무정위성 뇌성마비아의 목발 유형에 따른 보행 형태와 에너지 소모량의 비교

고명숙 · 황선관
서울장애인종합복지관

The Effects of Three Different Types of Crutches on Gait Parameters and Energy Consumption of a Child with Athetoid Cerebral Palsy

Myung-Sook Ko · Seon-Gwan Hwang
Departmant of Physical Therapy, Seoul Community Rehabilitation Center

Abstract

The purpose of this study was to compare gait patterns and energy consumption in a child with athetoid cerebral palsy when he used axillary crutch, forarm crutch and 7-shaped crutch and to determine which crutch should be recommended as a walking aid for that child. Alternation treatment design analysis was used. The results were as following : 1. The step time, speed and single support time in gait were increased with a 7-shaped crutch compared with other crutches. However, the double support time was increased with a axillary crutch compared with other crutches. 2. Sagittalplane kinematic and kinetic profiles were more similar to normal profiles with a 7-shaped crutch than other crutches. 3. The energy consumption was increased with a 7-shaped crutch compared with other crutches. Therefore above results should be taken into account when we select the type of crutch during the rehabilitation process.

Key words : Crutch gait, Athetosis, Gait pattern, Energy consumption.

I. 서 론

뇌성마비아는 자세 조절 결핍, 비정상적인 근 긴장도와 병적인 근육 조절 때문에 독립적으로 걷는 것이 어렵게 된다. 보행을 하기 위해서는 중력에 대항하여 안정된 자세를 유지할 수 있는 자세 조절이 선행되어야 한다.

뇌성마비아에게 안정성과 이동성을 제공하여 독립적인 보행을 할 수 있도록 보조장비(walking aids)를 처방하게 된다. 임상에서는 일반적으로 보행기와 '목발을 사용한다. 그러나 학교 생활에서 보행기는 문턱으로 이동하는데 제한이 있으며, 겨드랑이 목발은 겨드랑이 밑에 대고 이동하기 때문에 목발에 기대려는 경향이 나타나 엉덩 관절의 내전과 다리의 굴곡, 몸통은 옆으로 기울어지

게 된다. 또한, 어깨는 안쪽 돌림(internal rotation)되고 전완은 엎침(pronation)되어 경직과 근긴장이 오히려 증가한다. 전완 목발(forearm crutch)은 어깨 주위와 체간이 둥글게 구부러지도록 만들고, 전완을 엎침되도록 촉진시킨다. 균형을 잡기 위해서 과도한 노력이 필요할 때 하지는 내전되고 대퇴관절은 내회전 된다고 한다(김종만, 2001). Hinton(1982)은 아동이 겨드랑이 목발로 걸을 때 상지가 체중부하의 참여를 많이 하므로, 전완 목발(ortho crutch)보다 심박동과 에너지 소모량이 유의하게 증가한다고 보고하였다.

또한, 뇌성마비 아동이 보조장비를 가지고 보행하는 동안 심박동이 높아지고 걸음 속도가 늦어지므로 생리학적 과부하로 인한 부담을 지니게 된다(Rose, 1989). 일상생활에서 걷는 동안 보조장비는 필수적인데, 에너지 소모량을 줄여야 최소한의 노력으로 장기간의 사용이 가능하다. 정렬 상태를 유지하며 보행을 했을 때 골격계 변형을 방지하고 안정적인 자세를 취할 수 있어 보행 수준이 증진되며 최소한의 에너지 소모량을 필요로 할 것이다.

97년에 일본에서 제작된 7자형 목발을 경직형 양하지 뇌성마비 아동에게 적용하였더니 기존의 전완 목발과 비교하여 보다 몸통을 편 자세로 보행하는 것을 보고하였다(田本朋巳, 1997).

선행 연구 결과와 같이 목발 유형에 따라 뇌성마비아의 보행 특성과 정렬 상태에 영향을 미치므로 이에 대한 연구가 필요하다. 또한 에너지 소모량을 측정하여 일상생활을 용이하게 할 수 있는 목발의 유형을 알아보고자 한다.

목발 유형의 비교에서 경직형 양하지 뇌성마비 아동의 적용은 해보았으나 다른 타입에 대한 비교 연구는 드물었다.

따라서 이 연구의 목적은 전완 목발, 겨드랑이 목발, 7자형 목발을 무정위성 뇌성마비 아동에게 적용하여 보행 변수, 각 관절의 움직임과 모멘트, 힘 그리고 에너지 소모량을 비교하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

1) 환아 : 이OO, 7세, 남

2) 주소 : 간헐적 경직형 무정위성 마비

3) 출산력 : 환아는 37주에 정상 분만하였으나 난산 이였고 몸무게는 2.97 kg이었다. 출생 당시 호흡곤란으로 산소호흡기를 착용하였으며 출생 후 황달로 10일간 입원 치료하였다.

4) 발달학적 검사 : 10개월에 고개 가누기가 가능하였고, 배밀이는 13개월에 네발 기기는 18개월에 하였으며 바닥에서 일어나 앉기는 19개월에 가능하였다.

5) 신경학적 검사 : 경직은 수정된 Ashworth척도 상 발꿈치가 오른쪽이 1+, 왼쪽이 1이었다. 자세 긴장도의 변화는 저긴장도에서 높은 긴장도로 수시로 변화하며 저긴장도가 강하게 나타난다. 하지의 기능이 상지보다 좋으며 왼쪽 하지가 오른쪽 하지보다 좋다.

6) 기능적 수준 : 혼자 바닥에서 네발기기 자세를 만들어 앉기가 가능하고 여러 자세로 변형하여 앉기를 취하면서 두 손을 자유로이 조작하는 것이 가능하다. 네발기기는 주로 두 하지를 동시에 끌고 가는 토끼뜀으로 한다. 바닥에서 쭈그려 앉은 자세를 만들

어 두 손을 바닥에 지지하고 혼자 일어나기가 가능하다. 이 때 서기 자세는 골반의 전방굽힘과 양 무릎이 뒤로 빠지고 발가락에선 불수의 동작(involuntary movement)을 보였다. 5-10회 정도 걷기를 수행하는데, 대체적으로 신전 패턴이 강하여 보상 패턴으로 두 손을 높이 들고 고개를 앞으로 내미는 자세를 취한다.

2. 연구 설계

본 연구는 단일 사례 연구 방법(single subject design)중에서 교대 치료 디자인(alternation treatment design)에 의해 기초선을 두지 않고 3가지 유형의 목발을 이용하여 동시에 실험하였다.

3. 연구 방법

1) 실험에 사용된 목발(그림 1)

(1) 겨드랑이 목발 (axillary crutch)

타이완에서 제작된 알루미늄 재질의 목발을 사용하였다.

(2) 전완 목발 (forearm crutch)

타이완에서 제작된 알루미늄 재질의 목발을 사용하였다.

(3) 7자형 목발 (seven crutch)

일본 송영제작소(松永製作所)에서 제작하고 경합금 재질로 경량이다.

2) 측정 방법

3가지 목발은 평가 전 아동이 보행에 익숙해지도록 적응 기간을 1달간으로 하였다. 목발 순서에 의한 영향을 배제하기 위하여 목발 형태를 기록한 3장의 표를 골고루 섞은 후 대상자에게 한 장씩 뽑게 하여 측정할 목발 형태의 순서를 선정하였다.

(1) Motion analysis

보행 분석은 Vicon 370 3차원 동작 분석기를 이용하였으며 대상자가 걷는 동안 걸음수(cadence), 걸음 길이(step length), 속도(velocity), 양다리 딛기 시간(double support time)과 한 다리 딛기 시간(single support time)을 측정하였다. 또한 걷는 중 관절 각도(kinematics)와 관절의 모멘트와 힘(kinetics)을 시상면, 관상면, 횡단면의 3차원상으로 측정하였다.

(2) 에너지 소모량

2001년 11월 19일부터 12월 8일까지 3주간 9회를 실시하였다.

보행과 안정 시의 심박동수는 Polar Accurex Plus™를 사용하여 측정하였다. 이 기기는 시계 모양의 무선 심박동 수신기

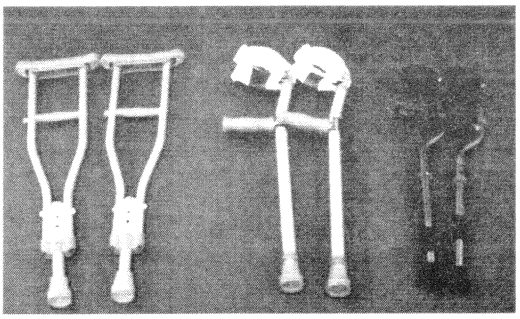


그림 1. 겨드랑이 목발, 전완목발, 7자형 목발

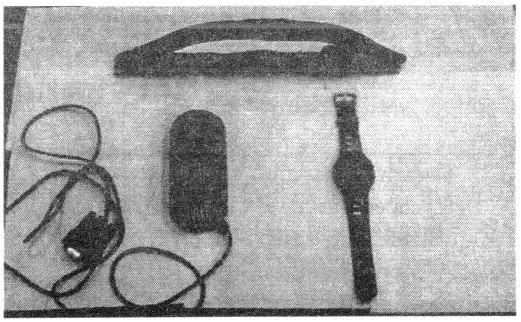


그림 2. Polar Accurex Plus™ heart rate monitor

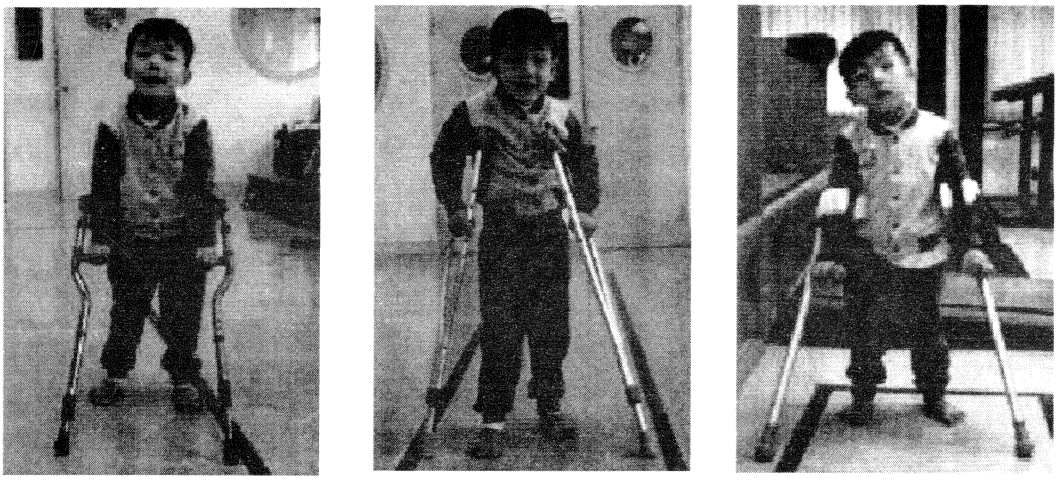


그림 3. 7자형 목발 겨드랑이 목발 전완 목발

(wrist receiver), 심박동 감지기가 내장된 띠(chest band) 그리고 이 띠를 가슴 부위에 고정하기 위해 연결되는 탄력끈(elastic strap)으로 구성된다(그림 2). 무선 심박동 수신기에 저장된 자료는 Polar interface plus를 통해 컴퓨터에 입력되었고, 개인용 컴퓨터 프로그램인 Polar training advisor software에 의해 분석되었다.

보행 심박동수는 치료실 바닥에 색깔 테이프를 이용하여 10×4 m 크기의 검사영역을 표시하고 아동에게 "앞을 보고 편안히 걸어서 돌아오세요. 시작이라는 말을 하면 출발하세요, 시작" 이라는 구두명령을 하고 표시를 따라 걸어서 돌아와 20 m를 걷게 하여 보행 시간과 심박동수 값을 입력한다. 안정시 심박동수는 선택된 목발로 측정 후 바닥에 앉아서 5분간 실시하였다. 보행에 집중할 수 있도록 방해받을 수 있는 환경은 제거하고 검사자와 아동 둘이서 조용한 치료실에서 실시하였다(그림 3).

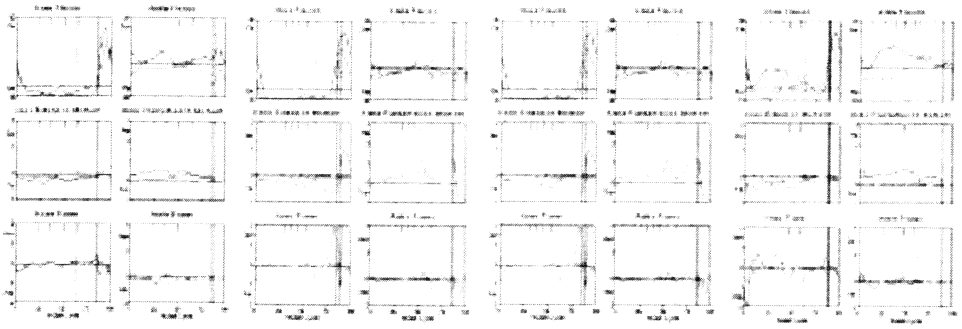
III. 결 과

1. Motion analysis

1) Temporo-spatial data

표 7. 동작분석 결과 (temporospatial data)

보행요소	Normal Data	보조없이 걷기	7자형목발	전완목발	겨드랑이목발
		Rt / Lt	Rt / Lt	Rt / Lt	Rt / Lt
Cadence(step/min)	100	48 / 45	45 / 44	43 / 44	25 / 24
Speed(m/s)	1.15	0.11 / 0.09	0.15 / 0.14	0.15 / 0.10	0.06 / 0.05
Stride length(m)	1.37	0.27 / 0.25	0.40 / 0.37	0.42 / 0.28	0.27 / 0.22
Step Time(s)	0.59	1.57 / 0.93	1.45 / 1.27	1.15 / 1.65	2.30 / 2.62
Single Support(% cycle)	36.13	12.67 / 13.75	12.58 / 14.72	11.90 / 11.73	8.68 / 5.08
Double Support(% cycle)	27.72	72.67 / 74.38	72.33 / 74.23	76.78 / 75.92	86.11 / 88.47



보조없이 혼자 걷기　　7자형 목발　　겨드랑이 목발　　전완 목발

그림 4. Analysis of kinematic / kinetic data (시상면)

걸음수는 7자형 목발에서 45 steps/m, 전완 목발 43 steps/m, 겨드랑이 목발 25 steps/m으로, 속도는 7자형 목발에서 0.15 m/s, 전완 목발 0.15 m/s, 겨드랑이 목발 0.06 m/s이다. 겨드랑이 목발은 한발로 지지하는 시간(single support time)은 짧아지고 양하지 지지 시간은 늘어났다. 반면, 7자형 목발은 한발로 지지하는 시간(single support time)은 늘어나고 양하지 지지 시간은 짧아졌다(표 1).

2) Analysis of kinematic / kinetic data

운동 형상학적 분석은 시상면은 7자형 목발이 가장 정상 보행에 가까웠으며 관상면에서는 전완 목발이 정상 보행에 가장 가까웠다. 운동 역학적 분석은 7자형 목발이 발목에서 모멘트와 힘이 가장 높았다(그림 4).

2. 에너지 소모량

심박동수는 5초마다 입력하고 적어도 마지막 부분의 안정된 수치를 1분 이상 평균하여 분석하였다.

Energy expenditure Index (EEI) = walking heart rate- resting heart rate / walking velocity (Rose et al. 1985, 1990)

실험 대상자의 목발 유형에 따른 에너지 소모량의 평균값은 7자형 목발 2.5%, 전완 목발 3.5%, 겨드랑이 목발 6.18%로 7자형 목발이 에너지 소모량이 가장 낮았다(그림 5).

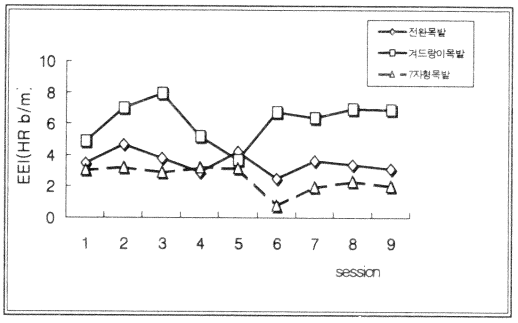


그림 5. 목발 유형에 따른 에너지 소모량

IV. 고 찰

정상 보행은 몸을 기능적으로 상체(passenger)와 이동(locomotor)의 2부분으로 나눌 수 있다. 상체에서 머리, 목, 팔, 몸통, 골반의 근육 활동은 정상적으로 걷는 동안

미세한 자세 변화와 함께 척추 정립을 유지하여야 한다. 이동은 4가지의 다른 기능을 필요로 하는데 첫째, 추진력 있는 힘의 일반화 둘째, 어떠한 변화에도 정립의 안정성 유지 셋째, 각 걸음의 시작에서 바닥에 닿을 때 최소한의 충격 넷째, 근육에서 요구하는 활동량을 줄여서 에너지를 사용하여야 정상적인 보행을 할 수 있다고 한다(Perry, 1992).

보행 분석을 위해서는 여러 측면을 측정하여 포괄적인 평가를 하게 되는데 운동형상학적 분석(kinematic analysis), 동적 근전도(dynamic electromyography) 및 에너지 소모량 측정(energy expenditure measurement)등이 포함된다. 본 연구에서 선택한 운동형상학적 분석은 변위(displacement)와 속도, 가속도를 사용하여 기하학적으로 기술하는 방법이다. 또한 운동역학적 분석(kinetic analysis)은 무게에서 창조되는 회전력이 관절 움직임의 원인인데 이를 moment 혹은 torque라고 하며, 힘(power)은 관절 모멘트 조직망과 관절 각속도에서 얻어진다(James, 1991).

정상아의 보행 속도는 1.01~1.25 m/s이나 엉덩이와 무릎이 굴곡 자세를 하고 있는 5-17세의 경직형 양하지 뇌성마비 아동은 평균 40 m/min의 속도로 걷는다. 또한 심박동수와 산소 소모량은 평균 145 bpm과 18.6 mℓ/kg · min으로 높아서 매우 비효율적인 보행을 한다(Campbell, 1978). 본 연구에서 대상자들은 보행 속도가 7자형 목발에서 0.15 m/s, 전완 목발 0.15 m/s, 겨드랑이 목발 0.06 m/s로 감소한 결과를 보였다.

강직(spasms)이 심각하지 않은 무정위성(athetosis) 아동의 경우 자세 근 긴장도가 아주 낮거나 또는 높은 등 심한 편차를 보인다. 하지의 보행 패턴은 점진적인 움직임을 못할 정도로 불량하며 움직임도 개개의 관절에서 개별적으로 일어나는 것이 아니고 전체적으로 일어난다. 보행 시 하지를 과도하게 들어 올리며 입각기에는 내전, 내회전, 복측 굴곡 시키면서 바닥에 내린다. 대퇴관절은 약간 굴곡되어 있고, 요추는 과신전 되어 있다. 흉추는 과도하게 둥근 모양을 하고 있고, 경추는 과신전되어 있다. 그리고 턱은 앞으로 돌출되어 있다. 움직임이 total pattern으로 나타나 활보장과 걸음, 속도, 걸음수가 감소하는 것으로 보고하였다. 엉덩이와 무릎이 굴곡 자세인 경직형 양하지 뇌성마비 아동은 항중력 근육 근력의 과도한 사용을 요구하고 천천히 걸으면서 주저 앉는 것을 막으려고 한다. 이와 같은 보상 패턴의 보행 형태는 산소 소모량을 증가시키고 쉽게 피로를 호소한다. 정상인은 나이 들면서 산소 소모량을 적게 쓰게 되는데 뇌성마비 아동은 체중과 크기가 늘어나면서 자신의 몸무게를 더하여 이동해야 한다. 따라서 걷는 것을 잃어버리거나 휠체어에 의존하게 된다(Perry, 1992).

뇌성마비아의 보행을 기능적으로 보조하려면 바른 정립 자세를 유지하며 에너지 효율을 고려하여 가능한 한 불편을 최소화한 것이 적용되어야 한다. Rose 등(1990)에 의한 연구에서 뇌성마비 아동과 정상 아동에서 걷는 동안에 산소 섭취와 심박동수 사이에는 직선관계가 있다고 하였다. 따라서 심박동수를 사용하여 에너지 소모량 지수로 사용할 수 있다.

비정상적인 보행을 하는 뇌성마비 아동은 정상아동과 비교할 때 트레이드밀에서 걷는 동안 산소 소모량이 증가하였다(Rose, 1993). 겨드랑이 목발은 상지에서 전체 체간의 무

게를 보조하므로 하지 관절염 환자에서는 적은 체중부하로 손상을 줄일 수 있었다 (Shiokawa, 1993). 또한 Hall(1991)은 여러 목발 유형을 비교한 결과 Canadian crutch가 에너지 소모량이 가장 적게 측정되었다.

본 연구에서도 에너지 소모량의 평균값은 7자형 목발 2.51%, 전완 목발은 3.51%, 겨드랑이 목발 6.18%로 7자형 목발에서 에너지 소모량이 가장 낮았다.

田本朋巳(1997)는 전완 목발과 전완지지 협송엽장의 장점을 고려하여 7자형 목발을 제작하여 3가지의 목발 유형을 경직형 양하지 뇌성마비에게 적용하여 몸의 자세를 비교하였을 때 7자형 목발이 몸통을 편 자세를 쉽게 이끌어 내며 상지의 조작성도 향상되었다고 하였다. 이는 목발의 굴곡 부위를 2곳으로 하여 목발과 전완의 축이 일치하도록 만들어 전완 지지 목발과 같이 상지의 신전과 외전을 만들어 몸체의 신전 활동을 이끌어 내기가 쉽고 무게가 가벼우며 모양이 양호하다는 장점이 있다. 본 연구에서도 운동 형상학적 분석은 시상면은 7자형 목발이 가장 정상 보행에 가까웠으며 관상면에서는 전완 목발이 정상 보행에 가장 가까웠다. 운동 역학적 분석은 7자형 목발이 발목에서 모멘트와 힘이 가장 높았다.

각 아동의 보행 능력과 결함 정도는 아동 개개인마다 다르므로 가장 에너지 효율이 좋고 바른 자세 패턴의 보행을 제공하기 위한 목발을 찾아주려면 개개인의 평가에 근거하여야 한다.

본 연구의 제한점으로는 무정위성 뇌성마비아는 근 긴장도의 변화가 수시로 나타나므로 보행 변수의 그래프에서 많은 변화를 보여 명확한 결과 해석의 어려움이 있었다. 또한 3종류의 목발이 무게가 동일하지 않아 에너지 소모량 측정에 영향을 끼쳤을 것이다.

앞으로는 목발 유형에 따른 다양한 장애 타입의 비교가 필요하며 보행 동안 상·하지의 역동적인 역할, 체중부하 정도와 팔의 기능을 평가하는 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 겨드랑이 목발, 전완 목발, 7자형 목발을 무정위성 뇌성마비아를 대상으로 동작 분석을 통해 보행 선형 지표와 운동형상학적, 운동역학적 분석을 하였고 에너지 소모량을 구하여 가장 기능적인 보행을 돕는 목발을 알아보고자 하였다. 이를 위해 단일사례 연구 방법 중에서 교대 치료 디자인의 실험 방법을 이용하였다.

목발 유형에 따른 보행 특성 중 걸음수는 7자형 목발에서 가장 많았으며, 속도는 7자형과 전완 목발이 빨랐다. 7자형 목발을 사용했을 때 한발로 지지하는 시간은 늘어나고 양하지 지지 시간은 짧아졌으며, 에너지 소모량은 7자형이 가장 낮았다. 이 연구 결과에 근거하여 7자형 목발이 가장 안정성 있는 보행을 제공하는 것으로 사료된다.

이와 같이 목발 유형이 뇌성마비아의 보행 변수와 에너지 소모량에 영향을 주므로, 재활 치료 과정에서 아동 각자의 운동 패턴에 따른 평가를 하여 목발 선택에 주의를 기울여야 할 것이다. 그러나 본 연구에서는 장애 타입의 제한이 있었다. 다양한 장애 타입의 비교가 필요하며 보행 동안 상·하지의 역동적인 역할, 체중부하 정도와 팔의 기능을 평가하는 연구도 시행되어야 할 것이다.

참고문헌

김종만, 이충휘. 신경계 물리치료학. 정담출판사 2001:536-56.

田本朋巳. 개량형 전완목발 7자형 지팡이 소개. 일본 보바스 학회지 1997;20:167-9.

Campbell J, Ball J. Energetics of walking in cerebral palsy in energetics: Application to the study and management of locomotor disabilities. Orthop Clin Nor Am 1978;9:351-77.

Davids JR, Bagley AM, Bryan M. Kinematic and kinetic analysis of running in children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1998;40:528-35.

Dounis E, Rose GK, Wilson RS, et al. A comparison of efficiency of three types of crutches using oxygen consumption. Rheumatol Rehabil 1980;19:252-5.

Fisher SV, Patterson RP. Energy cost of ambulation with crutches. Arch Phys Med Rehabil 1981;62:250-6.

Hall J, Elvins DM, Burke SJ et al. Heart rate evaluation of axillary and elbow crutches. J Med En Technol 1991;15:232-8.

Hinton CA, Cullen KE. Energy expenditure during ambulation with ortho crutches and axillary crutches. Phys Ther 1982;62:813-9.

James R. Gait analysis in cerebral palsy. Mac Keith 1991.

Perry J. Gait analysis. Slack 1992.

Rose J, Gamble JG, Medeiros J et al. Energy cost of walking in normal children and in theses cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen cost. J Pediatr Orthop 1989;9:276-9.

Rose J, Gamble JG, Burgos A et al. Energy expenditure index of walking for normal children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1990;32:333-40.

Rose J, Haskell WL, Gamble JG. A Comparison of oxygen pulse and respiratory exchange ratio in cerebral palsied and nondisabled children. Arch Phys Med Rehabil 1993;74:702-5.

Shiokawa K. Dynamic roles of the upper extremity during axillary crutch gait. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshai 1993;67:1014-25.

Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Gait Posture 1999;9:207-31.