür düzeyini belirlemek amacıyla geliştirilen GMFCS ile belirlendi. GMFCS CP'li çocuklarda motor etkilenim şiddetini sınıflamak için kullanılan 5 seviyeli bir sistemdir^{76,107}. I. ve II. düzey toplulukta ya da evde kısıtlanma olmaksızın ambulasyonun gerçekleştirilebildiğini gösterir. III. düzeydeki kişiler içerde veya dışarıda kısa mesafelerde yürüteç veya koltuk değneği ya da bastonlarla yürüyebilirler. Düzey IV'teki kişiler ise içerde bir miktar yürüyebilirler. Ancak, başka ortamlarda tekerlekli sandalyeye bağımlıdır. Buna karşılık seviye V'deki çocuklar hiçbir şekilde bağımsız mobiliteye sahip değildir. Sınıflama, 0-2 yaş, 2-4 yaş, 4-6 yaş ve 6-12 yaş olmak üzere dört yaş grubu ayrı ayrı düşünülerek yapılmaktadır^{76,107}.

Olguların hangi tip yürüme paternine sahip oldukları spastik hemiparaziler için Winters ve arkadaşları tarafından geliştirilen sınıflamaya göre yapıldı. Buna göre olgular Tip I, Tip II, Tip III ve Tip IV olarak sınıflandırıldı¹³⁶.

2. Kaba Motor Fonksiyon Ölçümü

Olguların motor fonksiyonları kaba motor fonksiyon ölçüm skalası-66 (Gross Motor Function Measurement: GMFM-66) ile değerlendirildi. Son yıllarda CP'li çocuklarda motor gelişimi değerlendirmek amacı ile en yaygın kullanılan skala GMFM'dir. GMFM 5 ay ile 16 yaş arası çocuklarda kullanılır. İçinde barındırdığı tüm motor beceriler 5 yaşındaki normal gelişimli bir çocuk tarafından tamamlanabilir¹¹³. GMFM-66 yatma-yuvarlanma bölümünde 4, oturma bölümünde 15, emekleme-dizüstü bölümünde 10, ayakta durmada 13, yürüme-koşma-sıçrama bölümünde 24 olmak üzere toplam 66 maddeden oluşmaktadır^{31,113,117}. Bu maddelerdeki kaba motor fonksiyonlar başarma derecesine göre değerlendirilir. Puanlama Likert skalasına göre yapılır. Her bir maddeye 0-3 arasında değişen puanlar verilmektedir: 0 aktivitenin hiç başlatılamadığını, 3 ise aktivitenin % 90 - % 100 'ünün yapılabildiğini ifade etmektedir^{113,117}. GMFM'nin CP'de tedavi sonuçlarını değerlendirmede kullanışlı, geçerli, güvenilir ve video kayıtları kadar da duyarlı bir yöntem olduğu bildirilmektedir^{90,115,117}.

3. Günlük Yaşam Aktivitelerindeki Bağımsızlık Düzeyi

Olguların günlük yaşam aktivitelerindeki bağımsızlık düzeyi pediatrik fonksiyonel bağımsızlık ölçeği (WeeFIM) ile belirlendi. WeeFIM CP'li ve diğer gelişimsel bozukluğu bulunan çocukların gelişimsel, eğitimsel ve toplumsal açıdan fonksiyonel limitasyonlarını tespit eden faydalı, kısa ve kapsamlı bir ölçüm yöntemidir⁸⁴. Uniform Data System for Medical Rehabilitation (UDS) sisteminin erişkinler için geliştirdiği Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçütünden (Functional Independence Measure=FIM) yararlanarak 1993'de geliştirilmiştir⁸³.

WeeFIM, ilk olarak 6 ay - 7 yaş arası genetik veya CP, down sendromu, spina bifida, ekstremité yokluğu, prematürelilik gibi konjenital bozukluğu olan çocukların fonksiyonlarını değerlendirmek için geliştirilmiştir^{83,96}. WeeFIM 6 ay - 12 yaş arası gelişimsel özürli çocuklarda kullanıldığı gibi, mental yaşı 7'nin

altında olan tüm yaşlardaki gelişimsel özürlü ve 6 ay - 8 yaş arası özürlülüğü olmayan çocuklarda da kullanılabilen geçerli güvenilir bir yöntemdir^{84,85}. WeeFIM ile FIM'in kullanım alanının çakıştığı 10'lu yaşlardaki okul çağındaki büyük çocukların değerlendirilmesinde hangisinin kullanılacağı konusunda Azaula ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada WeeFIM ve FIM'in her ikisinin de okul çağındaki büyük CP'li çocuklarda fonksiyonel durumu belirlemekte kullanışlı ve birbirleriyle ilişkili oldukları bulmuşlardır⁵.

WeeFIM motor ve kognitif (bilişsel) olmak üzere iki ana başlıkta toplanmaktadır. Kendine bakım (6), sfinkter kontrolü (2), transferler (3) ve lokomasyon (2) ile ilgili maddeler motor fonksiyonel düzeyi, iletişim (2) ve sosyal algı (3) ile ilgili maddeler ise bilişsel fonksiyonel düzeyi göstermektedir. Ölçek toplam 18 madde içerir. Olgular her bir maddedeki fonksiyonu gerçekleştirirken yardım alıp almadığı, zamanında yapıp yapmadığı veya yardımcı cihaz gerekip gerekmediğine göre 1-7 arasında puanlanmaktadır. Verilen görevi tamamen yardımla yaptığında 1, tamamen bağımsız olarak, uygun zamanda ve güvenli bir şekilde yaptığında ise 7 olarak değerlendirilir. Buna göre en az 18 (tam bağımlı), en fazla 126 (tam bağımsız) puan alınabilir^{84,95,97}.

WeeFIM esas olarak çocuğun direk gözlenmesi ile uygulanıyor olmasına rağmen, çocuğun genel ve sürekli performansı hakkında bilgi verebilen bir kişi ile görüşülerek ya da bu iki yöntem birlikte kullanılarak da uygulanabilir^{84,96}.

4. Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri

Olguların alt ekstremitte eklem hareket açıklığı ölçümleri (kalça fleksiyon ve ekstansiyonu, abduksiyonu, eksternal ve internal rotasyonu, diz ekstansiyon ve fleksiyonu, ayak bileği dorsifleksiyon ve plantarfleksiyonu, eversiyon ve

inversiyonu) bilateral olarak aktif ve pasif şekilde yapıldı^{42,94} ve belirlenen limitasyonlar kaydedildi. Tüm ölçümler için universal gonyometre kullanıldı.



Şekil 3.1. Kalça Fleksiyonu Eklem Hareket Açıklığı Ölçümü

5. Alt Ekstremité Uzunluk Ölçümleri

Ölçüm olgular sırtüstü yatar pozisyonda iken, pelvis ve bacaklar düzgün, nötral pozisyonda sabitlenerek yapıldı. Ölçümlerde spina iliaca anterior superior (SIAS) medial malleol arası ve umbilikus ile medial malleol arası mesafe mezura ile ölçülerek cm cinsinden alındı⁴².

6. Kas Tonusu

Olguların kas tonusları Modifiye Ashworth Skalası (MAS) ile değerlendirildi^{24,88}. Bu skala ile yapılan ölçümlerde kas tonusu “0” ile “4” arasında derecelendirilmektedir. “0” kas tonusunda artışın olmadığını, “4” ise etkilenen kısmın fleksiyonda ve ekstansiyonda rijit olduğunu gösterir²⁸ (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Modifiye Ashworth Skalası

0	Kas tonusunda artış yok.
1	Kas tonusunda hafif artış mevcuttur. Etkilenen kısım fleksiyon veya ekstansiyona getirilirken eklem hareket genişliğinin (EHA) sonunda hafif bir direnç hissedilir.
1+	Kas tonusunda hafif artış mevcuttur. Etkilenen kısım fleksiyon ve ekstansiyona getirilirken EHA’ nın yarısından azında hafif bir direnç hissedilir.
2	EHA’ nın sonunda kas tonusunda daha belirgin bir artış mevcuttur. Ancak etkilenen bölge kolaylıkla hareket ettirilebilir.
3	Kas tonusunda kayda değer bir artış mevcuttur. Pasif hareket zordur.
4	Etkilenen kısım fleksiyonda veya ekstansiyonda rijittir.

Çalışmamızda aşağıdaki kas gruplarının tonusu bilateral olarak değerlendirdi.

- Kalça fleksörleri
- Kalça ekstansörleri
- Kalça abduktörleri
- Kalça adduktörleri
- Diz fleksörleri
- Diz ekstansörleri
- Ayak bileği plantarfleksörleri

- Ayak invertörleri
- Ayak evertörleri



Şekil 3.2. *Modifiye Ashworth Skalası ile Gastro-soleus kasının tonus ölçümü*

7. Denge

Olguların statik ve dinamik dengeleri SportKAT 3000® (LLC-Vista CA 92083) cihazı ile ölçüldü. Cihaz merkeze yerleştirilen bir denge platformuna sahiptir. Bu platformun stabilitesi alta yerleştirilmiş olan basınç sensörü kullanılarak ayarlanır. Sensördeki basınç arttıkça platform daha stabil hale gelmektedir. Platform referans pozisyonundan sapma gösterdiğinde, bu bilgi platform biriminin önüne yerleştirilmiş olan bir sensör ile bilgisayara aktarılır. Monitör üzerinde görülen daire basınç platformunu, dairenin merkezi ise referans pozisyonunu temsil eder. Daire dört kadrana bölünür. Üstteki iki kadrant

platformun önünü, alttaki iki kadran ise arkasını gösterir. Daireye çizilmiş olan ve “x”, “y” eksenini olarak düşünülen çizgiler kadrantları oluşturur. Dört kadran “sol ön”, “sol arka”, “sağ ön” ve “sağ arka” olarak isimlendirilir. Denge platformunun horizontal düzleme göre olan pozisyonu monitör üzerinde kırmızı “X” işareti ile gösterilir. Her kadran için bilgisayar saniyenin her 1/10’unda bu işareten referans pozisyonuna olan mesafeyi ölçer. Test sırasında yedi farklı parametrik veri elde edilir. Bir test boyunca her kadran için elde edilen puanların toplamı denge indeks puanını verir. Bu değer bir kişinin platformu referans pozisyonunda ya da bu pozisyona yakın olarak tutma yeteneğinin göstergesidir. Denge indeks puanı 0-6000 arasında değişir. Düşük değerler performansın daha iyi olduğunu gösterir¹²⁶.

Testler iki ayak üzerinde ayakta durma sırasında gerçekleştirildi. Testte basınç platform sensörü (PSI) 4 ayarlandı. Her test öncesinde olguların platforma aşına ve adapte olmaları için 5 dk süre tanındı. Testler sırasında olgulara dizlerini ekstansiyonda tutmaları ancak kilitlememeleri gerektiği söylendi Olgular daha sonra platform üzerine çıkarıldı. Ayak arkının en yüksek noktası “x “ eksenini üzerine gelecek şekilde ve topuk iç kenarları arası mesafe omuz hizasında olacak şekilde olgular pozisyonlandı ve referans pozisyonunu bulmaları için monitör üzerindeki X işaretini dairenin merkezine getirmeleri ve o noktada tutmaları sağlandı. Ellerin göğüs önünde çaprazlanmış olarak tutulmasına özen gösterildi. Test sırasında olgular eğer el barını tutarlarsa, test tekrarlandı. Testlerin hepsi gözler açık olarak her olgu için üç kez olacak şekilde gerçekleştirildi. İstatistiksel analizlerde üçüncü test sonuçlarına ait veriler kullanıldı. Her test için “denge indeks puanı” kaydedildi.



Şekil 3.3. SportKAT 3000® İle Statik Ve Dinamik Denge Ölçümü.

8. Yürüme Analizi

Olguların yürüme analizleri TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi Hareket Analizi laboratuvarında yapıldı. Yürüyüş analiz değerlendirmesi 7 adet infrared kamera bağlantısı olan Vicon 512 (Oxford Metrics Co/USA) hareket ölçüm sistemi ve bu sisteme bağlantılı iki adet kuvvet platformu (Bertec/USA), iki adet video tabanlı kamera kullanılarak yapıldı.

Kinematik analiz öncesinde kullanılan yazılımın (Vicon Clinical Manager Software) gereği olarak hastaların boy, kilo, spina iliaka anterior süperior ve ayak iç malleoller arası ölçülerek belirlenen bacak boyları, büyük torakanter ile spina iliaka anterior süperiordan laterale doğru çizilen izafi çizginin arasındaki mesafe, dizde iç ve dış kondiller arası mesafe, ayak bileklerinde iç ve dış malleoller arası mesafeden oluşan rutin ölçümleri yapıldı ve kaydedildi.

Yürüme sırasında üç boyutlu kayıt alınmasını sağlayan, 15 mm çapındaki 15 adet infrared retroreflektif işaretleyici (marker), sistem yazılımının kullandığı işaretleyici yerleşim tanımlarına göre pelvis ve alt ekstremitede spina iliaka anterior süperiorlara, her iki spina iliaka posterior superiorları birleştiren çizginin orta noktası üzerine, uyluk laterali orta noktalarına, dizlerde femoral lateral kondiller üzerine, bacak laterali orta noktalarına, ayak bileklerinde lateral malleoller üzerine, her iki kalkaneus arka tarafına ve ayakta her iki ikinci metatars başlarına yerleştirildi.

İşaretleyiciler yerleştirildikten sonra, infrared kameraların işaretleyicileri tanınması için dinamik test öncesinde hastaların statik testleri yapıldı. Statik veri kaydını alabilmek için, kalibre edilmiş kameraların görebileceği bir noktada hastadan hareketsiz olarak ayakta durması istendi. Statik kaydı (Şekil 3.4.) takiben, hastalardan çıplak ayakla normal yürüyüş hızlarında yürümeleri istendi ve 10 m'lik yürüme parkurunda dinamik yürüyüş kayıtları alındı. Her yürüyüş sırasında video kayıtları gözden geçirildi. Hastaların normal yürüyüş paterni ve her bir ayak adımı tek bir platforma gelecek şekilde güç platformlarına ideal şekilde basıp basmadığı değerlendirildi. Dinamik test çalışması için kaliteli olan asgari üç yürüyüş denemesi elde edilene kadar yürüme tekrarı yapıldı. Vicon Clinical Manager Software kullanılarak yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerine ait veriler ile pelvis, kalça, diz ve ayak bileğine ait kinematik veriler ve kuvvet platformuna basabilecek kadar yeterli adım uzunluğuna sahip olgulardan kinetik veriler Polygon Software sistemine aktararak elde edildi.



Şekil 3.4. İşaretleyicilerin yerleştirilme yerleri ve statik veri kaydı

9. Enerji Tüketimi

Olguların enerji tüketimleri TSK Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi egzersiz tolerans laboratuvarında hesaplandı. Ölçüm açık devre indirek kalorimetre (Vmax 29c, Sensormedics, USA) ile bir maske yardımıyla yapıldı. Cihaz her açıldığında üretici firmanın önerdiği şekilde kalibre edildi. Olgulara testin nasıl yapılacağı hakkında bilgi verildi. İki kere beşer dk'lık sürelerde yürüyecekleri, değerlendirmeye çorap ile alınacakları, koşu bandının tutunma barlarına tutunmamaları gerektiği söylendi. Olgular test sırasında tutunma barlarına tutunursa test tekrarlandı. İlk yürüme olguların banda ve maskeye alışmalarını sağlamak için yapıldı ve deneme olarak kabul edildi. Olgular test öncesi istirahattaki kalp hızı değerlerine ulaşana kadar koşu bandının önündeki bir sandalyede oturtularak dinlendirildi. Koşu bandında yürütülen hastanın

ekspirasyon havası Douglas torbasında biriktirildi. Yüz maskesiyle geçirilen uygun bir dinlenme süresi sonrasında test 0.70 m/s'lik koşu bandı dönüş hızında beş dk'lık bir yürüyüş ile gerçekleştirildi.

CP'li çocukların iki dk'lık bir submaksimal yürüyüşü takiben dengeli bir platoya ulaştıkları bilinmektedir¹⁴². O₂ tüketiminin birimi vücut kütlesinin her kilogramı için dk'da mililitre (ml) cinsinden tüketilen O₂'in hesaplanması ile yapıldı (ml/dk/kg). Her iki yürümede de beş dk'lık yürüyüş süresinde dengeli düzeye (steady state) ulaşılan ilk iki dk'lık bölüm hesaplama dahil edilmedi. Her yürüme arasında, olgular istirahattaki kalp hızı değerlerine ulaşana dek en az 10 dk dinlendirildi.



Şekil 3.5. Enerji tüketim miktarlarının ölçülmesi

10. Yaşam Kalitesi

Olguların sağlıkla ilgili yaşam kalite (SİYK) düzeyleri Çocuk Sağlık Anketi'nin (*The Child Health Questionnaire* (CHQ)) 50 sorudan oluşan ebeveyn formu (CHQ-PF50) kullanılarak belirlendi. Anket yüz yüze görüşme tekniği ile uygulandı. Tüm annelerin çalışma öncesi son 4 haftayı dikkate alarak sorulara yanıt vermeleri istendi. CHQ-PF50 5-18 yaşları arasındaki çocuklar için hazırlanmıştır⁶⁶. CHQ-PF50, "Fiziksel Fonksiyon", "Fiziksel Nedenlere Bağlı Rol Kısıtlılıkları", "Ağrı", "Genel Sağlık", "Emosyonel / Davranışsal Nedenlere Bağlı Rol Kısıtlılıkları", "Öz Saygı", "Mental Sağlık", "Davranış", "Ebeveynler Üzerindeki Emosyonel Etki", "Ebeveyn Üzerindeki Zaman Etkisi", "Aile Aktiviteleri" ve "Aile Uyumu" olmak üzere 12 alt ölçekten oluşmaktadır. Anket, çocuğun bir yıl öncesi ile karşılaştırıldığında sağlığında değişimi gösteren bir soruyu da içermektedir. Ayrıca iki soru ile genel davranış ve global genel sağlık düzeyi belirlenmektedir. Ölçekte "Fiziksel Sağlık" ve "Psiko-sosyal Sağlık" toplam puanları da hesaplanabilmektedir. "Fiziksel Fonksiyon", "Fiziksel Nedenlere Bağlı Rol Kısıtlılıkları", "Ağrı" ve "Genel Sağlık" alt ölçek puanlarından "Fiziksel Sağlık" toplam puanı elde edilmektedir. "Psiko-sosyal Sağlık" toplam puanı ise "Emosyonel / Davranışsal Nedenlere Bağlı Rol Kısıtlılıkları", "Davranış", "Mental Sağlık", "Öz Saygı", "Ebeveyn Üzerindeki Emosyonel Etki" ve "Ebeveyn Üzerindeki Zaman Etkisi" puanlarından hesaplanmaktadır. Her bir alt ölçek 0-100 arasında puanlanmakta olup, yüksek puanlar daha iyi yaşam kalite düzeyi ve iyilik halini ifade eder⁶⁶. Bu ölçeğin ebeveyn sürümü Türkçe 'ye adapte edilerek geçerlik ve güvenirliği gösterilmiştir⁹⁹.

3.2.2. Tedavi Protokolü

Olgular haftada 3 seans olmak üzere toplam 36 seans Bobath NDT yöntemi kullanılarak rehabilitasyon programına alındı. Tedaviye başlamadan önce her olguya değerlendirme bölümünde bahsedilen testler uygulandı. Daha

sonra iyi bir gözlemle olgunun kendi başına yapabildiği motor beceriler analiz edilerek her olgunun esas problemleri tespit edildi. Olgular tedaviye şort ve t-shirt ile alındı.

Bobath NDT yaklaşımı doğrultusunda çalışma ortamı çocuğun motor gelişimi, emosyonel, sosyal, kognitif ve duyu gelişimi göz önünde tutularak düzenlendi. Çocuğun motivasyonu ve ne yapmak istediği daima göz önüne alındı. Çocuğa özel ulaşılabilir hedefler belirlendi.

Olgunun gereksinimlerine göre spesifik hareketler yerine, olgunun yapmaktan zevk aldığı aktiviteler içinde belirli bir hedefe yönelik hareketler seçilerek, çocuğun tedaviye istemli ve aktif katılım göstermesi sağlandı. Bobath NDT yaklaşımının temel ilkeleri olan fasilitasyon ve stimölasyon teknikleri kullanıldı.

Olgunun tonusunu etkilemek, ona hareket ve tonus regölasyonunu ööretmek, stabilizasyonunu, hareket sırasında yeterince kendi hareketinin kontrolünü ve dikkatini toplamasını saölamak ve ilgisini artırmak için deri, kas veya eklemler üzerinden taktil, proprioseptif uyarılar ile vestibular uyarılar verildi. Her olgu için en uygun stimölasyon seçildi. Tabureler, masa ve sandalyeler, oyuncaklar kullanılarak hareketi uyacak yollar oluşturuldu. Uygun tutuş teknikleri ile olgunun yapamadığı ya da yapmakta zorlandığı hareketler fasilite edildi. Spastik kasların inhibisyonunu saölamak için bu kaslara stroking ve kneeding hareketlerinden oluşan liesing uygulandı.

Bobath NDT yaklaşıma göre tedavide kullanılan ekipman ve yardımcı cihazların seçimi hedeflenen fonksiyonel düzeye ulaşmada oldukça önemli yer tutmaktadır¹⁸. Tedavide proprioseptif ve taktil stimölusların verilmesi için ne fazla sert, ne de yumuşak olan tedavi minderleri kullanıldı. Oturma, tutunarak ayaöa kalkma, ayakta durma, öömelleme, aktif germe ve gövde kontrolü gibi aktiviteler için deöğişik yükseklikte sıralar kullanılırken, postüral ve denge

reaksiyonlarının geliştirilmesi, ağırlık aktarımı, gövde kontrolü için Bobath topları ve denge tahtaları kullanıldı. Ağırlık aktarımı için üçgen ve rulo yastıklar tercih edildi. Duyu girdisini artırmak ve propriosepsiyonu geliştirmek için Bobath topları ile farklı boyut ve materyallerden oluşan toplar, soda şişeleri, farklı yüzeylerdeki zeminler kullanıldı. Tercih edilen tedavi materyali çocuğun durumuna ve ilgisine göre değiştirildi. Tedavi, günlük yaşamda zorlanılan aktivitelere göre planlandı ve tedavide öğrenilenlerin günlük yaşam aktivitelerine mutlaka aktarılması ve aktivitelerin bu prensipler doğrultusunda planlanması ve yürütülmesine dikkat edildi.



Şekil 3.6. Tedavi uygulamalarından örnekler- 1



Şekil 3.7. Tedavi uygulamalarından örnekler- 2



Şekil 3.8. Tedavi uygulamalarından örnekler- 3



Şekil 3.9. Tedavi uygulamalarından örnekler- 4



Şekil 3.10. Tedavi uygulamalarından örnekler- 5



Şekil 3.11. Tedavi uygulamalarından örnekler- 6



Şekil 3.12. Tedavi uygulamalarından örnekler- 7



Şekil 3.13. Tedavi uygulamalarından örnekler- 8



Şekil 3.14. Tedavi uygulamalarından örnekler- 9

3.3. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler SPSS sürüm 13.0 kullanılarak çözümlendi. Çözümlemeye başlanmadan önce eksik veri analizi ile veri setinde eksik veri olup olmadığı kontrol edildi. CHQ-PF50 puanlarının hesaplanması için SPSS komut dizini yazıldı ve el ile yapılan hesaplamalarla doğruluğu test edildi. Verilerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk testi ve çarpıklık ve diklik katsayıları ile değerlendirildi. Çözümlemede kullanılan değişkenlerde çarpıklık ve diklik katsayılarının ± 1.96 değerleri dışında olması, Shapiro-Wilk testinde $p < 0.05$ bulunması nedeniyle, dağılımların normal dağılıma uymadığına karar verildi. Bu nedenle çözümlmeler parametrik olmayan istatistik yöntemler kullanılarak yapıldı. Olguların tedavi öncesi (TÖ) ve sonrası (TS) ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması için Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi ve Marjinal Homojenite Testi kullanıldı. Araştırmada kullanılan değişkenler için tedavi sonrası ortaya çıkan değişimlerin klinik anlamlılığını belirlemek için etki büyüklükleri (EB) hesaplandı. Etki büyüklüğü hesaplanmasında $EB = (TÖ \text{ ölçüm ortalaması} - TS \text{ ölçüm ortalaması}) / TÖ \text{ standart sapma değeri}$ formülü kullanıldı. EB değeri 0.2–0.5 “küçük”, 0.5–0.8 “orta” ve 0.8 üzeri “büyük” olarak yorumlandı. Çalışmada aritmetik ortalamalar ortalama $\pm$ SD (standart sapma), sayımla gösterilen değerler ise sayı (yüzde) şeklinde tablo ve grafiklerle sunuldu. Çalışmada çift kuyruklu sınama yapıldı ve istatistik anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Olguların Tanımlayıcı ve Sosyo-demografik Özellikleri

Bobath NDT yönteminin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen çalışmamıza, TSK GÜLSAV Güvercinlik Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi ile TSK GÜLSAV Özel Eğitim İlköğretim Okulu ve Rehabilitasyon Kursunda eğitim gören yaşları 11.0 ± 3.4 yıl olan 15 unilateral spastik CP'li olgu katıldı. Olguların 10'u (% 66.7) erkek, beşi (% 33.3) kadındı. En yüksek eğitim düzeyi ortalama 4.8 ± 2.5 yıl olarak bulundu. Olguların boyları 137.5 ± 16.7 cm, vücut ağırlıkları 35.4 ± 9.9 kg, vücut kütle indeksi ortalaması ise 18.2 ± 1.7 kg/m² olarak bulundu (Tablo 4.1). Tedavi öncesi ve sonrası boy ($p= 0.317$) ve vücut ağırlığı ($p= 0.330$) yönünden farklılık yoktu.

Tablo 4.1. Çalışmaya katılan olguların sosyo-demografik özellikleri

Sosyo-demografik özellikler	N	
Yaş, X $\pm$ SD, yıl	15	11.0 ± 3.4
Cinsiyet, n (%)		
Erkek	15	10 (66.7)
Kadın		5 (33.3)
Boy, X $\pm$ SD, cm	15	137.5 ± 16.7
Kilo, X $\pm$ SD, kg	15	35.4 ± 9.9
Vücut kütle indeksi, X $\pm$ SD, kg/m ²	15	18.2 ± 1.7
Çocuğun okula gidip gitmediği, n (%)		
Okula gidiyor	15	13 (86.7)
Okula gitmiyor		2 (13.3)
Çocuğun gittiği okul, n (%)		
İlköğretim	13	12 (92.3)
Lise		1 (7.7)
Çocuğun en yüksek eğitim yılı, X $\pm$ SD, yıl	13	4.8 ± 2.5

Olguların 6 (% 40.0)'sı sağ, 9 (% 60.0)'u ise sol unilateral spastik CP'liydi. GMFCS düzeyleri incelendiğinde 10 (% 66.7) olgunun düzey I, geri kalanların ise düzey II'de oldukları tespit edildi. Çalışmanın başlangıcında Tip I yürüme paternine sahip olguların oranı % 46.7 (n=7) iken, % 26.7'si Tip IV yürüme paternine sahipti (Tablo 4.2). Çalışmaya katılan olguların hepsi daha önce fizik tedavi ve rehabilitasyon hizmeti almışlardı. Rehabilitasyon hizmeti alma süresi ortalama 7.4 ± 3.0 yıldır.

Tablo 4.2. Çalışmaya katılan olguların klinik özellikleri (N = 15)

Klinik özellikler	
Etkilenen taraf	
Sağ	6 (40.0)
Sol	9 (60.0)
Kaba motor sınıflama düzeyi, n (%)	
Düzen I	10 (66.7)
Düzen II	5 (33.3)
Gözleme dayalı olarak yürüme tipi, n (%)	
Tip I	7 (46.7)
Tip II	4 (26.7)
Tip IV	4 (26.7)

Tablo 4.3. Olgularda görülen ek sağlık sorunlarının sayı ve yüzde dağılımları (N= 15)

Ek sağlık sorunu sayısı	n	%
2	1	6.7
3	2	13.3
4	4	26.7
5	5	33.3
7	2	13.3
8	1	6.7

Olguların annelerinden alınan bilgiye göre çocuklarda CP'ye eşlik eden en az iki, en fazla sekiz adet sağlık sorunu vardı (Tablo 4.3). Epilepsi ve astım birer olguda görülürken, öğrenme bozuklukları en fazla (% 86.7) görülen ek sağlık sorunu idi (Tablo 4.4). Bununla birlikte incelenen ek sağlık sorunlarının varlığı çocuklarda komut almayı engelleyecek düzeyde değildi.

Tablo 4.4. Olgularda serebral paraliziye eşlik eden ek sağlık sorunları

Var olan sağlık sorunları	n	%
Kaygı	5	33.3
Astım	1	6.7
Dikkatini toplayamama	12	80.0
Davranış sorunları	9	60.0
Kronik ortopedik sorunlar	8	53.3
Astım dışı kronik solunum sistemi hastalıkları	3	20.0
Depresyon	4	26.7
Gelişme geriliği	6	40.0
Epilepsi	1	6.7
İşitme bozuklukları	0	0
Öğrenme sorunları	13	86.7
Konuşma sorunları	5	33.3
Görme sorunları	3	20

Çocuklarda birden çok ek sağlık sorunu bulunması nedeniyle “n” sütunu toplamı 15 ve “yüzde” sütunu toplamı 100’ ün üzerindedir.

4.2. Kaba Motor Fonksiyon Ölçüm Puanları

Çalışmaya katılan olguların tedavi öncesi ve sonrası GMFM-66’nın yatma-yuvarlanma ve oturma bölümünde aldıkları puanlar tamdı. Tedavi

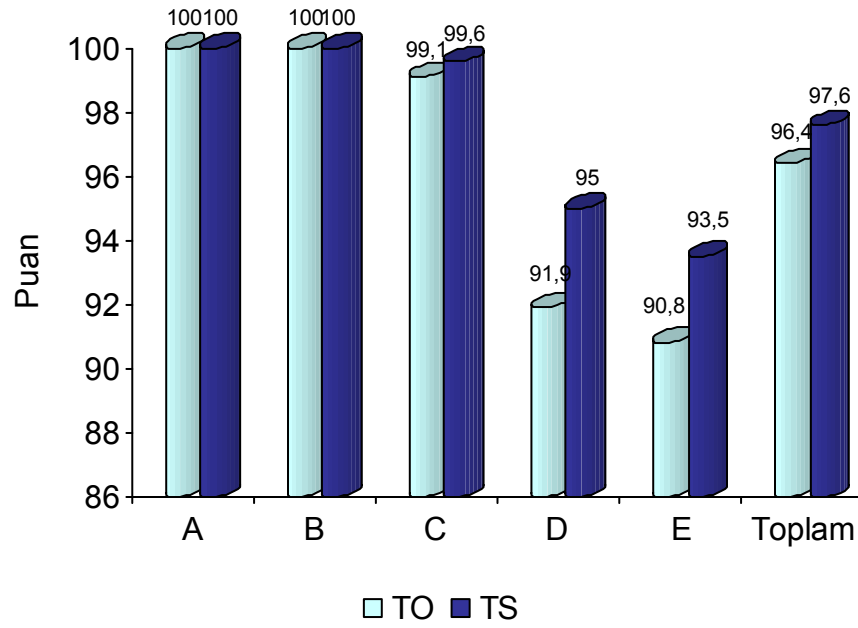
sonrasında öncesine göre olguların emekleme ve dizüstü, ayakta durma, yürüme, koşma, sıçrama bölümlerinde aldıkları puanlarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artışlar bulundu ($p<0.001$) (Tablo 4.5) (Şekil 4.1). Emekleme ve dizüstü, yürüme, koşma ve sıçrama bölümleri ile toplam GMFM-66 puanı için etki büyüklüğü küçükken, ayakta durma bölümü için etki büyüklüğü ortaydı (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Olguların tedavi öncesi ve sonrası Kaba Motor Fonksiyon-66 değerlendirme sonuçları (N=15)

Kaba Motor Fonksiyon-66 puanları (GMFM-66)	TÖ	TS	P Değeri [†]	EB
	X $\pm$ SD	X $\pm$ SD		
Yatma ve yuvarlanma	100.0 $\pm$ 0	100.0 $\pm$ 0	1.000	NA
Oturma	100.0 $\pm$ 0	100.0 $\pm$ 0	1.000	NA
Emekleme ve dizüstü	99.1 $\pm$ 1.5	99.6 $\pm$ 1.2	0.001	0.37
Ayakta durma	91.9 $\pm$ 6.5	95.0 $\pm$ 5.4	0.001	0.52
Yürüme, koşma, sıçrama	90.8 $\pm$ 7.4	93.5 $\pm$ 6.6	0.001	0.39
Toplam puan	96.4 $\pm$ 2.7	97.6 $\pm$ 2.4	0.001	0.47

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d);

NA: Analiz yapılamaz; † : Wilcoxon işaret testi



Şekil 4.1. Tedavi öncesi ve sonrası Kaba Motor Fonksiyon–66 değerlendirme sonuçları (A: Yatma ve yuvarlanma; B: Oturma; C: Emekleme ve dizüstü; D: Ayakta durma; E: Yürüme, koşma, sıçrama)

4.3. Günlük Yaşam Aktivitelerindeki Bağımsızlık Düzeyi

Olguların tedavi öncesi ve sonrası WeeFIM ile ölçülen bağımsızlık düzeyleri ile ilgili veriler Tablo 4.6’da sunulmuştur. Olguların sfinkter kontrolü, iletişim ve sosyal durum alt ölçeklerinde aldıkları puanlar tedavi öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olmamasına karşın ($p>0.05$), kendine bakım, transferler, lokomasyon alt ölçeklerinde tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artışlar tespit edildi ($p<0.05$). Kendine bakım ve transferler alt ölçekleri için etki büyüklüğü küçük iken, lokomasyon alt ölçeği için etki orta büyüklükte idi.

Tablo 4.6. Olguların tedavi öncesi ve sonrası Pediatrik Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçeği (WeeFIM) ile yapılan fonksiyonel bağımsızlık düzeylerinin değerlendirme sonuçları (N=15)

WeeFIM Alt Ölçek puanları	TÖ	TS	P Değeri [†]	EB
	X $\pm$ SD	X $\pm$ SD		
Kendine bakım	32.6 $\pm$ 5.1	33.3 $\pm$ 5.2	0.009	0.14
Sfinkter kontrolü	13.9 $\pm$ 0.5	13.9 $\pm$ 0.5	1.000	0
Transferler	20.1 $\pm$ 1.0	20.5 $\pm$ 0.7	0.025	0.47
Lokomasyon	13.2 $\pm$ 0.9	13.7 $\pm$ 0.5	0.005	0.71
İletişim	13.5 $\pm$ 1.1	13.5 $\pm$ 1.1	1.000	0
Sosyal durum	19.5 $\pm$ 2.3	19.8 $\pm$ 1.9	0.059	0.14
Motor puan toplamı	79.8 $\pm$ 6.6	81.4 $\pm$ 6.1	0.002	0.25
Kognitif puan toplamı	33.0 $\pm$ 3.3	33.3 $\pm$ 2.9	0.059	0.10
Toplam WeeFim puanı	112.8 $\pm$ 8.9	115.1 $\pm$ 8.2	0.002	0.27

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d);

† : Wilcoxon işaret testi, WeeFIM: Pediatrik Fonksiyonel Bağımsızlık Ölçeği

4.4. Eklem Hareket Açıklığı

Etkilenen taraf aktif kalça eksternal rotasyonu hariç kalça eklem hareketlerindeki limitasyonlar açısından tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$). Tedavi sonrası etkilenen taraf aktif kalça eksternal rotasyon limitasyonu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azaldı ($p<0.05$) (Tablo 4.7).

Eksternal rotasyon için klinik etki küçüktü (EB=0.10). Etkilenmeyen taraf kalça eklem hareketlerinde gerek aktif, gerekse pasif gonyometrik ölçüm

sonuçlarında tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.7. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf kalça aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Fleksiyon	TÖ	14.9 $\pm$ 13.9	8.1 $\pm$ 11.9
	TS	14.7 $\pm$ 14.9	7.5 $\pm$ 11.4
	P değeri [†]	0.462	0.180
Ekstansiyon	TÖ	3.7 $\pm$ 3.3	1.7 $\pm$ 1.9
	TS	3.3 $\pm$ 2.9	1.7 $\pm$ 1.9
	P değeri [†]	0.180	1.000
Abduksiyon	TÖ	12.6 $\pm$ 8.6	5.3 $\pm$ 5.4
	TS	12.3 $\pm$ 8.8	5.1 $\pm$ 5.4
	P değeri [†]	0.180	0.317
İnternal rotasyon	TÖ	19.1 $\pm$ 9.2	11.3 $\pm$ 8.4
	TS	19.4 $\pm$ 8.1	10.8 $\pm$ 8.7
	P değeri [†]	1.000	0.180
Eksternal rotasyon	TÖ	22.7 $\pm$ 8.7	15.1 $\pm$ 9.1
	TS	21.8 $\pm$ 8.9	14.9 $\pm$ 9.4
	P değeri [†]	0.041	0.461

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi, $^{\circ}$: Derece

Tablo 4.8. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf kalça aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Fleksiyon	TÖ	8.7 ± 11.2	4.8 ± 8.0
	TS	8.1 ± 11.2	4.8 ± 8.0
	P değeri [†]	0.180	1.000
Ekstansiyon	TÖ	2.2 ± 2.5	0.8 ± 1.5
	TS	2.2 ± 2.5	0.8 ± 1.5
	P değeri [†]	1.000	1.000
Abduksiyon	TÖ	4.1 ± 4.4	0.5 ± 1.4
	TS	3.9 ± 4.5	0.5 ± 1.4
	P değeri [†]	0.317	1.000
İnternal rotasyon	TÖ	11.3 ± 7.6	5.5 ± 6.3
	TS	11.1 ± 7.5	5.5 ± 6.3
	P değeri [†]	0.317	1.000
Eksternal rotasyon	TÖ	10.9 ± 8.7	5.7 ± 7.4
	TS	10.7 ± 8.9	5.7 ± 7.4
	P değeri [†]	0.317	1.000

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi; $^{\circ}$: Derece

Olguların tedavi öncesi ve sonrası etkilenen ve etkilenmeyen taraftaki diz ekleminin aktif ve pasif eklem hareket açıklıklarında tespit edilen limitasyonlar Tablo 4.9 ve Tablo 4.10'da sunulmuştur. Tedavi sonrasında etkilenen taraf dizin aktif fleksiyon ve ekstansiyon limitasyonları tedavi öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azaldı ($p < 0.05$). Hem diz fleksiyonu hem de ekstansiyonu için etki büyüklükleri 0.08 di. Dizin pasif fleksiyon ve ekstansiyon limitasyonlarında ise tedavi öncesi ve sonrası arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf diz aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Fleksiyon	TÖ	16.3 $\pm$ 15.5	6.4 $\pm$ 14.3
	TS	15.1 $\pm$ 15.6	6.4 $\pm$ 14.3
	P değeri [†]	0.042	1.000
Ekstansiyon	TÖ	15.5 $\pm$ 15.9	6.6 $\pm$ 14.4
	TS	14.3 $\pm$ 16.2	6.6 $\pm$ 14.4
	P değeri [†]	0.041	1.000

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi; $^{\circ}$: Derece

Olguların etkilenmeyen taraf diz aktif ve pasif fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerindeki limitasyonlar açısından tedavi öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

Olguların etkilenen ve etkilenmeyen taraf ayak bileği aktif ve pasif eklem limitasyonlarında tedavi sonrasında, öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$). En fazla eklem limitasyonu etkilenen taraf dorsifleksiyon ve inversiyon hareketlerinde idi (Tablo 4.11), (Tablo 4.12).

Tablo 4.10. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf diz aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Fleksiyon	TÖ	5.3 ± 7.2	0.9 ± 1.7
	TS	5.2 ± 7.1	0.9 ± 1.7
	P değeri [†]	0.317	1.000
Ekstansiyon	TÖ	5.3 ± 7.2	0.9 ± 1.7
	TS	5.2 ± 7.1	0.9 ± 1.7
	P değeri [†]	0.317	1.000

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi; $^{\circ}$: Derece

Tablo 4.11. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenen taraf ayak bileği aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, Derece (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Dorsifleksiyon	TÖ	28.1 ± 17.9	24.1 ± 19.0
	TS	27.5 ± 18.5	23.7 ± 19.3
	P değeri [†]	0.102	0.317
Plantar fleksiyon	TÖ	9.2 ± 12.2	5.4 ± 12.6
	TS	9.2 ± 12.2	5.4 ± 12.6
	P değeri [†]	1.000	1.000
Eversiyon	TÖ	12.1 ± 4.7	7.6 ± 4.2
	TS	11.5 ± 4.7	7.6 ± 4.2
	P değeri [†]	0.317	1.000
İnversiyon	TÖ	17.8 ± 6.0	11.8 ± 5.4
	TS	17.7 ± 6.2	11.5 ± 5.4
	P değeri [†]	0.317	0.102

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi; $^{\circ}$: Derece

Tablo 4.12. Tedavi öncesi ve sonrası olguların etkilenmeyen taraf ayak bileği aktif ve pasif eklem hareketlerindeki limitasyonlar, $X \pm SD$, Derece (N= 15)

		Eklem limitasyonu ($^{\circ}$)	
		Aktif	Pasif
Dorsifleksiyon	TÖ	6.5 ± 3.9	2.7 ± 2.9
	TS	6.1 ± 4.1	2.3 ± 3.1
	P değeri [†]	0.180	0.180
Plantar fleksiyon	TÖ	5.4 ± 4.3	0.1 ± 0.5
	TS	5.5 ± 4.3	0.1 ± 0.5
	P değeri [†]	1.000	1.000
Eversiyon	TÖ	6.9 ± 3.9	2.9 ± 2.7
	TS	6.9 ± 3.9	2.9 ± 2.7
	P değeri [†]	1.000	1.000
İnversiyon	TÖ	11.1 ± 5.9	6.5 ± 3.9
	TS	11.1 ± 5.9	6.5 ± 3.9
	P değeri [†]	1.000	1.000

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Wilcoxon işaret testi; $^{\circ}$: Derece

4.5. Alt Ekstremitte Uzunluk Ölçümleri

Olguların alt ekstremitte uzunluk ölçüm sonuçları tedavi öncesi ve sonrasında benzerdi ($p>0.05$) (Tablo 4.13). Her iki spina iliaka anterior süperiorlar arası mesafe ortalama 20.5 ± 1.8 cm idi.

Tablo 4.13. Olguların tedavi öncesi ve sonrası alt ekstremitte uzunluk ölçümleri (N=15)

	TÖ	TS	P Değeri [†]
	X ± SD	X ± SD	
Sağ SIAS – sağ medial malleol arası uzunluk, (cm)	70.9 ± 11.3	70.9 ± 11.3	0.317
Sol SIAS – sol medial malleol arası uzunluk, (cm)	71.3 ± 11.1	71.4 ± 11.1	0.102
Umbilikus-sağ medial malleol arası uzunluk, (cm)	77.2 ± 12.0	77.2 ± 12.0	1.000
Umbilikus-sol medial malleol arası uzunluk, (cm)	77.1 ± 11.6	77.2 ± 11.8	0.180

SIAS: Spina iliaca anterior superior; TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası

† : Wilcoxon işaret testi

4.7. Kas Tonusu

Olguların etkilenen taraf kalça fleksör, ekstansör ve addüktör kas gruplarında değişik derecelerde tonus artışı mevcuttu. Tonus artışları açısından tedavi öncesi ile sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0.05$) (Tablo 4.14). Olguların etkilenmeyen taraf kalça kaslarında herhangi bir tonus artışı saptanmadı.

Etkilenen taraf diz eklem çevresi kaslarının tonuslarında tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.15). Olguların etkilenmeyen taraf diz eklem çevresi kas tonusları normaldi.

Tablo 4.14. Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf kalça kasları tonusları (N= 15)

Etkilenen taraf		Modifiye Ashworth Skalası Derecesi						P değeri [†]
kalça kasları		0	1	1 +	2	3	4	
Fleksörler	TÖ	46.7	20.0	20.0	13.3			0.317
	TS	53.3	13.3	20.0	13.3			
Ekstansörler	TÖ	86.7	13.3					0.317
	TS	93.3	6.7					
Abduktorler	TÖ	100.0						NA
	TS	100.0						
Adduktorler	TÖ	20.0	33.3	26.7	13.3	6.7		0.083
	TS	33.3	26.7	20.0	13.3	6.7		

Tablo içindeki sayılar yüzdeleri göstermektedir.

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; NA: Analiz yapılamaz

†: Marjinal homojenite testi

Tablo 4.15. Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf diz kasları tonusları (N= 15)

		Modifiye Ashworth Skalası Derecesi						P değeri [†]
Sağ diz kasları		0	1	1 +	2	3	4	
Fleksörler	TÖ	60.0	13.3	26.7				1.000
	TS	60.0	13.3	26.7				
Ekstansörler	TÖ	66.7	26.7	6.7				0.157
	TS	80.0	13.3	6.7				

Tablo içindeki sayılar yüzdeleri göstermektedir.

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; †: Marjinal homojenite testi

Etkilenen taraf ayak bileği plantar fleksörleri, invertör ve evertörlerinde değişik derecelerde tonus artışları olduğu bulundu. Tonus artışlarında tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.16). Olguların etkilenmeyen taraf ayak bileği kas tonusları normaldi.

Tablo 4.16. Tedavi öncesi ve sonrası Modifiye Ashworth Skalası ile yapılan değerlendirmeye göre olguların etkilenen taraf ayak bileği kasları tonusları (N= 15)

Etkilenen taraf ayak bileği kasları		Modifiye Ashworth Skalası Derecesi						P değeri [†]
		0	1	1 +	2	3	4	
Dorsifleksiyon	TÖ	100.0						NA
	TS	100.0						
Plantar fleksiyon	TÖ	6.7	6.7	13.3	13.3	40.0	20.0	0.157
	TS	6.7	13.3	6.7	20.0	33.3	20.0	
Evertörler	TÖ	86.7	13.3					1.000
	TS	86.7	13.3					
İnvertörler	TÖ	6.7	6.7	33.3	20.0	33.3		1.000
	TS	6.7	6.7	33.3	20.0	33.3		

Tablo içindeki sayılar yüzdeleri göstermektedir.

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; NA: Analiz yapılamaz

†: Marjinal homojenite testi

4.8. Olguların Statik ve Dinamik Denge Puanları

SportKAT 3000® (LLC-Vista CA 92083) üzerinde yapılan değerlendirme sonucu ölçülen tedavi öncesi statik denge indeks puanı ortalaması (676.1 ± 318.9), tedavi sonrası ölçülen değerden (366.1 ± 166.9) istatistiksel olarak

anlamli düzeyde farklıydı ($p<0.05$). Statik denge indeks puanı açısından etki büyüklüğü büyüktü.

Ölçülen tedavi öncesi dinamik denge indeks puanı ortalaması (3052.9 ± 481.7), tedavi sonrası ölçülen değerden (2588.5 ± 511.5) istatistiksel olarak anlamli düzeyde farklı bulundu ($p<0.05$). Dinamik denge indeks puanı açısından etki büyüklüğünün küçük olduğu tespit edildi (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. Olguların tedavi öncesi ve sonrası SportKAT 3000 cihazı ile ölçülen statik ve dinamik denge puanları (N=15)

Denge puanı	TÖ	TS	P Değeri [†]	EB
	X $\pm$ SD	X $\pm$ SD		
Statik denge indeks puanı	676.1 $\pm$ 318.9	366.1 $\pm$ 166.9	0.001	1.28
Dinamik denge indeks puanı	3052.9 $\pm$ 481.7	2588.5 $\pm$ 511.5	0.001	0.40

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d)

† : Wilcoxon işaret testi

4.8. Yürüme Analizi

4.8.1. Zaman-mesafe özellikleri

Tablo 4.18. Tedavi öncesi ve sonrası olguların yürümenin zaman-mesafe değişkenlerinin karşılaştırılması, $X \pm SD$, (N= 15)

Zaman-mesafe değişkenleri	Etkilenme	P			
		TÖ	TS	değeri [†]	EB
Kadans, adım/dk	+	121.4 $\pm$ 16.3	121.8 $\pm$ 16.5	0.850	0.02
	-	119.2 $\pm$ 16.5	122.2 $\pm$ 16.5	0.382	0.18
Yürüme hızı, m/sn	+	0.95 $\pm$ 0.15	0.93 $\pm$ 0.20	0.780	0.11
	-	0.93 $\pm$ 0.14	0.94 $\pm$ 0.22	0.925	0.06
Adım uzunluğu, m	+	0.45 $\pm$ 0.09	0.45 $\pm$ 0.08	0.937	0
	-	0.48 $\pm$ 0.07	0.47 $\pm$ 0.11	0.727	0.11
Çift adım uzunluğu, m	+	0.94 $\pm$ 0.14	0.90 $\pm$ 0.16	0.379	0.27
	-	0.94 $\pm$ 0.13	0.93 $\pm$ 0.18	0.421	0.06
Çift destek fazı, sn	+	0.2 $\pm$ 0.06	0.2 $\pm$ 0.07	0.327	0
	-	0.2 $\pm$ 0.06	0.2 $\pm$ 0.06	0.503	0
Tek destek fazı, sn	+	0.4 $\pm$ 0.05	0.4 $\pm$ 0.05	0.501	0
	-	0.4 $\pm$ 0.05	0.4 $\pm$ 0.06	0.276	0
Adım süresi, sn	+	0.5 $\pm$ 0.08	0.5 $\pm$ 0.09	0.361	0
	-	0.5 $\pm$ 0.06	0.5 $\pm$ 0.06	0.324	0
Çift adım süresi, X $\pm$ SD, sn	+	1.00 $\pm$ 0.13	0.99 $\pm$ 0.15	0.593	0.07
	-	1.02 $\pm$ 0.11	0.99 $\pm$ 0.14	0.271	0.24

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d)

+ : Etkilenen taraf; - : Etkilenmeyen taraf; †: Wilcoxon işaret testi

Yürüyüşün incelenen zaman-mesafe değişkenlerinin tümünde hem etkilenen hem de etkilenmeyen tarafta, tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.18).

4.8.2. Kinematik özellikleri

Ayak bileği sagittal plana ait kinematik değerlendirme parametrelerinin tedavi öncesi ve sonrası değerleri Tablo 4.19'de gösterilmiştir. Tedavi öncesi etkilenen taraf ekstremitede salınım fazında ayak bileği maksimum dorsifleksiyon açısı -0.9 ± 7.4^0 iken, tedavi sonrası 1.8 ± 5.8^0 olarak ölçüldü. Aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı idi ($p<0.05$). Bu değişken için etki büyüklüğü küçüktü. Ayak bileği eklemine ait ölçülen diğer kinematik değişkenlerin hiçbirinde tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$).

Tedavi öncesi ve sonrası pelvis, kalça ve diz eklemindeki kinematik değişkenler incelendiğinde etkilenmeyen taraf ilk temastaki diz açısı ($p<0.05$) dışındaki tüm değişkenlerde tedavi sonrası ve öncesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). İlk değmedeki diz açısı tedavi öncesinde 13.7 ± 7.3^0 iken, tedavi sonrasında 16.9 ± 7.5^0 idi (Tablo 4.20).

4.8.3. Kinetik özellikleri

Ayak bileğine ait kinetik değerlendirme parametrelerinin tedavi öncesi ve sonrası değerleri Tablo 4.21'de gösterilmiştir. İki olgunun adım uzunlukları kuvvet plaklarına tek tek basmaya yetmediği için kinetik veriler kaydedilemedi. Bu nedenle kinetik verilere ait istatistiksel analizler 13 olgu üzerinden gerçekleştirildi. Etkilenen ve etkilenmeyen taraf dorsifleksiyon momenti ve plantar fleksiyon *power'ında* tedavi öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 4.19. Tedavi öncesi ve sonrası olguların ayak bileği eklemi kinematik değişkenleri, $X \pm SD$, (N=15)

Kinematik değişkenler	Ayak bileği	TÖ	TS	P değeri [†]	EB
İlk temastaki dorsifleksiyon açısı, derece	Etkilenen	- 2.8 $\pm$ 5.5	- 1.4 $\pm$ 5.0	0.233	0.26
	Etkilenmeyen	0.7 $\pm$ 2.5	1.6 $\pm$ 3.2	0.865	0.31
Basma fazı ortası dorsifleksiyon açısı, derece	Etkilenen	7.4 $\pm$ 7.5	8.2 $\pm$ 5.3	0.865	0.12
	Etkilenmeyen	11.1 $\pm$ 5.1	12.4 $\pm$ 4.6	0.191	0.27
Basma fazı boyunca maksimum dorsifleksiyon açısı, derece	Etkilenen	13.8 $\pm$ 5.7	13.9 $\pm$ 5.3	1.000	0.01
	Etkilenmeyen	18.7 $\pm$ 4.7	19.6 $\pm$ 4.6	0.307	0.18
Salınım fazında maksimum dorsifleksiyon açısı, derece	Etkilenen	- 0.9 $\pm$ 7.4	1.8 $\pm$ 5.8	0.009	0.40
	Etkilenmeyen	9.4 $\pm$ 6.0	11.6 $\pm$ 5.4	0.078	0.38

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d); †: Wilcoxon işaret testi

Tablo 4.20. Tedavi öncesi ve sonrası olguların diz ve kalça eklemi kinematik değişkenleri, $X \pm SD$, (N=15)

Kinematik değişkenler	Taraf	TÖ	TS	P değeri [†]	EB
İlk temastaki diz açısı	Etkilenen	20.3 $\pm$ 8.2	19.6 $\pm$ 11.0	0.650	0.08
	Etkilenmeyen	13.7 $\pm$ 7.3	16.7 $\pm$ 7.5	0.012	0.42
Basma fazı % 10'undaki diz açısı	Etkilenen	23.9 $\pm$ 10.1	23.4 $\pm$ 13.5	0.589	0.05
	Etkilenmeyen	25.1 $\pm$ 11.7	26.5 $\pm$ 11.1	0.191	0.12
Basma fazında maksimum diz ekstansiyon açısı	Etkilenen	9.5 $\pm$ 11.4	9.2 $\pm$ 13.5	0.650	0.03
	Etkilenmeyen	9.8 $\pm$ 8.8	10.1 $\pm$ 8.1	0.776	0.04
Salınım fazında maksimum diz fleksiyon açısı	Etkilenen	56.2 $\pm$ 10.3	57.7 $\pm$ 9.3	0.300	0.14
	Etkilenmeyen	60.1 $\pm$ 7.6	60.1 $\pm$ 7.0	0.691	0.12
Basma fazı sonu maksimum kalça ekstansiyon açısı	Etkilenen	- 3.2 $\pm$ 8.9	- 0.9 $\pm$ 9.2	0.173	0.24
	Etkilenmeyen	- 6.5 $\pm$ 6.3	- 4.8 $\pm$ 8.1	0.570	0.23
Pelvik tilt açısı	Etkilenen	14.4 $\pm$ 3.8	15.1 $\pm$ 4.7	0.397	0.17
	Etkilenmeyen	11.3 $\pm$ 4.4	11.9 $\pm$ 4.7	0.470	0.12

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d); †: Wilcoxon işaret testi

Tablo 4.21. Tedavi öncesi ve sonrası olguların ayak bileği kinetik değişkenleri, $X \pm SD$, (N=13)

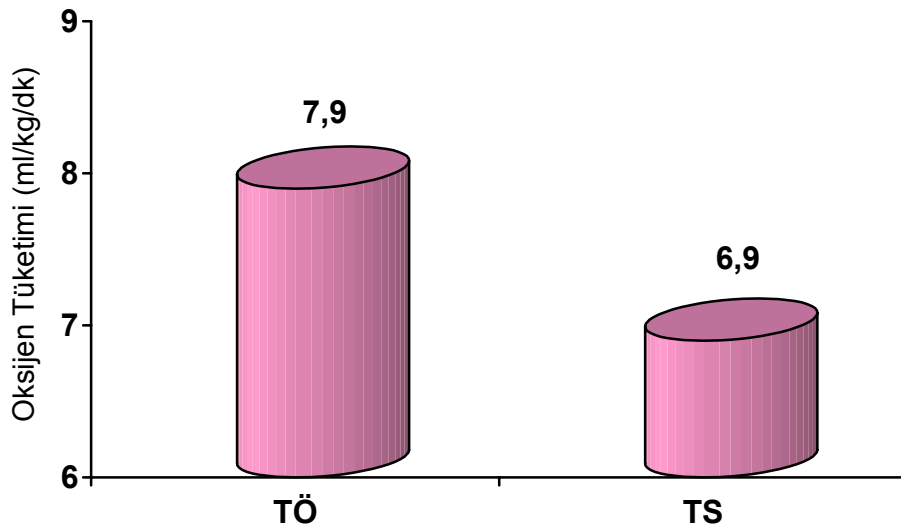
Kinetik değişkenler	Ayak bileği	TÖ	TS	P değeri [†]	EB
Dorsifleksiyon momenti, Newton/ metre	Etkilenen	1.2 $\pm$ 0.3	1.1 $\pm$ 0.2	0.388	0.36
	Etkilenmeyen	1.4 $\pm$ 0.4	1.2 $\pm$ 0.3	0.363	0.33
Plantar fleksiyon power'ı, watt	Etkilenen	2.3 $\pm$ 0.7	2.2 $\pm$ 0.8	0.695	0.17
	Etkilenmeyen	2.9 $\pm$ 0.9	2.9 $\pm$ 1.1	0.583	0.05

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d); †: Wilcoxon işaret testi

4.9. Enerji Tüketimi

Çalışmaya katılan bir olgu koşu bandına koopere olamadığı için VO₂max düzeyi ölçülemedi. Bu nedenle enerji tüketimleri ile ilgili istatistiksel analizler 14 olgu üzerinden yapıldı.

Koşu bandında ortalama 0.70 m/s'lik sabit bir hızda yürütülen olguların VO₂max düzeyleri tedavi öncesi ortalama 7.9 ± 1.4 ml/kg/dk iken, tedavi sonrası 6.9 ± 1.2 ml/kg/dk'ya düştü. Tedavi sonrasında tespit edilen bu düşüş istatistiksel olarak anlamlıydı ($p= 0.001$) Bu değişken için elde edilen etki orta büyüklükte idi (0.77) (Şekil 4.2).



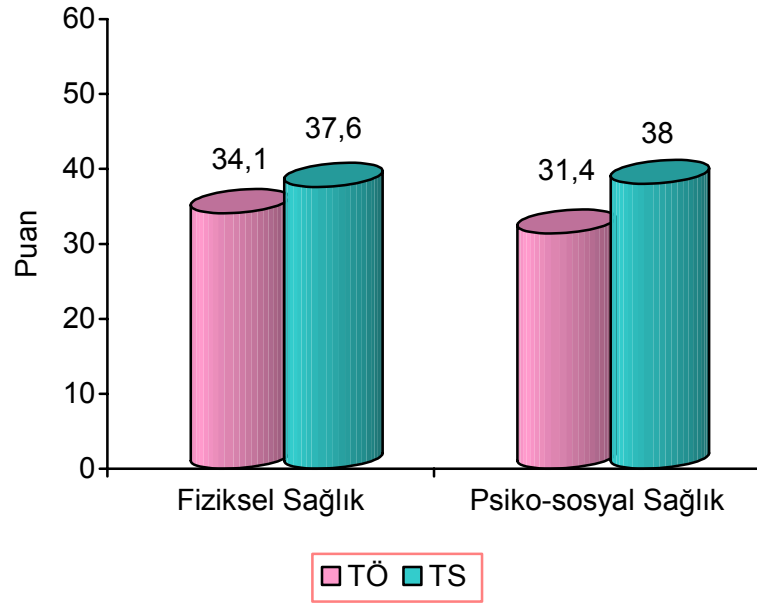
Şekil 4.2. Tedavi öncesi ve sonrası oksijen tüketim miktarı

4.10. Yaşam Kalitesi

Olguların ebeveynleri tarafından doldurulan CHQ-PF50 anketinin “Fiziksel fonksiyon”, “Ağrı”, “Davranış”, “Mental sağlık”, “Öz saygı”, “Ebeveyn

üzerindeki emosyonel etki”, “Aile aktiviteleri” ve “Aile uyumu” alt ölçeklerinde tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı artışlar elde edildi ($p<0.05$). Buna karşın “Fiziksel nedenlere bağlı rol kısıtlılıkları”, “Emosyonel / davranışsal nedenlere bağlı rol kısıtlılıkları”, “Ebeveyn üzerindeki zaman etkisi” ve “Genel sağlık” alt ölçeklerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.22).

Bu anketin alt ölçeklerinden türetilen fiziksel ve psiko-sosyal sağlık toplam puan ortalamalarında ise tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılıklar tespit edildi ($p<0.05$) (Tablo 4.22) (Şekil 4.3). Tedavi sonrası CHQ-PF50 alt ölçeklerinde elde edilen etki büyüklükleri 0.36 ile 1.30 arasında değişmekteydi (Tablo 4.22).



Şekil 4.3 Tedavi öncesi ve sonrası Çocuk Sağlık Anketi-Ebeveyn Formu50 (CHQ-PF50)’ nin Fiziksel sağlık ve Psiko-sosyal sağlık toplam puanları

Tablo 4.22. Olguların tedavi öncesi ve sonrası Çocuk Sağlık Anketi-ebeveyn formu50 (CHQ-PF50) alt ölçeklerinde aldıkları puanlar (N=13)

Çocuk Sağlık Anketi Alt Ölçekleri	TÖ	TS	P Değeri [†]	EB
	X ±SD	X ±SD		
Fiziksel fonksiyon	64.1 ± 24.8	76.5 ± 18.9	0.004	0.57
Emosyonel /davranışsal nedenlere bağlı rol kısıtlılıkları	58.1 ± 24.9	66.7 ± 30.8	0.108	0.31
Fiziksel nedenlere bağlı rol kısıtlılıkları	47.4 ± 22.4	55.1 ± 22.9	0.066	0.34
Ağrı	63.1 ± 20.6	86.2 ± 15.0	0.003	1.30
Davranış	51.8 ± 18.8	64.2 ± 9.4	0.003	0.88
Mental sağlık	53.8 ± 16.3	60.8 ± 14.4	0.032	0.46
Öz saygı	54.5 ± 18.7	61.5 ± 20.3	0.006	0.36
Genel sağlık	45.5 ± 14.1	46.5 ± 8.9	0.327	0.09
Ebeveyn üzerindeki emosyonel etki	25.0 ± 19.5	43.6 ± 11.4	0.005	1.20
Ebeveyn üzerindeki zaman etkisi	46.2 ± 26.4	54.7 ± 18.9	0.088	0.38
Aile aktiviteleri	58.3 ± 20.7	71.2 ± 15.4	0.015	0.71
Aile uyumu	65.0 ± 19.6	77.3 ± 12.0	0.023	0.78
Fiziksel sağlık toplam puanı	34.1 ± 7.0	37.6 ± 7.3	0.005	0.49
Psiko-sosyal sağlık toplam puanı	31.4 ± 9.3	38.0 ± 8.5	0.002	0.74

TÖ: Tedavi öncesi; TS: Tedavi sonrası; EB: Etki büyüklüğü (Cohen's d); † : Wilcoxon işaret testi

5. TARTIŞMA

CP çok sık kullanılan tanımı ile doğum öncesi, doğum esnasında ya da doğum sonrasında herhangi bir nedenle beyin motor merkezlerinde meydana gelen lezyon sonucu oluşan, aktivite kısıtlanmalarına neden olan bir grup hareket ve postür bozuklukları ile karakterize ilerleyici olmayan gelişimsel bir bozukluk olarak tanımlanır¹⁵.

CP olgularında ortaya çıkan semptomlar, etkilenen merkezi sinir sistemi yapılarına ve bu yapıların motor aktivitenin kontrolü, kazanılması ve korunmasındaki rolüne göre farklılıklar göstermektedir⁴⁸. CP'li olgular sıklıkla yürüme sorunları ile karşı karşıyadır. Yürümenin gecikmesi ya da yürüme paternindeki düzensizlikler merkezi sinir sistemindeki hasar ve daha sonra edinilen kas iskelet sistemi patolojileri arasındaki karşılıklı etkileşim sonucu ortaya çıkmaktadır⁵⁷.

CP'li çocuklara uygulanan tedavi yöntemlerinin temel amacı, ulaşabilecek en üst düzeyde fonksiyonel bağımsızlıklarını kazandırmak ve yaşam kalitelerini arttırmaktır. Fonksiyonel kısıtlılıklara neden olan yürüme sorunları olan çocukların bu yönden değerlendirilmeleri, uygun yöntemler ile tedavi edilmeleri onların yaşam kalite düzeylerini de arttıracaktır¹⁵⁰. Bu amaca yönelik olarak birçok tedavi yaklaşımından yararlanılmaktadır. Yürüme sorunlarının tedavisine yönelik olarak kullanılan rehabilitasyon yöntemlerinden biri nörofizyolojik yaklaşımdır⁵⁹. Nörofizyolojik yaklaşımlar içerisinde Bobath NDT en sık kullanılanıdır^{26,78,103,118,121,132,138,119}.

CP'li çocuklarda NDT'nin etkililiğini inceleyen daha önceki araştırmaları değerlendiren bir çalışmada farklı sonuç ölçümlerinin kullanıldığı bildirilmektedir⁴. Kaba motor fonksiyonlar, spastisite ve fonksiyonel durum en sık kullanılan sonuç ölçümleri arasında yer almaktadır⁴.

CP olgularında nörogelişimsel tedavilerin etkililiğini araştırmak amacıyla planlayıp yürüttüğü ve 1997 yılına kadar NDT kullanılarak yapılan farklı çalışmaları incelediği derleme çalışmasında, Palmer NDT'nin eklem hareket açıklığı, fonksiyonel yetenekler¹⁴⁸, motor, kognitif performans¹³, motor gelişim, ortopedik cerrahiye olan ihtiyaç, kontraktür gelişimi üzerine olan etkilerini³⁴ değerlendirmiştir¹⁰¹. Palmer bu derleme çalışmasında NDT kullanılarak yapılan iyi tasarlanmış klinik çalışmaların hiçbirinin CP'li çocuklarda motor gelişimi olumlu yönde değiştiremediğini bildirmiştir. Bununla birlikte bu sonuca varabilmek için var olan araştırmaların kısıtlılıkları ve zayıflıklarının iyi irdelenmesi gerektiği de vurgulanmıştır¹⁰¹.

Palmer ve arkadaşları, NDT'nin etkililiğini araştırdıkları randomize kontrol çalışmalarında yaşları 12–19 ay arasında değişen, hafif ya da şiddetli spastik diplejisi olan çocukları fonksiyonel ve nörolojik sonuç ölçümleri yönünden değerlendirmişlerdir. Değerlendirmeler 6 ve 12. aylarda tekrarlanmıştır. Değerlendirmeler sonucunda NDT'nin incelenen sonuç ölçümleri üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir¹⁰².

Law ve arkadaşları tarafından yaşları 18 ay ile 8 yıl arasında değişen spastik hemiplejik ve kuadriplejik 73 CP'li çocukta NDT ve üst ekstremité inhibisyon alçılmasının etkililiği incelenmiştir. Olgular yoğun NDT, geleneksel NDT, inhibisyon alçısı veya alçı uygulanmayan grup olmak üzere 4 gruptan birine alınmıştır. Altıncı ve dokuzuncu aylarda yapılan değerlendirmeler gruplar arasında hem istatistiksel olarak anlamlı hem de klinik olarak önemli fonksiyonel farklılıkların olmadığını göstermiştir. Çalışmada elde edilen önemli bulgulardan biri de çocukların yaşının tedavi sonuçlarının belirlemede önemli bir faktör olduğu ve 4 yaşından küçük çocuklarda sonuçların genelde daha iyi olduğu yönündedir⁶⁷.

Tsorlakis ve arkadaşları tarafından yaş ortalamaları 7 yaş olan 12'si kadın, 22'si erkek toplam 38 CP'li çocuk üzerinde yapılan çalışmada yoğun ve

aralıklı NDT'nin kaba motor fonksiyonlar üzerine olan etkileri incelenmiştir. Çalışma 16 haftalık NDT uygulamasını içermektedir. Çalışmada çocuklar randomize olarak 2 gruba ayrılmıştır. Birinci gruba haftada iki defa 50'er dakika aralıklı NDT, ikinci gruba haftada beş defa 50'er dakika yoğun NDT verilmiştir. Sonuçlarda her iki grupta da NDT uygulaması sonrasında GMFM puanlarında artış elde edilmiş, ancak yoğun NDT alan gruptaki artışlar daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte yaşları daha küçük olan olgulardaki ilerlemenin yaşça büyük olan olgulara göre daha yüksek bulunduğu da vurgulanmıştır¹³⁸. Çalışma sonuçlarımız hastaların kaba motor fonksiyonlarında, 36 seanslık NDT sonrasında anlamlı düzelmeler olduğunu göstermiştir. Bu verilerimiz Tsorlakis ve arkadaşlarının verileriyle paralellik göstermektedir.

Ketelaar ve arkadaşlarının CP'li çocuklarda fonksiyonel tedavi programının motor yeteneklere olan etkisini araştırmak amacıyla yürüttükleri çalışmada yaşları 2-7 yıl arasında değişen 55 spastik CP'li hasta 18 aylık bir tedavi sürecinde izlenmiştir. Hastalar randomize olarak iki gruba ayrılmıştır. Çalışma grubuna alınan 28 olguya fonksiyonel fizyoterapi uygulaması yapılırken, kontrol grubuna alınan 27 olguya daha önce devam ettikleri nörofizyolojik yaklaşımlar (NDT veya Vojta) uygulanmaya devam edilmiştir. Çalışmada kaba motor fonksiyonlar GMFM, günlük yaşam aktiviteleri PEDI ile değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler 6, 12 ve 18. aylarda yapılmıştır. Uygulanan 18 aylık tedavi sonunda her iki grupta da motor fonksiyonlar ve günlük yaşam aktivitelerindeki beceriler artmıştır. Motor fonksiyonlardaki artışta gruplar arası istatistiksel bir fark yok iken, fonksiyonel fizyoterapi uygulaması yapılan grupta günlük yaşam aktivite becerilerindeki artış daha fazla bulunmuştur⁵⁹.

Knox ve arkadaşları tarafından Bobath NDT tedavisinin fonksiyonel sonuçlarını ölçmek amacıyla yapılan bir ön çalışmada yaşları 2-16 yıl arasında değişen 15 CP'li olgu değerlendirilmiştir. Çalışmaya GMFCS düzeyi "V" olan olgular zaman içinde çok az gelişme gösterdikleri öngörüldüğü için alınmamıştır. Bobath NDT'nin etkililiğini göstermek için GMFM ve PEDI kullanılmıştır. Çalışmaya katılan olgulara 6 haftalık Bobath NDT uygulanmıştır. Tedavi sonrası

yapılan değerlendirmelerde olguların GMFM puanlarında artış olduğu özellikle daha küçük yaşlardaki olguların GMFM'nin yürüme bölümündeki artışların büyük yaştaki olgulardan daha fazla olduğu saptanmıştır. Tedavi sonrası PEDI'nin fonksiyonel beceri ve bakıcı yardımı ölçeklerinde de olumlu istatistiksel farklılıklar elde edilmiřtir⁶¹.

Herndon ve arkadaşları tarafından yürütölen ve NDT tedavisinin etkililiğinin araştırıldığı çalışmaya yaşları 6 ile 14 yıl arasında değişen, 11'i spastik, biri atetoid olmak üzere toplam 12 olgu alınmış ve olgulara 6 haftalık tedavi uygulanmıştır. Kalça ve diz eklem hareket açıklıkları ile sandalyeden kalkma, yürüme, dönme, pozisyonunu sürdürebilme gibi fonksiyonellikle ilişkili sonuç ölçümlerinin kullanıldığı çalışmada NDT uygulaması sonrasında çocuklarda anlamlı düzelmelerin olmadığı bildirilmiřtir⁵¹. Herndon ve arkadaşlarının çalışmasında fonksiyonelliğin değerlendirilmesi için kullanılan sonuç ölçümleri alışmamızdakinden farklıdır. Çalışmamızda fonksiyonelliğin ölçümü için WeeFIM kullanılmıştır. WeeFIM'de lokomasyon alt ölçeğinde yürüme veya tekerlekli sandalye kullanımındaki bağımsızlık düzeyleri ile merdiven inip çıkmadaki bağımsızlık düzeyleri, transferler alt ölçeğinde ise yatağa, sandalyeye, tekerlekli sandalyeye, tuvalete ve duş ya da küvete transferi gerçekleştirmedeki bağımsızlık düzeyleri sorgulanmaktadır. Motor puanda ise bunlara ek olarak sfinkter kontrolü ile kendine bakım alt ölçeklerinde alınan puanlar da etkilidir. Çalışmamızda kalça eksternal rotasyonu ile dizin fleksiyon ve ekstansiyon eklem hareket açıklıklarındaki artış bu fonksiyonlardaki düzelmeye de neden olmuş olabilir. Ancak alışmamızda hipotezimiz dışında olması nedeniyle korelasyon analizleri yapılmamıştır. İlerde yapılacak çalışmalarda bu ilişkilerin varlığı da araştırılabilir.

Trahan ve Malouin tarafından yürütölen ve NDT tedavisinin etkililiğinin araştırıldığı çalışmaya yaşları 12 ile 79 ay arasında değişen, 24'ü kuadriplejik, 16'sı hemiplejik ve 10'u diplegik olmak üzere toplam 50 olgu alınmış ve olgulara 8 aylık tedavi uygulanmıştır. Kaba motor fonksiyon ölçümlerinin sonuç ölçümü olarak kullanıldığı çalışmada NDT uygulaması sonrasında çocuklarda anlamlı

düzelmelerin olduğu, en büyük kazanımların spastik diplejik çocuklarda elde edildiği bildirilmiştir¹³⁷. Trahan ve Malouin'nin çalışmasında farklı CP tipleri ele alınmış olsa da bütüncül olarak bakıldığında uygulanan NDT sonucu GMFM düzeyindeki iyileşmeler çalışmamızla paralellik göstermektedir.

CP'li çocukları değerlendirmek amacıyla sıklıkla fonksiyonel durum ölçümleri ve yürüme analizlerine başvurulur. Bunlar genellikle birbirlerini tamamlayıcı olarak kullanılırlar¹³⁵. Çalışmamızda fonksiyonel durumun değerlendirilmesi için WeeFIM ölçeği kullanıldı. Bu ölçekte olguların aldıkları puanlar incelendiğinde tedavi sonrasında öncesine göre motor ve toplam puanlar açısından istatistiksel olarak anlamlı artışlar saptandı. Bununla birlikte etki büyüklükleri orta düzeyde idi. WeeFIM ölçeğinde lokomasyon motor puana etki eden alt ölçeklerden biridir. Bu ölçekte alınan puanlarda iyileşme yönünde istatistiksel olarak anlamlı artışlar saptanmış olup, klinik anlamlılık düzeyi ortadır. Bununla birlikte 3D yürüme analizi sonuçlarına göre incelenen birçok değişkende anlamlı düzeltilmeler elde edilememiştir. Çalışmamızda özellikle motor fonksiyonlarda olmak üzere fonksiyonel durumdaki düzeltilmelerin yürüme parametrelerine yansımamış olması çocuklarda elde edilen düzeltilmelerin motor öğrenme süreci nedeniyle günlük yaşama transfer edilmeyişi ile açıklanabilir. Bu nedenle daha fazla tekrar yapılarak fonksiyonların genellenebilmesi için uğraşılmalıdır.

CP'de kas kontrol yetersizliği ve hatalı hareket paternlerini kullanmaya bağlı olarak oluşan spastisite, kontraktür, denge ve lokomasyon bozuklukları gibi kaba motor fonksiyonlarda ve manipulatif becerilerle ilgili ince motor fonksiyonlarda görülen bozukluklar, günlük yaşamda birçok kısıtlılığa neden olmakta, hareket kalitesini düşürmekte ve dolayısıyla CP'li çocuğun yaşam kalite düzeylerini olumsuz olarak etkilemektedir^{68,139}. Yaşları 9-12 yıl arasında değişen 54 kuzey Avusturalyalı hemiparetik çocuk üzerinde yapılan bir çalışmada, motor performans ve aktivite kısıtlılıklarının yaşam kalitesini ve iyilik halini olumsuz etkilediği belirtilmiştir¹⁴³. CP'li olguların rehabilitasyonu amacıyla farklı mekanizma, egzersiz yaklaşımları, modalite ve cihazlar kullanılarak

yapılan çalışmaların temel amacı etkilenen bireylerin fiziksel fonksiyon ve aktivite kısıtlılıklarını en az düzeye indirerek onların yaşam kalite düzeylerini ulaşılabilir en üst düzeye çıkarmaktır.

Çalışmamızda kullandığımız sağlıkla ilgili genel yaşam kalitesi ölçeğinin psiko-sosyal ve fiziksel sağlık puanlarında tedavi sonrasında istatistiksel olarak anlamlı düzeltilmeler tespit edilmiştir. Bu bulgudan hareketle NDT uygulanan CP'li olguların yaşam kalite düzeylerinin olumlu yönde etkilendiğı şeklinde bir sonuca gidilebilir. Objektif ölçümlerin çoğunda olumlu yönde bir değışim bulunamamasına karşın sübjektif özelliğı olan yaşam kalitesi ölçüm sonuçlarında olumlu değışimlerin saptanması, yaşam kalitesi ölçeğinin anneler tarafından doldurulduğu da dikkate alınarak, tedavi sırasında annelerin yeti yitimli çocuklarıyla daha özenli ve sistematik olarak ilgilenmenin getirdiğı pozitif geri bildirimin bir sonucunu yansıtabileceğini akla getirmektedir. Sonuçlarımızı etki büyüklüğü açısından incelediğimizde de psiko-sosyal sağlık toplam puanı üzerindeki etkinin daha büyük olması bu savımızı doğrular niteliktedir.

Hangi tedavi yaklaşımı kullanılırsa kullanılsın CP'li çocuklarda bağımsızlığın kazanılması ve yaşam kalitesinin artırılması için yürümenin normal paternine ulaştırılması son derece önemlidir¹⁵⁰.

Günümüzde CP'li çocuklardaki yürüme bozuklukları ve yürüme döngüsünde oluşan aksaklıklar hakkında detaylı bilgi edinmek, prognozu belirlemek, tedaviyi planlamak ve kullanılan tedavi yöntemlerin etkinliğini araştırmak amacı ile yürüme analizi teknolojisi kullanılmaktadır. Yürüme analizinin temel amacı normal yürüyüşü, bireysel farklılıklardan bağımsız ve sayısal verilerle ifade edebilmek ve normalden farklı yürüyüş şeklini, bu bozukluğun altında yatan patoloji veya fonksiyonel adaptasyonla ilişkilendirebilmektir¹²⁴.

Literatür incelendiğinde CP'li hastaların yürüyüşünü belirlemek amacıyla çoğu zaman gerek yüksek teknoloji gerektiren cihazlara gereksinimin olmayışı, gerekse kolay uygulanıyor olması nedeniyle yürümenin zaman-mesafe değişkenlerinin sık kullanıldığı dikkati çekmektedir^{2,92,146}. Çalışmamızda zaman mesafe karakteristiklerini belirlemek amacıyla Vicon 512 (Oxford Metrics Co/USA) hareket ölçüm sistemi kullanılarak yürüme hızı, kadansı, adım ve çift adım uzunluğu, adım ve çift adım süresi ile tek destek ve çift destek fazı süresi incelenmiştir.

Motor özürlü olan çocuklarda uygulanan tedavinin etkili olup olmadığını belirlemek amacıyla yürüme analizi yapıldığında, elde edilen olumlu bir değişimin çocuktaki büyümeye mi bağlı yoksa tedavinin sonucu mu olup olmadığının belirlenmesi son derece önemlidir². Çocuklar büyüdükçe boyları ve bacak uzunlukları artar. Bu artış adım ve çift adım uzunluğu ile yakından ilişkilidir². Çocuklarda boyun, yaştan daha çok adım ve çift adım uzunluğu ile ilişkili olduğu belirtilmektedir¹³³. Bu nedenle çalışmamızda yürüyüşün zaman-mesafe özellikleri değerlendirilmeden önce tüm çocukların hem tedavi öncesinde hem de sonrasında boyları, bacak boy uzunlukları ölçüldü. Yapılan analiz sonucunda etkilenen ve etkilenmeyen tarafta bacak boy uzunluklarının tedavi öncesi ve sonrasında benzer olduğu tespit edildi. Bu nedenle adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve bunlara bağlı olarak yürüme hızındaki değişimlerin tedavinin bir sonucu olarak ortaya çıktığı söylenebilir. Bununla birlikte bu değişkenler detaylı olarak incelendiğinde tedavi sonrasında öncesine göre yürümenin zaman mesafe özelliklerinin hiçbirinde anlamlı düzeyde bir değişim elde edilmediği görülmektedir.

Adams ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada CP'li çocuklarda NDT'nin yürüme üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu çalışmada yürümenin bazı zaman-mesafe özellikleri tedavi öncesinde ve sonrasında pedograf kullanarak değerlendirilmiştir. Tedavi sonrasında adım ve çift adım uzunluğu, yürüme hızı ile adım genişliği artarken, kadansta anlamlı artış olmadığı saptanmıştır. Bu çalışma bizim çalışmamızdan metodolojik olarak bazı farklılıklara sahiptir. Bu

çalışmada NDT 6 hafta boyunca toplam 12 seans olacak şekilde uygulanmıştır². Diğer yandan Adams ve arkadaşları çalışmalarına unilateral spastik olgulara ek olarak diğer spastik tip CP'leri, ataksik ve diskinetik olguları da dahil etmişlerdir. Yazarlar unilateral spastik 11 çocuğu kendi içlerinde incelediğinde yürümenin zaman mesafe özelliklerinden tedavi sonrasında sadece adım uzunluğunun arttığı, buna karşılık diğer parametrelerde değişiklik olmadığını belirtmişlerdir. Yazarlar istatistiksel olarak ortaya çıkan bu anlamlı değişimin hiçbir alt grup için örneklem yetersizliği nedeniyle yeterli anlamlılığa ulaşamadığını da not etmişlerdir². Çalışmamıza toplam 15 unilateral spastik CP'li olgu katılmış olup, yürüme analizleri 3D yürüme analiz laboratuvarında yapılmıştır. NDT uygulaması ise haftada 3 olmak üzere toplam 36 seans olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Adım uzunluğu dışındaki tüm zaman mesafe özellikleri açısından sonuçlarımız Adams ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarına benzemektedir. Çalışmamızda adım uzunluğunda tedavi sonrasında anlamlı bir artışın olmayışı gerek kas tonusunda, gerekse eklem hareket açıklığında istatistiksel olarak anlamlı düzelmelerin olmayışı ile açıklanabilir.

Hemiparatik yürüme paterni yavaş, spastik, zayıf koordinasyonlu ve asimetriktrir. Hemiparatik hastaların yürüme rehabilitasyonu içinde yürüme bozukluklarını saptamak, yürümedeki asimetriyi azaltıp yürüme hızını arttırmak temel amaçlardandır¹⁰⁰.

Olgularımızın kantitatif yürüyüş analizi sonuçları incelenen zaman-mesafe ve kinetik değişkenler açısından tedavi sonrasında istatistiksel anlamlılık ifade edecek bir sonuç elde edilemediğini göstermektedir. Kinematik ölçüm sonuçlarında ise sadece etkilenen tarafta salınım fazı ayak bileği dorsifleksiyonunda tedavi sonrasında öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. Bu bağlamda olgularımızın kantitatif yürüyüşlerindeki kazanımlar oldukça sınırlı kalmıştır. Bunun en büyük sebebinin, hastalarımızın çoğunun yaş ortalamasının yüksek olması ve yürüyüş maturasyonlarını tamamlamış olmaları olduğunu düşünmekteyiz. Yürüyüş maturasyonu normal çocuklarda 6 yaştan sonra gerçekleşmektedir. CP'li çocukların normallerine

göre daha geç yürümeye başladıkları düşünülürse, bu çocuklarda yürüyüş maturasyonu için daha ileri yaşlar söz konusu olabilir^{7,80,105}.

Literatürde kas tonus bozuklukları, kas veya tendonların mekanik özelliklerindeki değişiklikler nedeniyle hipoekstansibilite, etkilenen kas gruplarının yetersiz kuvvet üretimi gibi nedenlerin kompensatuar hareket stratejileri ile birlikte, çift adım uzunluğu ve yürüme hızında azalma, kadansta artma gibi çeşitli yürüme bozukluklarına yol açabildiği belirtilmektedir⁷⁷. Ek olarak selektif kas kontrolündeki bozukluklar, zayıf denge, agonist-antagonist kas imbalansı ve aşırı kokontraksiyon da CP'li çocuklarda yürüme yeteneğini bozan unsurlar arasındadır^{40,77}. Olgularımızın statik eklem hareket açıklığı ölçümleri incelendiğinde, eklem limitasyonlarının ve çeşitli derecelerde tonus artışlarının tedavi sonrasında tümüyle ortadan kaldırılamadığı dikkati çekmektedir. CP'li çocuklarda alt ekstremitelerdeki ekstansör tonus artışı önemli bir problemdir. Plantar fleksör ve invertör kaslardaki spastisite ve beraberinde ekin pozisyonu ayak stabilitesini bozarak yürüme aktivitelerini olumsuz yönde etkiler⁴⁴.

Çalışmamızda olguların alt ekstremitte kuvvetlerine ve selektif kas kontrolüne bakılmamıştır. Ancak tedavi sonrasında kas tonusu ve eklem hareketlerinde anlamlı düzelmelerin olmadığı saptanmıştır. Bu durum uyguladığımız Bobath NDT'nin yürüyüş analizi sonuçlarımız üzerine etkili olmamasında bir faktör olabilir. Çocuklardaki etkilenen tarafta salınım fazı ayak bileği dorsifleksiyonu dışındaki hiçbir parametrede anlamlı bir değişiklik olmaması bu düşüncemizi desteklemektedir. Bu nedenle spastik CP'li çocukların tedavisinde gelişimi önemli ölçüde kısıtlayan spastisitenin inhibe edilmesi büyük önem taşır. Richardson tarafından yapılan bir derlemede Bobath NDT tedavisinin tek başına spastisiteyi azaltma şansının çok düşük olduğu belirtilmiştir. Richardson, üst motor nöron hasarı olan hastalarda kas tonusunun tümüyle normale getirilemeyeceğini, tedavide kuvvet ve güç kaybı gibi üst motor nöron sendromunun diğer özelliklerine de odaklanılması gerektiğini bildirmiştir¹⁰⁸.

Öncesiyle karşılaştırıldığında tedavi sonrasında etkilenmeyen bacakta sadece ilk temas halinde gözlenen hafif diz fleksiyon artışı, etkilenen taraftaki diz fleksiyon açısına uyumu artırmak için çocukların geliştirdikleri bir kompensatuvar cevap olabilir. Ancak bu hipotezimizi destekleyecek yeterli verimiz yoktur.

Normal ve etkin bir yürüyüşün koşullarından biri salınımda ayağın yeterli yüksekliğe ulaşmasıdır^{6,41}. Çalışma grubumuzdaki hastaların yürüyüş sırasındaki enerji tüketimindeki azalma; salınım sırasında ayağın yerden yeterli yüksekliğe ulaşması yanı sıra, statik ve dinamik denge verilerindeki anlamlı artışların da etkili olması ile açıklanabilir. Duffy ve arkadaşları da yürümede ayağın öne hareketi sırasında denge reaksiyonlarının düzelmesi ile enerji tüketimin azalabileceğini belirtmiştir³⁷.

Denge, dik postürün sürdürülmesi ve bağımsız yürüme için esastır¹⁴⁸. Yetersiz postüral kontrol mekanizmaları CP'de yürüme bozukluklarının en önemli nedenlerinden biridir¹¹². Herhangi bir sebepten kaynaklanan yürüyüş anormalliklerinin en büyük dezavantajı hastayı daha fazla enerji harcamasına zorlamalarıdır⁶.

Literatürde CP'li çocuklar için çalışmamızda denge ölçümleri için kullanılan SportKAT 3000 cihazı ile yapılan ölçümlerin güvenilirliği konusunda herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bununla birlikte Tüzün ve ark. tarafından yaşları 5-14 yıl arasında değişen sağlıklı çocuklarda SportKAT 3000 cihazı ile yapılan statik ve dinamik denge testlerinin değerlendiriciler ve aynı değerlendiricinin farklı zamanda yaptığı ölçümler arasındaki güvenilirliği düşük bulunmuştur¹⁴⁰. Cihazla ölçülen gerek statik gerekse dinamik denge indeks puanlarının 0-6000 arasındaki geniş bir aralıkta değişiyor olması ve cihaza adapte olmak için bir seanstan daha fazlasına gereksinim bulunması bu sonuca yol açmış olabilir. Bu nedenle sonuçların dikkatli değerlendirilmesi önerilir.

Yürüme sırasında tüketilen enerji harcamasında özellikle vertikal yer değiştirme önemlidir^{17,116,147}. VAM'ın vertikal hareketleri için gereken iş, yürüme sırasındaki toplam işin yaklaşık % 50'sidir. CP'li kişilerde VAM'ın vertikal hareketi artabilir. Buna bağlı olarak CP'li çocuklar sağlıklı akranlarına göre yürüme esnasında 2–3 kat fazla enerji harcarlar¹¹⁶. Çalışmamızda tedavi sonrasında çocukların enerji tüketimlerini belirlemek için kullanılan VO₂max'larının azaldığı tespit edilmiştir. Ancak VAM'daki yer değiştirme değerlendirilemediği için sonuçlarımızı bu yönde yorumlamamız mümkün olamamıştır.

Enerji tüketim ölçümlerinin CP'li kişilerde anormal yürüyüşün belirlenmesi için kullanılan bir araç olduğu kanıtlanmıştır^{72,82,63}. Enerji tüketimi dolaylı olarak O₂ sarfını hesaplayarak ölçülebilir ve bu da en kolay yoldan vücuttaki tüm enerji metabolizmasının O₂ kullanımına dayandığı gerçeğini temel alan ağızdan çıkan gazların toplanması ile yapılır⁸. Çalışmamızda yürüyüşteki enerji tüketimi ölçümleri açık devre indirek kalorimetre (Vmax 29c, Sensormedics, USA) kullanılarak maske yardımıyla yapılmıştır.

O₂ tüketimi, O₂ ölçümü cihazı bulunan bir yürüme bandı vasıtasıyla gerçekleştirilebilir. Sağlıklı kişilerde aynı hızla yüründüğünde koşu bandında ölçülen ile düz yolda ölçülen O₂ tüketimi arasında fark yoktur^{8,106}. Hemiparetik çocuklarda bantta yürüme sırasındaki submaksimal VO₂'nin ne kadar güvenilir olduğu bilinmemektedir. Koltuk değneğine veya yürütece ihtiyaç duyan kişiler koşu bandında yürüyemeyebilirler ve veriler gerçek enerji tüketimini göstermeyebilirler^{8,106}. Çalışmamızda bütün çocuklar koşu bandında tek başlarına yürüyebiliyorlardı. Banttaki yürüyüşlerinden önce tüm çocukların koşu bandı hızı belirlenirken yapılan denemelerle sağlanan koşu bandı tecrübeleri vardı. 4–16 yaş arası unilateral spastik CP'li olgularda koşu bandındaki rahat yürüme hızı yerdeki rahat yürüme hızından düşüktü. Yerdeki rahat yürüme hızı 0.72-1.15 m/sn arasında değişirken, koşu bandında 0.4-1.45 m/sn arasında değişiyordu. Daha önceki çalışmalarda kullanılan koşu bandı hızlarının ortalaması 0.67 m/sn dir^{55,58,110,142}. Ancak, olgularımızda rahat yürüme

hızlarının ortalaması 0.95 m/sn olarak bulundu. Bu nedenle O₂ tüketimini belirlemek için 0.70 m/s'lik koşu bandı hızı seçildi. Bir seanslık laboratuvar ölçümlerinin gerçek performansı gösteremeyeceği açıktır. Çocukların koşu bandına alışması ve daha ekonomik yürüyüşün sağlanabilmesi için koşu bandında daha fazla yürütülmesi gerçek performans açısından yararlı olabilir. Ancak ailelerden alınan aydınlanmış onamlar gereği protokolümüz bir seanslık değerlendirme ile sınırlandırılmıştır.

Palmer CP'de gelişimsel tedavilerin etkinliğini incelediği derleme makalesinde örneklem yaşının sonuçlarda önemli bir etken olduğunu belirtmiştir¹⁰¹. Dört yaş altı çocuklar, daha büyük yaşlardaki çocuklardan tedaviye daha iyi yanıt vermektedirler¹⁰¹. Erken yaş dönemindeki sinir sistemi plastisitesi ve yeni fonksiyonları daha kolay kazanabilme yeteneği tedaviye yanıtı olumlu yönde etkiliyor olabilir⁷. Çalışmamızda olguların yaş ortalaması 4 yaştan daha büyük olması yürüme ile ilgili sonuçlarımızın düzelme yönünde anlamlı düzeyde olmamasını açıklayabilir. Bununla birlikte bu çocukların çoğunun çeşitli sıklık ve sürelerde farklı fizyoterapi ve medikal tedavilerden yararlandıkları da bilinmektedir. Çalışmamızda çocukların ne tip bir fizyoterapi programı aldıkları sorgulanmamakla birlikte ortalama 7 yıldan beri bu programlara devam ettikleri bilinmektedir. Bu nedenle CP'li çocukların sadece erken dönemde tedaviye başlamaları değil, nitelikli bir fizyoterapi programı almaları ve gerektiğinde diğer tedavi yaklaşımlarından da yararlanabilmeleri için sık değerlendirmeler yapılarak doğru tedaviye doğru zamanda ulaşmaları için yönlendirmelerin yapılması son derece önemlidir.

Klinik araştırmalar insanlar üzerinde planlanıp yürütülen, belirli bir koruma ya da tedavi yönteminin daha önceden belirlenen sonuç ölçümü üzerindeki etkililiğini test etmek için yürütülen bilimsel çalışmalardır. Çalışmamızın birincil sonuç ölçümü yürüme analizi parametreleridir. Birincil sonuç ölçümleri üzerinde $\alpha = 0.05$ ve $\beta = 0.20$ kriterleri de dikkate alınarak iki yanlı sınamada (two-tailed) orta düzeyde bir etkililik ($d = 0.50$) saptayabilmek için gerekli örnek büyüklüğü sayısı 128 olarak hesaplanmıştır. Ancak

çalışmamızın yürütüldüğü merkezde bağımsız olarak yürüyebilen unilateral spastik CP'li çocuk sayısının fazla olmaması yanında zaman ve maliyet kısıtlılıkları da dikkate alınarak araştırmamız 15 olgu üzerinde yürütülmüştür. 3D yürüme analiz laboratuvarında yapılan değerlendirmeler oldukça objektif olmasına karşın örneklem büyüklüğümüzün çok düşük olması çalışmamızın önemli bir kısıtlılığı olup, sonuçlarımızın güvenilirliğini düşürmektedir. Bu nedenle benzer çalışmaların çok merkezli olarak yürütülmesi yeterli örnek büyüklüğünün sağlanabilmesi açısından oldukça önemlidir.

Unilateral spastik CP'de gözleme dayalı sagittal plan kinematiklerine göre dört farklı tipte yürüme tanımlanmaktadır^{39,109,126,129}. Merkezimizde bağımsız yürüyebilen unilateral spastik CP'li çocuk sayısının yetersiz olması nedeniyle çalışmamıza tüm tiplerde yürüyebilen çocuklar alınmıştır. Bu durum sonuçlarımız üzerinde etkili olmuş olabilir. Bu nedenle sonraki çalışmalarda bu faktörün de göz önüne alınması gerektiği düşünülmektedir.

Literatür incelendiğinde NDT kullanılarak yapılan ve olumlu sonuçların bildirildiği bir çok çalışmada tedavi süresinin 0.5-1 yıl arasında olduğu dikkati çekmektedir^{59,67,102,137}. Çalışmamızdaki tedavi süresi 12 hafta (3 seans/hafta) idi. Tedavi süremizin kısa olması sonuçlarımız üzerinde etkili olmuş olabilir.

Çalışmamızın bir uzmanlık tezi olması ve yetersiz zaman dilimi içerisinde gerçekleştirilmesi nedeniyle izlem yapılamamıştır. Bu önemli kısıtlılıklarımızdan biridir. Daha sonra yapılacak çalışmalarda izlem periyodlarının bulunması NDT'nin etkililiğini belirlemek açısından yararlı olacaktır.

Çalışmamız tedavi öncesi ve sonrası ölçüm sonuçlarının karşılaştırıldığı bir karşılaştırma araştırmasıdır. Karşılaştırma araştırmalarının kanıt düzeyinin düşük olduğu bilinmektedir. Bu çalışmamızın zayıf yönlerinden biridir. Bobath NDT uygulamalarının etkililiğini test edecek daha sonraki araştırmaların

randomize kontrollü bir çalışma düzeni içerisinde gerçekleştirilmesi ile kanıta dayalı sonuçlar elde edilebilecektir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular ve diğer literatür sonuçları birlikte dikkate alındığında Bobath NDT yönteminin yürüme parametreleri üzerindeki etkililiğini belirlemeyi amaçlayan daha sonra yapılacak çalışmaların erken yaşlarda, geniş serili örneklerle, randomize kontrollü bir çalışma düzeni içerisinde ve izlem periyodlarını da içerecek şekilde planlanması önerilir. Yeterli örneklemin sağlanabilmesi için çok merkezli çalışmaların özendirilmesi oldukça önemlidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bobath NDT yönteminin yürüme parametreleri üzerine olan etkilerini incelemek amacıyla yapılan çalışmamıza yaşları 11.0 ± 3.4 yıl olan, 10 (% 66.7) erkek, beş (% 33.3) kadın olmak üzere, % 40.0'ı (n=6) sağ, % 60.0'ı (n=9) sol 15 unilateral spastik CP'li olgu katıldı. Olgular haftada 3 seans olmak üzere 12 hafta boyunca tedaviye alındı. Elde edilen veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edildi ve aşağıdaki sonuçlar bulundu.

1. Olguların tedavi sonrasında kaba motor fonksiyonlardan emekleme ve diz üstü, ayakta durma, yürüme-koşma-sıçrama fonksiyonlarında anlamlı düzelmeler elde edildi. Emekleme ve dizüstü, yürüme-koşma-sıçrama bölümleri ile toplam GMFM-66 puanı için tedavi ile elde edilen etki küçükken, ayakta durma bölümü için ortaydı.

2. Tedavi sonrasında WeeFIM ile ölçülen kendine bakım, transferler ve lokomasyonda anlamlı düzeyde düzelmeler tespit edildi. Motor ve toplam WeeFIM puanlarında da anlamlı düzeyde artışlar oldu. Kendine bakım ve transferler alt ölçekleri ile motor ve toplam WeeFIM puanı için etki büyüklüğü küçük iken, lokomasyon alt ölçeği için etki orta büyüklükte idi.

3. Etkilenen taraf aktif kalça eksternal rotasyonu ile diz fleksiyon ve ekstansiyonu dışındaki eklem hareket açıklıkları ve kas tonuslarında tedavi sonrasında anlamlı düzelmeler elde edilmedi. Kalça eksternal rotasyonu ile diz fleksiyon ve ekstansiyonu için etki küçük düzeyde idi.

4. Tedavi sonrasında ebeveynler tarafından doldurulan CHQ-PF50 anketinin fiziksel ve psiko-sosyal sağlık toplam puanlarındaki artışlarla olguların sağlıkla ilgili yaşam kaliteleri anlamlı düzeyde arttı. Fiziksel sağlık için etki küçük düzeyde iken, psikososyal sağlık için orta düzeyde idi.

5. Tedavi sonrasında olguların statik ve dinamik dengeleri düzeldi. Statik denge için etki büyük iken, dinamik denge için küçüktü.

6. 3D yürüme analizi sonuçlarına göre tedavi sonrasında yürüyüşün zaman-mesafe ve kinetik verilerinde istatistiksel anlamlılık ifade edecek bir sonuç bulunamadı. Bununla birlikte etkilenen taraf salınım fazı ayak bileği dorsifleksiyonunda anlamlı düzeltilmeler kaydedildi. Bu değişken için klinik etki büyüklüğü küçüktü.

7. Tedavi sonrası olguların yürüme sırasında enerji tüketimleri azaldı. Etki büyüklüğü orta düzeyde idi.

Çalışmamızda CP'li olgulara uygulanan Bobath NDT yaklaşımı çocukların kaba motor fonksiyonlarını, günlük yaşam aktivitelerindeki bağımsızlıklarını ve yaşam kalite düzeyini artırmıştır. Ancak elde edilen bu düzeltilmeler 3D kantitatif yürüme analizi sonuçlarından salınım fazı ayak bileği dorsifleksiyon açısındaki artış dışında hiçbir parametreye yansımamıştır. Normal ve etkin bir yürüyüş için önemli parametrelerden biri olan salınım fazında ayağın yeterli yüksekliğe ulaşması yanı sıra çocukların hem statik hem de dinamik dengelerinin düzeltilmesi yürüme sırasında tükettikleri O₂ miktarını azaltarak enerji tüketiminin azalmasına neden olmuş olabilir. Bu sonucumuz NDT tedavisi ile yürümenin fizyolojik olarak daha etkin hale geldiğinin bir göstergesidir.

CP'li çocuklarda artan yaşla birlikte hastalığın primer semptomlarının yanı sıra kas-kemik gelişimindeki dengesizlikler, eklem kontraktürleri ve çeşitli kompensatuar mekanizmalar devreye girmektedir. Çalışmamızda kas tonusu ve eklem hareketlerinde belirgin düzeltilmelerin olmayışı 3D yürüme analizi ile belirlenen yürüyüşün zaman-mesafe, kinetik ve kinematik değişkenlerinde olumlu düzeltilmelerin elde edilmemesine katkıda bulunmuş olabilir. Bu nedenle CP'li çocukların deformiteler gelişmeden, nitelikli erken tedavi ve rehabilitasyon

hizmetlerinden yararlandırılmaları son derece önemlidir. Gerektiğinde diğ er tedavi yaklaşımlarından da yararlanabilmeleri için multidisipliner bakış açısıyla sık değerlendirmeler yapılarak, doğru tedaviye doğru zamanda ulaşmaları sağlanmalıdır.

Çalışmamıza alınan unilateral spastik CP'li  ocukların Tip I, Tip II ve Tip IV yürüme paternine sahip olması tedavi sonuçlarını etkilemiş olabilir. Bu nedenle daha sonra yapılacak çalışmalarda tek tip yürüme paternine sahip olacak şekilde homojen bir örneklem seçilmesi  onerilir.

Literatürde NDT kullanılarak yapılan ve yürüme parametrelerinde olumlu sonuçların bildirildiği bir çok çalışmada, tedavi süresinin 0.5-1 yıl arasında değiştiği dikkati çekmektedir. İdeal tedavi süresi konusunda da fikir birliği yoktur. Bu nedenle yapılacak sonraki çalışmaların farklı zaman dilimlerinde incelenerek en uygun tedavi süresinin belirlenmesinin uygun olacağı görüşündeyiz. Bu sayede gereksiz maliyetler düşürülerek aile veya devlet b t cesine de olumlu katkılar sağlanabilecektir.

Bobath NDT yönteminin etkinliğini belirlemeyi amaçlayan daha sonra yapılacak çalışmaların erken yaşlarda, geniş serili örneklemlerle, randomize kontrollü bir çalışma düzeni içerisinde ve izlem peryodlarını da içerecek şekilde planlanması  onerilir. Yeterli örneklemin sağlanabilmesi için çok merkezli çalışmaların özendirilmesi oldukça  onemlidir.

KAYNAKLAR

1. ACAVEDO, S. J. (1999). Physical Therapy for the Child with Cerebral Palsy. In: TECKLIN, J. S. (Ed). *Pediatric Physical Therapy*. 3. ed. Philadelphia: Saunders WB. p.: 107-162.
2. ADAMS, M. A., CHANDLER, L. S., SCHUHMANN, K. (2000). Gait changes in children with cerebral palsy following a neurodevelopmental treatment course. *Pediatr. Phys. Ther.* 12: 114-120.
3. AKALAN, E. (1999). Serebral parezili çocuklarda video bazlı yürüme analizinin gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğinin belirlenmesi (yüksek lisans tezi). İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Gelişim Nörolojisi Bilim Dalı. İstanbul.
4. ANTTILA, H. (2008). Evidence-based Perspective on CP Rehabilitation – Reviews on physiotherapy, physiotherapy-related motor-based interventions and orthotic devices. STAKES, Research Report 180. Helsinki. ISBN 978-951-33-2249-6.
5. AZAULA, M., MSALL, M. E., BUCK, G., TREMONT, R. M., WILCZENSKI, F., ROGERS, T. B. (2000). Measuring functional status and family support in older school-aged children with cerebral palsy: comparison of three instruments. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81: 307- 311.
6. BALABAN, B. (2009). Yürüme Analizi: Temel Kavramlar Ve Uygulama. BEYAZOVA, M., GÖKÇEK, KUTSAL, Y. (Ed). *Fiziksel Tıp Ve Rehabilitasyon*. 2. ed. Ankara: Güneş Kitapevi (baskıda).
7. BALABAN, B., YAŞAR, E., TUĞCU, İ., TAN, A. K., MÖHÜR, H., KALYON, T.A. (2005). Ekin yürüyüşü olan serebral palsili çocuklarda Botulinum Toksin A tedavisinin dinamik yürüyüş paternine etkisi. *Romatol. Tıp. Rehab.* 16(4): 243-249.
8. BALABAN, B., YAŞAR, E., DAL, U., YAZICIOĞLU, K., MÖHÜR, H., KALYON, T. A. (2006). The effect of hinged ankle- foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil. Rehabil.* 1-6.

9. BARRY, J. M. (2001). Historical perspective to current practice. In: SCHERZER, L. A. (Ed). *Early Diagnosis and Interventional Therapy in Cerebral Palsy an Interdisciplinary Age_Focused Approach*. New York: Marcel Dekker Inc. p.: 121-137.
10. BAŞARAN, A., AYDOĞ, E., DEMİREL, A., KARABULUT, İ. K., ÇAKCI, A. (2006). Ambule spastik serebral palside rehabilitasyonun fonksiyonel sonuçları. *Turk. Fiz. Tip Rehab. Derg.* 52(1): 6-10.
11. BAX, M. C. O. (1964). Terminology and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 6: 295-307.
12. BAX, M., BROWN, J. K. (2004). The Spectrum of Disorders Known As Cerebral Palsy. In: SCTRUTTON D. , DAMIANO, D., MYSTON, M. (Ed). *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press. p.: 9-21.
13. BAYLEY, N. (1969). Bayley Scales of Infant Development. New York: Psychological Corp.
14. BEALS, R. K. (1966). Spastic paraplegia: an evaluation of non_surgical factors influencing the prognosis for ambulation. *J. Bone. Joint. Surg.* .48-A: 827.
15. BEHRMAN, R. E. (1992). *Cerebral Palsy. Nelson Textbook of Pediatrics*. Philadelphia: WB Saunders Company. p.:1515-1516.
16. BERKER, N., YALÇIN, S., DORMANS, J., SUSSMAN, M. (2000). *Serebral Palsi Tedavi ve Rehabilitasyon*. İstanbul. Pediatrik Ortopedi ve Rehabilitasyon Dizisi. 3. kitap. s.:16.
17. BERKER, N., YALÇIN, S. (2002). Normal yürüme ve yürüme analizi-derleme. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi.* 48(2): 10-16.
18. BİTLİS, T., ÇİÇEK, A., BAŞKENT, G., GİRGİN. (2005). Cerebral Palsy'de Fizyoterapi ve Rehabilitasyon. In: ÖZCAN, H. (Ed). *Cerebral Palsy*. İstanbul: Boyut. s.:143-157.
19. BLY, L. (1991). A historical and current view of the basis of NDT. *Pediatr. Phys. Ther.* 131-135.
20. BOBATH, B.(1967). The very early treatment of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.*9: 373-390.

21. BOBATH, B., BOBATH, K. (1984). *Motor Development in the Different Types of Cerebral Palsy*. London: William Heinemann Medical Books Limited. p.: 42-57.
22. BOBATH, K. (1980). *A Neurophysiological Basis for the Treatment of Cerebral Palsy*. 2. ed., Oxford: Mac Keith Pres. Chapter 2-3.
23. BOBATH, K. (1980). *A Neurophysiological Basis for the Treatment of Cerebral Palsy*. 2. ed., Oxford: Mac Keith Pres. Chapter 7.
24. BOHANNON, R.W., SMITH, M.B. (1987). Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys. Ther.* 67(2): 206-207.
25. BRADEN, D. S., STRONG, W. B. (1990). Cardiovascular responses to exercise in childhood. *Am. J. Dis. Child.* 144: 1255-1260,
26. BUTLER, C., DARRAH, J. (2001). Effects of neurodevelopmental treatment (NDT) for cerebral palsy: an AACPD evidence report. *Dev. Med. Child. Neurol.* 43: 778-790.
27. CAMPER, K. S., LINDEN, D. W. V., PALISANO, R. J. (2000). *Physical Therapy for Children*. 2. ed. Philadelphia: WB Saunders Company. p.: 534.
28. CLOPTON, N., DUTTON, J., FEATHERSTON, T., GRISBY, A., MOBLEY, J., MELVIN, J. (2005). Interrater and intrarater reliability of the modified ashworth scale in children with hypertonia. *Pediatr. Phys. Ther.* 17: 268-274.
29. COTTALORDA, J., GAUTHERON, V., METTON, G., CHARNET, E., MAATOUGUI, K., CHAVRIER, Y. (1998). Predicting the outcome of adductor tenotomy. *Int. Orthop.* 22(6): 374-379.
30. CRENSHAW. S., HERZOG. R., CASTAGNO, P. (2000). The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 20: 210-216.
31. DAMINANO, D. L., ABELMARK, F.(1996). Relation of gait analysis to gross motor function for in cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 38: 389-294.

32. DELUCA, P. A. (1991). Gait analysis in the treatment of ambulatory child with cerebral palsy. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 264:65-75.
33. DOBSON, F., MORRIS, M. E., BAKER, R., WOLFE, R., GRAHAM, H. K.(2006). Clinician agreement on gait pattern rating in children with spastic hemiplegia. *Dev. Med. Child. Neurol.*48: 429-435
34. DOLL, E. (1965). Vineland Social Maturity Scale. Circle Pines, MN: American Guidance Service.
35. DROUGIA, A., GIAPROS, V., KRALLIS, N., THEOCHARIS, P., NIKAKI, A., TZOUFI, M., ANDRONIKOU, S. (2007). Incidence and risk factors for cerebral palsy in infants with perinatal problems: A 15-year review. *Early Hum. Dev.* 83: 541-547.
36. DROUIN, L. M., MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., MARCOUXS, S. (1996). Correlation between the gross motor function measure scores and gait spatiotemporal measures in children with neurological impairments. *Dev. Med. Child. Neurol.* 38: 1007-1019.
37. DUFFY, C. M., HILL, A. E., COSGRAVE, A. P., CORRY, J. S., GRAHAM, H. K. (1996). Energy consumption in children with spina bifida and cerebral palsy: a comparative study. *Dev. Med. Child. Neurol.* 38: 238-43.
38. GAGE, J. R. (1991). Normal gait. In: GAGE, J. R. (Ed). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Oxford. Mac Keith Pres. p.: 61-100.
39. GAGE, J. R. (1991). Hemiplegia. In: GAGE, J. R. (Ed). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Oxford: Mac Keith Pres. p.: 132-150.
40. GAGE, J. R. (2004).A Qualitative Description of Normal Gait. Pathological Gait. In: GAGE, J. R. (Ed). *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London. Mac Keith Pres. p.: 42-70.
41. GAGE, J., DELUCA, P. A, RENSHAW, T. S. (1995). Gait analysis: principles applications. *J. Bone. Joint. Surg. Am.* 77: 1607-1623.
42. GLANZMAN, A. M., SWENSON, E. A., KIM, H. (2008). Intrarater range of motion reliability in cerebral palsy: a comparison of assesment methods. *Pediatr. Phys. Ther.*20: 369-372.

43. GOLDBERG, C. (1999). Normal Motor Development. TECKLIN, J. S. (Ed). *Pediatric Physical Therapy*. Philadelphia. J.B.Lippincott Company. p.: 9-15.
44. GOLDSTEIN, M., HARPER, DENNIS. (2001). Management of cerebral palsy: equinus gait. *Dev. Med. Child. Neurol.* 43: 563-569.
45. GUPTA, B. V. (2001). Trends in Etiology and Epidemiology Of Cerebral Palsy. In. Scherzer, L. A. (Ed). *Early Diagnosis And Interventional Therapy in Cerebral Palsy an Interdisiplinary Age_Focused Approach*. New York: Marcel Dekker Inc. p.: 27-48.
46. GÜLER, C. (2000). Yürüme Analizi: Temel Kavramlar Ve Uygulama. In: BEYAZOVA, M., GÖKÇEK, KUTSAL, Y. (Ed). *Fiziksel Tıp Ve Rehabilitasyon*. Ankara: Güneş Kitapevi.p.:401-426.
47. GÜNEL, KEREM, M. (2007). Nörogelişimsel tedavi yaklaşımları, 2. Ulusal Cerebral Palsy ve Gelişimsel Bozukluklar Kongresi Konuşma Metni. İstanbul.
48. HALPERN, D. (1984). Therapeutic Exercises for Cerebral Palsy. In: BASMAJIAN, J. V., WOLF, S. L. (Eds). *Therapeutic Exercise*. Baltimore. 309-338.
49. HARIS, G. F., WERTSCH, J. J. (1994). Procedures for gait analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 75: 216-225.
50. HAZNECİ, B. (2005). Cerebral Palsy Rehabilitasyonu. In: Kalyon, T. A. (Ed): *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*. Ankara. Gata Basımevi. s.: 545-556.
51. HERNDON, W. A., TROUP, P., YNGVE, D. A. (1987). Effects of neurodevelopmental treatment on movement patterns of children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 7: 395-400.
52. HOFFWIJIK, M., UNNITHAN, V. B., BAR-OR, O. (1995). Maximal treadmill performance of children with cerebral palsy. *Pediatr. Exerc. Sci.* 17: 305-313.
53. JACOBSON, B., HAGBERG, G. (2004). Anetal risk factors for cerebral palsy. *Best Pract. Res. Clin. Obstet. Gynaecol.* 18(3): 425-436.

54. JENG, S. F., HOLT, K. G., FETTERS, L., CERTO, C. (1996). Self-optimization of walking in nondisabled children and children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *J. Mot. Behav.* 28: 15 -27.
55. KARATAŞ, M. (2003). Yürüme. *In: AKMAN, N., KARATAŞ, M. (Ed). Kinezyoloji.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı. s.: 259-280.
56. KAVCIC, A., VODUSEK, D. B.(2005). A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *Eur. J. Neurol.* 12: 582-587.
57. KAWAMURA, C., FILH, M. C. M., BARRETO, M. M., ASA, S. K. P., JULIANO, Y., NOVO, N. F.(2007). Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture.* 25: 18-24.
58. KEEFER, D. J., TSEH, W., CAPUTO, J. L., APPERSON, K., MCGREAL, S., MORGAN, D. W. (2005). Within- and between-day stability of treadmill walking VO_2 in children with hemiplegic cerebral palsy, stability of walking VO_2 in children with CP. *Gait Posture.* 21:80-84.
59. KETELAAR, M., VERMEER, A., HART, H., BEEK, E. P., HELDERS, P. M. J. (2001). Effects of a Functional Therapy Program on Motor Abilities of Children With Cerebral Palsy. *Phys. Ther.* 81(9): 1534-1545.
60. KIZILIRMAK, S. (2004). Kauda ekina sendromlu vaklarda kısa yürüme cihazının yürüyüş üzerine etkisi (uzmanlık tezi). Ankara. GATA Basımevi.
61. KNOX, V., EVANS, A. L. (2002). Evaluation of the functional effects of a course of Bobath therapy in children with cerebral palsy: a preliminary study. *Dev. Med. Child. Neurol.* 44: 447-460.
62. KOMAN, A. L., SMITH, B. P., SHILT, J. S. (2004). Cerebral Palsy. *The Lancet.* 363: 1619-1628.
63. KOOP, S., STOUT, J., STARR, R., DRINKEN, W. (1989). Oxygen consumption during walking in normal children and children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 31(59): 6 (Abstract).
64. KUBAN, K. C. K., LEVITON, A. (1994). Cerebral palsy. *N. Engl. J. Med.* 330: 188-195.
65. KULAK, W., SOBANIEC, W.(2004). Comparisons of right and left hemiparetic cerebral palsy. *Pediatr. Neurol.* 31(2): 101-108.

66. LANDGRAFT, J. M., ABETZ, L., WARE, J. E. (1996). The CHQ User's Manual. Boston: The Health Institute. New England Medical Center.
67. LAW, M., CADMAN, D., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL D. ; DEMATTEO, C. (1991). Neurodevelopmental therapy and upper-extremity inhibitive casting for children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 33: 379-387.
68. LEVITT, S. (2004). *Treatment of Cerebral Palsy and Motor Delay*. 4. Ed., UK: Blackwell Publishing Ltd. Chapter 1, 2.
69. LİVANELİOĞLU, A. (2005). Cerebral palsy'de rehabilitasyon, 1. Ulusal Cerebral Palsy ve Gelişimsel Bozukluklar Kongresi Kongre Kitabı. İstanbul.
70. MAC KEITH, R. C., MACKENZIE, I. C. K., POLANI, P. E. (1959). The little club. memorandum on terminology and classification of 'cerebral palsy'. *Cereb. Palsy. Bull.* 1: 27-35.
71. MACKEY, A. H., WALT, S. E., LOBB, G. A., STOTT, N. S. (2005). Realibility of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture.* 22: 1-9.
72. MALTAIS, D., BAR-OR, O., GALEA, V., PIERRYNOWSKI, M. (2000). Use of orthoses lowers the O₂ cost of walking in children with spastic cerebral palsy. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 33: 320-325.
73. MATTHEWA, D. J., WILSON, P. (1999). Cerebral Palsy. In: MOLNAR, G.E., ALEXANDER, M. A. (Ed). *Pediatric Rehabilitation*. Philadelphia: Hanley& Belfus Inc. p.79.
74. MAYSTON, M. (2004). Physiotherapy Management in Cerebral Palsy: An Update On Treatment Approaches. In: SCTRUTTON, D., DAMIANO, D., MYSTON, M. (Ed). *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press. p.: 147-159.
75. MAYSTON, M. (2008). Bobath concept: Bobath@50: mid-life crisis- what of the future?. *Physiother. Res. Int.* 13: 131-136.
76. MCCORMIC, A., BRIEN, M., PLOURDE, J., WOOD, E., ROSENBAUM, P., MCLEAN, J. (2007). Stability of the gross motor function classification

- system in adults with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 49: 265-268.
77. MCGIBBON, N. H., ANDRADE, C. K., WIDENER, G. CINTAS, H. L. (1998) Effect of an equine-movement therapy program on gait, energy expenditure, and motor function in children with spastic cerebral palsy : a pilot study. *Dev. Med. Child. Neurol.* 40 (11): 754-762.
 78. MILLER, F. (2007). *Physical Therapy of Cerebral Palsy*. USA: Springer. Chapter 1. , 345.
 79. MOLNAR, G. E., GORDON, S. U. (1976). Cerebral palsy: predictive value of selected clinical sings for early prognostication of motor function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 57(4): 153-158.
 80. MOLNEAERS, G., DESLOOVERE, K., EYSEN, M., DECAT, M., JONKERS, L., DE COCK, P. (1999). Botulinum toxin type a teratment of cerebral palsy: an integrated approach. *Eur. J. Neurol.* 6: 51-57
 81. MORRIS, C.(2007). Definition and classification of cerebral palsy: a historical perspective. *Dev. Med. Child. Neurol.* 49: 3-5.
 82. MOSSBERG, K. A., LINTON, K. A., FRISKE, K. (1990). Ankle-foot orthoses: Effect on energy expenditure of gait in spastic diplegic children. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 71: 490- 494.
 83. MSALL, M. E., DIGAUDIO, K. M., DUFFY, L. C. (1993). Use of functional assessment in children with developmental disabilities. *Phys. Med. Rehabil. Clin. North. Am.* 4: 517- 27.
 84. MSALL, M. E., DIGAUDIO, K. M., ROGERS, B. T., LAFOREST, S., CATANZARO, N. L., CAMPBELL, J., WILCZENSKI, F., DUFFY, L. C. (1994). The functional independence measure for children (WeeFIM): conceptual basis and pilot use in children with developmental disabilities. *Clin. Pediatr.* 33: 421-430.
 85. MSALL, M. E., DIGAUDIO, K., DUFFY, L. C., LAFOREST, S., BRAUN, S., GRANGER, C. V. (1994). WeeFIM: Normative sample of an instrument for tracking functional independence in children. *Clin. Pediatr.* 33: 431- 438.

86. MURPHY, N. SUCH-NEIBAR. T. (2003). Cerebral palsy diagnosis and management: the state of the art. *Curr. Probl. Pediatr. Adolesc. Health. Care.* 33: 146-169.
87. MUTCH, L. W., ALBERMAN, E., HAGBERG, B., KODAMA, K., VELICKOVIC, M. V. (1992). Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going?. *Dev. Med. Child. Neurol.* 34: 547-555.
88. MUTLU, A., LİVANELİOĞLU, A., KEREM. GÜNEL., M.(2008). Reliability of ashworth and modified ashworth scales in children with spastic cerebral palsy. *BMC. Musculoskeletal Disorders.* 9: 44-51.
89. MUTLU, A, (2008). Riskli İnfantların Erken Rehabilitasyon Döneminde Prechtl Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
90. NODMARK, E., HAGGLUND, G., JARNLO, G. B. (1997). Reliability of the gross motor function measure in cerebral palsy. *Scand. J. Rehabil. Med.* 29: 25-28.
91. ODDING, E., ROEBROECK, M.E., STAM, H.J. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disabil. Rehabil.* 28(4): 189-191.
92. OEFFINGER, D. J., TYLKOWSKI, C. M., RAYENS, M. K., DAVIS, R. F., GORTON, G. E., D'ASTOUS, J., NICHOLSON, D. E., DAMIANO, D. L., ABEL, M. F., BAGLEY, A. M, LUAN, J. (2004). Gross motor function classification system and outcome tools for assessing ambulatory cerebral palsy: a multicenter study. *Dev. Med. Child. Neurol.* 46: 311-319 ,
93. OLNEY, S. J., WRIGHT, M. J. (2000). Cerebral Palsy. In: CAMPER, K. S. (Ed). *Physical Therapy for Children.* 2. ed., Philadelphia: WB Saunders Company. p.: 534-570.
94. OTMAN, S., DEMİREL, H., SADE, A. (2003). *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri.* Ankara: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları. s.: 50-85
95. OTTENBACHER, K. J., MSALL, M. E., LYCON, N., DUFFY, L. C., GRANGER, C. V., BRAUN, S. (1997). Interrater agreement and stability of the functional independence measure for children (WeeFIM): use in

- children with developmental disabilities. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78: 1309-1315.
96. OTTENBACHER, K. J., MSALL, M. E., LYCON, N., DUFFY, L. C., ZİVİANİ, J., GRANGER, C. V., BRAUN, S. (2000). Functional assesment and care of children with neurodevelopmental disabilities. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 79(2): 114-123.
97. OTTENBACHER, K.J., MSALL, M.E., LYCON, N., DUFFY, L.C., ZİVİANİ, J., GRANGER, C.V., BRAUN, S., FEIDLER, R.C. (2000). The Weefim instrument: its unility in detecting change in children with developmental disabilities. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81: 1317-1326.
98. ÖZARAS, N., YALÇIN, S. (2001). Yürüme Analizi. İstanbul. Avrupa Tıp Kitapçılık Ltd. Sti. s.:35.
99. ÖZDOĞAN, H., RUPERTO, N., KASAPÇOPUR, O., BAKKALOĞLU, A., ARISOY, N., ÖZEN, S., UĞURLU, Ü., ÜNSAL, E., MELİKOĞLU. M. (2001). Paediatric rheumatology international trials organisation. The Turkish version of the childhood health assessment questionnaire (CHAQ) and the child health questionnaire (CHQ). *Clin. Exp. Rheumatol.* 19(23): 158-162.
100. ÖZDOLAP, S., KARAGÖZ, A., KARAMERCAN, A., ÖZGİRGİN, N. (2001). Hemiplejik hastaların kinematik yürüme analizi. *Romatizma.* 16(2): 95-
101. PALMER, F.B.(1997) Evaluation of Developmental Therapies in Cerebral Palsy. *Mental Retardation And Developmental Disabilities Research Reviews* .3: 145-152.
102. PALMER, F. B, SHAPIRO, B. K, WACHTEL, R. C., ALLEN, M. C., HILLER, J. E, HARRYMAN, S. E., MOSHER, B. S., MEINERT, C. L., CAPUTE, A. J. (1988b). The effects of physical therapy on cerebral palsy. A controlled trial in infants with spastic diplegia. *N. Engl. J. Med.* 318: 803-808.
103. PATEL, D. R. (2005). Therapeutic interventions in cerebral palsy. *Indian. J. Pediat.* 72(11): 979-983.

104. PATRICK, J. H., ROBERTS, P., COLE, G. F. (2001). Therapeutic choice in locomotor management of the child with cerebral palsy- more luck than judgement?. *Arch. Dis. Chil.* 85: 275-279.
105. PELLICO, L. G, TORRES, R. R., MORA, C. D. (1995). Changes in walking pattern between five and six years of age. *Dev. Med. Child. Neurol.* 37: 800-806.
106. PERRY, J. (1992) Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare NJ: Slack Inc: p.:443-490
107. POLISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E., GALUPPI, B. (1997). Development and validation of gross motor function classification system for children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 39: 214-223.
108. RICHARDSON, D. (2002). Physical therapy in spasticity. *Eur. J. Neurol.* 9 (1). 17-22.
109. RODA, J., GRAHAM, K. H. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia a basis for a management algorithm. *Eur. J. Neurol.* 8 (5): 98-108.
110. ROSE, J., GAMBLE, J. G., MEDEIROS, J., BURGOS, A., HASKELL, W. L. (1989). Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: Comparison of heart rate and oxygen uptake. *J. Pediatr. Orthop.* 9: 276-279
111. ROSE, J., GAMBLE, J. G., MEDEIROS, J., BURGOS, A., HASKELL, W. L. (1990). Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 32: 333-340
112. ROSE, J., WOLF, D. R., JONES, W. K., BLOCH, D. A., OEHLERT, J. W., GAMBLE, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 44(1) : 68-63
113. ROSENBAUM, D. J., AVERY, P. L., , LANE, L. M. (2002). Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM-88) User's Manual. London: Mac Keith Press. p.: 56-123.

114. ROSEMBAUM, P., PANET, N., LEVITON, A., GOLDSTEIN, M., BAX, M. (2007). A report: The definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 49: 7-14.
115. RUSELL, D. J., ROSENBAUM, P. L., LANE, M., GROWLAND, C., GOLDSMITH, C. H., BOYCE, W. F., PLEWS, N. (1994). Training users in gross motor function measure: methodological and practical issues. *Phys. Ther.* 74: 630-636.
116. RUSSELL, D. J., BENNETT, B. C., KERRIGAN, D. C., ABEL, M. F. (2007). Determinants of gait as applied to children with cerebral palsy. *Gait posture.* 26: 295-300
117. RUSSELL, D. J., ROSEMBAUM, P. L., CADMAN, D. T., GOWLAND, C., HARDY, S., JARVIS, S. (1989). The gross motor function measure: a means to effect of physical therapy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 34: 341-352.
118. SADE, A., OTMAN, A. S. (1991). Serebral Paralizi'de Değerlendirme Ve Tedavi Yöntemleri. Ankara: Hacattepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları. s.: 54-55
119. SCHERZER, L. A. (2001). *Early Diagnosis And Interventional Therapy in Cerebral Palsy an Interdisiplinary Age_Focused Approach.* 3. ed., New York: Marcel Dekker Inc. p.: 35,122.
120. SCHWARTZ, M. (2004). Kinematics of Normal Gait. In: GAGE, J. (Ed). *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy.* London. Mac Keith Pres. p.: 99-133.
121. SCTRUTTON D., DAMIANO, D., MYSTON, M. (2004). *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy,* Mac Keith Pres. p.: 147-160.
122. SERDAROĞLU, A., CANSU, A., ÖZKAN, S., TEZCAN, S. (2006). Prevalence of cerebral palsy in Turkish children between the ages of 2 and 16 years. *Dev. Med. Child. Neurol.* 48: 413-416.
123. SIEBES, C. R., WIJNROKS, L., VERMEER, A. (2002). Qualitative analysis of therapeutic motor intervention programmes for children with cerebral palsy: an update. *Dev. Med. Child. Neurol.* 44(9): 593-603.

124. SMIDT, G. T., WYATT, M. P. (1990). Rudiments of Gait. In: SMIDT, G. T. (Ed). *Gait in Rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone. p.:1-43.
125. SPIRA, D. G. (1996). Rehabilitation of Children and Adults with Cerebral Palsy. In: Braddom, R. L. (Ed). *Physical Medicine and Rehabilitation*. Philadelphia: Saunders WB. p.: 1113-1132.
126. SportKAT Balance Trainer, Instruction and operation manual, version 3.1. SportKat, LLC-Vista CA 92083 1-15.
127. STEMPIEN, L. M., GAEBLER, SPIRA, D. (2000). Rehabilitation of Children and Adults with Cerebral Palsy. In: BRADDOM, R. L. (Ed). *Physical Medicine and Rehabilitation*. Philadelphia. Saunders WB. p.1113-1132
128. STOUT, J. L., GAGE, J. R. BRUCE, R. (1994). Joint kinetic patterns in spastic hemiplegia. *Dev. Med. Child. Neurol.* 70 (suppl). 8-9. (abstract),
129. STOUT, J., GAGE. J. R., VAN HEEST, A. E. (2004). Hemiplegia: Pathology and Treatment. In: GAGE, J.R., MINNESOTA, S.P. (ed). *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Cambridge: Mac Keith Press. p.: 315-316.
130. STOUTH, J. L. (1995). Gait: Development And Analysis. In: CAMPBELL, S. K. (Ed). *Physical Therapy for Children*. Philadelphia, WB Saunders. p.: 88-104.
131. STOUTH, J. L., KOOP, S. (2004). Energy Expenditure in Cerebral Palsy. In: GAGE, J. *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London. Mac Keith Pres. p.: 146-164
132. STYER, J. (1999). Physical Therapy For The Child With Cerebral Palsy. In: Tecklin, J. (Ed). *Pediatric Physical Therapy*. 3. ed., Philadelphia: Lippincott Williams& Wilkins. p.: 107-162.
133. SUTHERLAND, D. H., OLSEN, R. A., BIDEN, E. N.(1988). The development of mature walking clinics in developmental medicine. Philadelphia. JB Lippincot. p.:55-65, 178-183
134. ŞİMSEK, İ. (2000). Serebral Palsi. In: BEYAZOVA, M., KUTSAL. Y. G. (Ed). *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*. Ankara: Güneş Kitabevi. s.: 2395-2439.

135. TERVO, R. C., AZUMA, S., STOUT, J., NOVACHECK, T. (2002). Correlation between physical functioning and gait measures in children with Cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 44 (3): 185-190
136. THOMAS, B. F., WINTER, J. R., GAGE, J. R., HICKS, R. A. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J. Bone. Joint. Surg.* 69-a(3): 437-441.
137. TRAHAN, J., MALOUIN, F. (1999). Changes in the gross motor function measure in children with diffrens type of cerebral palsy: an eight- month follow – up study. *Pediatr. Phys. Ther.* 11: 12-17.
138. TSORLAKIS, N., EVAGGELINO, C., GROUIOS, G., TSORBATZOU, C. (2004). Effect of intensive neurodevelopmental treatment in gross motor function of children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 46(11). p.: 740-745.
139. TÜKEL, E. (2007). Serebral paralizili ve sağlıklı çocuklarda yazı yazma yeteneğine etki eden faktörlerin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
140. TÜZÜN, E. H., DAŞKAPAN, A., AYTAR, A., BAŞTUĞ, Z. Ö., EKER, L. “Okul Çocuklarında Kinesthetic Ability Trainer (KAT 3000) Üzerinde Yapılan Denge Testlerinin Güvenirliği”. I. Ulusal Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi, Fizyoterapi Rehabilitasyon, 18 (2), 125, Ankara, 4-6 Mayıs 2007.
141. TÜZÜN, E. H., EKER, L. (2001). Serebral paralizi ve koruyucu hekimlik. *Sted.* 10(8): 294-297.
142. UNNITHAN, V. B., DOWLING, J. J., FROST, G., BAR-OR, O. (1996). Role of cocontraction in the O₂ cost of walking in children with cerebral palsy. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 28: 1498-1504.
143. VAN ZELST, B. R., MILLER M. D., RUSSO, R. N., MURCHLAND, S., CROTTY, M. (2006). Activities of daily living in children with hemiplegic cerebral palsy: a cross-sectional evaluation using the assessment of motor and process skills. *Dev. Med. Child. Neurol.* 48 (9): 723-727.
144. VELICKOVIC, T. D., VELICKOVIC, M. P. (2005) Basic Principles of the Neurodevelopmental Treatment. *Medicina.* 42(41): 112-120.

145. WATERS, R. L., MULTROY, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait posture*. 9: 207-231.
146. WHEELWRIGHT, E. F., MINNS, R. A., ELTON, R. A., LAW, H. T. (1993). Temporal and spatial parameters of gait in children II: pathological gait. *Dev. Med. Child. Neurol.* 35: 114-125
147. WHITTLE, M. N. (1991). *Gait Analysis: An Introduction*. Oxford. Butterworth Heinmann. p.: 42-88,130-202
148. WRIGHT, T, NICHOLSON, J. (1973): Physiotherapy for the spastic child: An evaluation. *Dev. Med. Child. Neurol.* 15:146-163.
149. WYATT, M. P. (1990). Gait İn Children. In: SMIDT. G. (Ed). *Gait in Rehabilitation*. New York. Churchill Livingstone. p.: 157-184.
150. YILMAZYÜRK, Ş., ÜÇKARDEŞ, A.O., EKER, M., (2005) *Yürüme Analizi*. In: ÖZCAN, H. (Ed). *Cerebral palsy*. İstanbul. Boyut. s.: 95