한국BOBATH학회지 제5권 제1호
J Korean Acad Bobath Vol. 5. No. 1, 2000

골반경사 운동이 편마비 환자의 보행속도와 에너지 소모에 미치는 영향

이용우 · 홍도선 · 명철제 · 황병용*
연세재활병원 물리치료팀 · 용인대학교 자연과학대학 물리치료학과*

Influence of Pelvic Tilting Exercise on Gait Speed and Energy Expenditure of the Hemiplegic Patients

Young-Woo Lee · Do-Sun Hong · Chul-Jae Myung · Byong-Yong Hwang*
Department of Physical Therapy, Yonsei Rehabilitation Hospital
*Department of Physical Therapy College of Natural Science Yong-In University**

Abstract

The purpose of this study was to determine the influence of pelvic tilting exercise on the gait speed and the energy expenditure of adult hemiplegic patients. The subjects of this study were 15 hemiplegic patients, who were either hospitalized in or out patients, who had not have disease of respiratory and musculoskeletal system, at the Yonsei Rehabilitation Hospital. The patients who could walk over five minutes, were treated pelvic tilting exercise in sitting position based on the Bobath concept. Gait speed was measured comfortable speed before and after the exercise during five minutes. Simultaneously oxygen consumption was measured using Oxylog2 (Morgan, England). The results are as follows: 1. The energy expenditure after pelvic tilting exercise was decreased 26% from average 0.39980 ml/kg.m to average 0.29460 ml/kg.m than before ($p<0.01$). 2. The gait speed after the exercise was increased 14% from average 0.3720 m/s to average 0.4313 m/s than before($p<0.01$). 3. The energy expenditure change and the gait speed change had a negative correlation of 0.61 before the exercise($p<0.05$) and a negative correlation of 0.66 after the exercise($p<0.01$). In conclusion, pelvic tilting exercise increase gait speed and decrease energy expenditure of hemiplegic patients. Gait speed and energy expenditure have a negative correlation.

Key Words: Hemiplegia, Pelvic tilting exercise, Gait speed, Energy expenditure

Ⅰ. 서 론

현대의학의 발전으로 평균수명이 연장되고 있으나, 이에 반해 불규칙한 생활 습관, 환경오염 그리고 스트레스 등으로 인해 성인병의 위험에 노출되는 경우가 증가하고 있다. 그 중 대표적인 것이 뇌졸중인데, 이로 인한 편마비 환자에서는 운동기능 장애, 인지 및 지각장애, 언어 장애 등으로 일상생활 동작 기능에 많은 장애가 초래된다(Anderson, 1990). 특히 운동기능 장애 중 보행기능의 장애는 뇌졸중 후 갖게되는 최대의 상실감이며(Mumma, 1986), 편마비 환자의 재활 시 보행은 그 첫째 목적으로 지적되기도 한다. 따라서 뇌졸중 발병 후 환자나 가족 및 치료사에게 보행기능의 회복 정도는 가장 관심 있는 부분이 된다(Bohannon et al, 1988).

임상적으로 성인 편마비 환자의 가장 큰 특징중의 하나는 마비측과 비마비측의 비대칭성이다. 편마비 환자의 비대칭적인 몸통과 골반의 정렬은 하지 근위부와 체간의 안정성을 떨어뜨려 정상적인 보행양상을 이룰 수 없게 한다(Kapandji, 1982). 골반의 비대칭성으로 인하여 기립, 정중선, 공간에 대한 개념이 상실되며, 척추를 똑바로 유지할 수 없고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중이동시 골반의 전·후 운동, 정위반응, 보호반응, 평형반응 등을 어렵게 한다(Carr & Shepherd, 1985). 따라서 일반적인 편마비 환자들은 몸통과 골반의 안정성 결여 때문에 골반이 후방 전위되어 보행 시 유각기에 체중심이 정중선 후방에 위치하게 되어 환측 하지가 전방으로 나아가는 것이 어렵게 된다. Bobath(1990)는 편마비 환자의 보행양상의 조절에 영향을 미치는 곳이 몸통과 골반이라 하였으며, 그에 따른 체지 조절의 핵심은 몸통과 골반의 자세와 움직임의 변화라고 하였다. Trueblood 등(1989)은 골반운동이 편마비 환자의 환측 하지의 인식을 촉진시키고 골반정렬의 대칭성을 증가하게 하여 정상적인 보행양상과 운동양상을 촉진시킨다고 하였다. Edwards(1991)는 뇌졸중 환자의 보행시 효과적인 반응을 유도하기 위하여 몸통의 적절한 자세긴장도가 선행되어야 한다고 하였으며, 몸통운동의 중요성을 강조하였다. 이렇듯 신경학적인 손상을 받은 환자가 기능적인 보행을 하기 위해서는 몸통과 골반, 체지의 정밀한 상호 연관성이 요구된다(Ryerson & Levit, 1997).

뇌졸중 환자의 보행수행능력 평가에 있어서 종종 사용되는 것들 중의 하나는 보행속도이다(Wade et al, 1987). 보행능력 평가에 대한 상당수가 측정 결과로서 보행속도의 타당성을 뒷받침하고 있다(Bohannon, 1992). 보행속도는 보행수행능력을 반영하는 최고의 매개 변수로서, 보행 시 편마비 환자의 체간 안정성의 증가는 보행속도에 큰 영향을 미친다. 인간의 신체는 보행 시 에너지 소모를 최소화하는 방향으로 운동학적발달이 진행되어 왔으며, 최소한의 에너지 소모로 신체 중력중심점을 이동시킨다. 따라서 정상보행은 하지와 골반, 몸통의 조화된 관절움직임과 근육활동으로 적은 에너지를 소모하면서 효과적으로 부드럽게 신체의 무게중심을 앞으로 이동시킨다. 편마비 환자가 기능적이면서 편안하게 걸을 수 있다면 보행은 안전하고 자동적이 되며, 에너지 소모가 많이 요구되지 않을 것이다(Davies, 1990). 신경학적 이상을 가진 사람들은 보행 시 많은 에너지를 소모하게 되는데, 소모되는 에너지의 양적화는 보행장애를 가진 환자를 평가하고 치료적 개입의 효과를 평가

하는데 객관적 자료를 제공해 준다(Rose et al, 1985). 이에 본 연구자는 편마비 환자의 보행은 신경학적 이상과 밀접한 연관성을 가지며 이에 따른 에너지 소모에도 차이가 날 것으로 생각한다.

편마비 환자에서 보행에 대한 연구는 보행속도, 보행형태, 이에 영향을 주는 요인과 에너지 소모 등으로 진행되어왔으며(김봉옥 등, 1996; 조경자, 1979; 이윤경, 1996; Bohannon, 1987; Brandstater et al, 1983; Corcoran et al, 1970; Davis, 1990; Rose et al, 1991; Steven et al, 1978), 치료를 통한 편마비 환자의 보행기능 증진에 대한 많은 연구들이 보고되었다(김종만, 1995; 이정원, 1997; 장우남 등, 1999; 황병용 등, 1998; Bobath, 1990). 본 연구는 편마비 환자에서 몸통과 골반 경사운동 전·후의 보행속도와 에너지 소모량을 측정하여, 몸통과 골반운동이 보행 시 보행속도와 에너지 소모에 미치는 효과를 알아보아, 향후 효과적인 물리치료 계획을 수립하는데 도움을 주고자 시행되었다.

본 연구의 가설은 다음과 같다.

첫째, 편마비 환자의 몸통과 골반 경사운동 전·후 보행 시 에너지 소모량에 차이가 있을 것이다.

둘째, 편마비 환자의 몸통과 골반 경사운동 전·후 보행 시 보행속도에 변화가 있을 것이다.

셋째, 편마비 환자의 몸통과 골반 경사운동 전·후의 보행에 있어서 에너지 소모량의 차이와 보행속도의 변화 사이에는 밀접한 상관관계가 있을 것이다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구대상 및 기간

본 연구의 대상은 뇌졸중으로 진단받고 연세의료원 재활병원에 입원 및 통원치료를 받고 있는 성인 편마비 환자 중 호흡계, 근골격계 질환의 과거력이 없고 5분 이상 독립보행이 가능한 자로, 검사방법을 잘 이해하고 협조가 가능한 15명을 대상으로 하였다(Corcoran et al, 1970). 보행 시 에너지 소모는 남·녀 간 또는 연령별 차이가 있으나(Astrand & Rodahl, 1970), 본 연구와는 무관하여 연령과 성별에 관계없이 대상을 선정하였다. 또한 이학적 검사 상 안정기에 있는 자(HR 100/min 이하, BP 150/90 mmHg 이하)로 하였다(Corcoran et al, 1970).

예비연구는 1999년 12월 4일부터 12월 18일까지 선정조건에 합당한 3명을 대상으로 실시하였으며, 본 연구는 1999년 12월 21일부터 2000년 4월 29일까지 대상자 전원에 대하여 연세의료원 재활병원 동작분석실에서 시행되었다. 연구기간 중 탈락자는 없었다.

2. 측정 도구

연구의 측정 도구로는 에너지 소모량을 산출해 낼 수 있는 이동식 산소 소모량 측정기 (portable oxygen consumptionmeter)인 Oxylog2 (Morgan, England)를 이용하여 산소 소모량을 측정하였고, 거리측정을 위한 줄자와 시간측정을 위한 전자초시계 등이 사용되었다.

3. 용어 정의

1) 보행속도

보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값으로 단위는 m/sec로 표시하였다.

2) 에너지 소모량

에너지 소모 정도는 임상적으로 의미있는 산소 소모비의 측정으로 대신하였으며, Oxylog2의 측정치는 산소 소모율로 기록되는데 여기서 총 산소 소모량을 구하고 이것을 다시 산소 소모비로 계산하였다. 산소 1리터를 소모하면 평균 4.83칼로리의 열량을 얻을 수 있다.

· 산소 소모율: OCR(oxygen consumption rate, ml/kg.min) 1분간 걷는데 소모되는 몸무게 1kg당 산소 소모량.

· 산소 소모비: OC(oxygen cost, ml/kg.m) 1 m 걷는데 소모되는 몸무게 1 kg당 산소 소모량.

· 총 산소 소모량 구하는 법 : OCR×T (T: 제한된 시간)

· 산소 소모비 구하는 법 : $\frac{OCR \times T}{D}$

(D: 이동 거리)

4. 연구 방법

본 연구에 참여한 검사자는 모두 3명으로, 성인편마비를 위한 Bobath 기본강좌를 이수하고 이 분야에서 3년 이상 경력이 있는 물리치료사 1명과 기록과 측정보조를 담당하는 보조자 2명으로 구성되었다.

높낮이 조절치료에서 앉은 자세로 치료가 시행되었으며, 모든 치료는 Bobath개념에 근거하여 수행되었다. 골반 경사운동 시 치료대 높이는 엉덩이관절과 무릎관절의 같은 높이로 설정하였고, 지지면은 대퇴부 1/2정도로 하였다. 무릎관절과 발목 관절은 직각을 유지하게 하였으며, 양팔은 편안히 무릎 위로 내려놓게 하였다. 치료사는 전·후 및 외측 방향으로 환자의 골반경사 운동을 시행하였으며, 이때 모든 경사운동이 능동적으로 이루어지게 유도하였다.

골반 경사운동 전·후의 에너지 소모량은 이동식 산소 소모량 측정기(portable oxygen consumptionmeter)인 Oxylog2 (Morgan, England)를 이용하여 측정하였다. 에너지 소모의 측정은 흡입한 공기로부터 산소 흡입율(oxygen uptake rate)을 구함으로 평가할 수 있는데(Shepard, 1975), 일반적으로 에너지 소모정도를 알기 위하여 산소 소모량을 측정한다. 산소 소모량은 산소 소모율 또는 산소 소모비로 나타낼 수 있는데, 본 연구에서는 임상적으로 의미있는 산소 소모비로 측정하였다(Downey et al, 1994). 보행속도는 20m 타원형 트랙(oval indoor track)을 걷는 거리를 측정하고, 시간은 전자초시계로 측정하여 산출하였다. 측정방법은 처음에 환자가 5분 동안 휴식을 취한 후 Oxylog2를 착용하고 5분간 보행하게 하여 측정하였다. 그리고, 환자의 심박동수 및 혈압이 안정기 즉 휴식레벨(±5 beat/min)이 되면(Rose, 1991) 골반 경사운동을 20분간 실시한 다음, 환자가 안정기로 돌아갈 때까지 5분간 휴식하였다. 마지막 측정은 Oxylog2를 착용하고 5분간 보행하게 하여 측정하였다. 보행 시 신발의 종류나 크기 그리고 굽 높이에 따른 조건의 변화를 최소화하기 위해서 측정 시 환자는 맨발로 걷게 하였다. 바지는 최대한 짧게하여 끌림을 방지하였다. 보행 전 측정자는 대상자에게 "편안하게 걸으세요"라고 말하며 보행을 시작하게 하였다. 그리고 대상자 주변의 돌발 상황을 방지하기 위하여 검사자 이외 출입이 통제된 동작분석실에서 실시하였다. 시간과 거리는 처음거리에 표기

한 선을 통과한 첫 번째 걸음의 뒤끝 닿기 때부터 측정되었다.

5. 분석 방법

본 연구에서는 골반 경사운동 전·후의 보행속도와 에너지 소모를 비교하고 각 측정 변수간의 상관관계를 알아보기 위하여 SPSS(Statistical Program for Social Science)/WIN을 이용하여 짝비교 t-검정(paired t-test), 상관분석을 사용하여 통계적인 유의성을 검정하였다. 또한 환자의 일반적, 의학적 특성은 백분율로 표시하였다.

통계학적 유의수준은 $\alpha<0.05$로 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 연구 대상자의 특성

1) 일반적 특성(성별 및 연령)

연구 대상자 15명 중 남자 13명(86.7%), 여자가 2명(13.3%)이었다. 연령 분포는 19세에서 67세까지였으며, 평균연령은 47.9세였다(표 1).

2) 신체적 특성 (키 및 몸무게)

연구 대상자의 키 분포는 155 cm에서 184 cm까지였으며, 평균은 169.9 cm였다. 몸무게는 55 kg에서 95 kg까지 분포를 보였으며, 평균몸무게는 69.1 kg 이었다(표 1).

3) 병력과 관련된 특성 (손상원인, 마비측 및 유병기간)

편마비 발생 원인별 분포를 보면 뇌출혈이 8명(53.3 %), 뇌경색이 7명(47.7 %)이었다. 마비 부위는 우측이 7명(46.7 %), 좌측이 8명(53.3%)이었으며, 검사까지의 유병기간은 최소 6주에서부터 최대 72주까지였으며 평균은 29주였다(표 1).

표 1. 연구 대상자의 특성

일반적 특성		인원수	평균	최대	최소	표준편차(±)	백분율(%)
성별	남	13					86.7
	여	2					13.3
연령(yr		15	47.93	67	19	14.08	
키(cm)		15	169.93	184	155	8.51	
몸무게(kg)		15	69.13	95	55	12.57	
손상원인	뇌출혈	8					53.3
	뇌경색	7					46.7
마비측	우측	7					46.7
	좌측	8					53.3
유병기간 (week)		15	29.33	72	6	19.81	

2. 골반 경사운동 전·후의 에너지 소모 변화

골반 경사운동 전·후의 에너지 소모 변화를 알기 위하여 산소 소모량을 측정한 결과, 골반경사 운동 전 1m 걷는데 소비한 평균 산소 소모량은 0.3998 ml/kg.m 이었고, 경사운동 후 1m 걷는데 소비한 평균 산소 소모량은 0.29460 ml/kg.m로 감소되어 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.01$)(표 2)(그림 1).

3. 골반 경사운동 전·후의 보행속도 변화

골반 경사운동 전·후의 보행속도 변화를 보면, 치료 전의 평균 보행속도는 0.3720m/s 이었고, 치료 후의 평균 보행속도는 0.4313 m/s로 증가되어, 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.01$)(표 3)(그림 2).

4. 골반 경사운동 전·후의 보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이의 상관관계.

골반 경사운동 전 보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이에는 0.61의 역 상관관계

표 2. 골반 경사운동치료 전·후의 산소 소모량 변화

산소 소모량(ml/kg.m)	평균	최대	최소	표준편차(±)	t-값
치료 전	0.39980	0.705	0.205	0.16316	5.210**
치료 후	0.29460	0.524	0.096	0.12995	

**p<0.01

표 3. 골반 경사운동 전·후의 보행속도 변화

보행속도(m/s)	평균	최대	최소	표준편차(±)	t-값
치료 전	0.3720	0.68	0.14	0.1697	-6.392**
치료 후	0.4313	0.82	0.18	0.1957	

**p<0.01

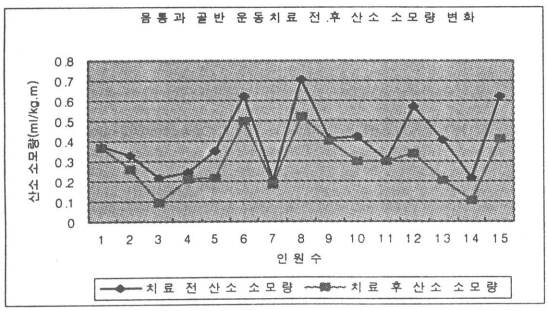

그림 1. 골반 경사운동 전·후의 산소 소모량 변화

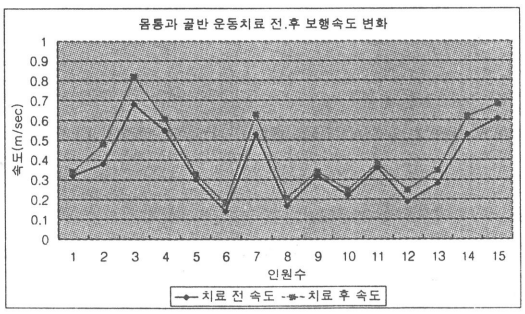

그림 2. 골반 경사운동 전·후의 보행속도 변화

표 4. 골반 경사운동 전의 보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이의 상관관계

		치료 전 산소 소모량	치료 전 보행속도
치료 전 산소 소모량	Pearson correlation	1.000	-.606 ·
	유의수준(양측검정)	·	0.017
	인원수	15	15
치료 전 보행속도	Pearson correlation	-.606 ·	1.000
	유의수준(양측검정)	0.017	
	인원수	15	15

· $p<0.05$ ·· $p<0.01$

표 5. 골반 경사운동 후의 보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이의 상관관계

		치료 후 산소 소모량	치료 후 보행속도
치료 후 산소 소모량	Pearson correlation	1.000	-.661 ··
	유의수준	.	0.007
	인원수	15	15
치료 후 보행속도	Pearson correlation	-.661 ··	1.000
	유의수준	0.007	
	인원수	15	15

· $p<0.05$ ·· $p<0.01$

가 있으며($p<0.05$)(표 4), 골반 경사운동 후 보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이에는 0.66의 역 상관관계가 있다($p<0.01$)(표 5).

Ⅳ. 고 찰

대부분의 뇌졸중 환자는 기능 상실이 동반되며, 물리치료사는 환자의 기능적인 움직임을 재교육시키기 위한 치료에 초점을 맞추게 된다. 일반적으로 편마비 환자의 치료에는 많은 경비와 시간이 소요되기 때문에 효율적인 재활계획이 필요하다. 적절한 재활계획을 세우려면 체계적이고 객관적인 평가방법을 통하여 치료의 효과를 파악하는 것이 필요하다(Ashburn, 1982; Kottke, 1974). Bobath(1990)와 Voss(1967) 등은 편마비 환자의 치료에 대한 접근으로, 움직임의 조절이 신체 근위부에서 원위부로 나아간다는 원리를 주장하였다. 이러한 치료개념은 동작 시 운동단위의 동원 순서가 크기가 작은 순서에서 큰 것으로 이루어진다는 크기 원칙

(size principle)을 통해 과학적인 근거를 가지게 되었다(Henneman et al, 1965; Rothwell, 1994). 그러므로 본 연구자는 몸통·골반의 경사능력 향상이 보행이나 상지 기능에 도움을 줄 것으로 판단하여 이 연구를 시작하였다.

편마비 환자의 기능 평가에 보행은 가장 중요한 요소 중 하나이다. 얼마 전까지 편마비 환자의 보행에 관한 연구들의 대부분은 치료적 개념이 포함되지 않은 상태에서 나타나는 임상 양상들과 그에 관계되는 요인들의 분석에 치우쳐 있었다. 그러한 연구들에서는 주로 편마비 환자와 정상인의 보행 비교(김봉옥 등, 1996; 이윤경, 1996; Corcoran, 1970; Bohannon, 1992), 보행능력과 고유수용성감각에 관한 비교(Keenan et al, 1984), 보행능력과 경직에 관한 연구(Norton 등, 1975), 사지의 근력과 보행능력에 관한 연구(Hamrin et al, 1982; Bohannon, 1986)등이 다루어졌다. 최근에는 치료적 개념이 포함된 연구들이 물리치료사들에 의하여 발표되고 있다.

보행평가에 있어서 지금까지 알려진 가장 좋은 방법으로는 두 가지가 있는데, 보행의 질적인 평가로는 삼차원 분석이 가능한 전산화된 동작분석을 들 수 있으며, 보행의 양적인 평가로는 보행속도와 보행 시 에너지 소모량을 들 수 있다. 본 연구에서는 보행의 양적인 평가에 초점을 맞추었다.

본 연구에서는 뇌혈관 장애로 인하여 편마비가 된 환자 중 5분 이상 독립보행이 가능한 자를 대상으로 하였으며, 몸통과 골반의 비대칭에 대한 안정성과 경사성을 위한 치료를 Bobath치료개념을 바탕으로 실시하였다. 치료 전·후의 보행속도와 보행 시 에너지 소모량을 비교하였고, 그 상관관계를 분석하였다. 보행속도의 측정방법은 편마비 환자의 보행평가에 매우 유용한 요소로 알려져 있으며(Brandstater, 1983), 또한 시간과 거리측정은 임상적으로 매우 편리하기 때문에 많은 연구들에서 보고되었다. 본 연구에서 보행속도와 보행 시 에너지 소모측정은 환자가 가장 편안한 속도로 걸을 수 있도록 유도하여 측정하였다.

보행속도 측정시 속도가 인위적으로 증가하게 되면, 편마비 환자는 그에 대한 기능적 조절이 어려워져 부적당한 보행양상을 초래하게 되고, 과도한 노력을 기울이려고 한다(Ryerson & Levit, 1997). 이러한 동작들은 연합 반응을 초래하여(Bobath, 1990) 측정의 정확도를 떨어뜨린다. Steven 등(1978)은 편마비 환자의 보행평가 시 환자 스스로 가장 효율적인 보행속도를 선택하는 경향이 있으므로 측정자의 편의에 따른 부자연적인 보행속도의 선택보다는 그들에 맞는 적당한 속도를 이끌어 주어야 한다고 하였다. 환자의 운동능력은 고려하지 않고 필요한 에너지 소모를 무시한 채 무리한 보행을 시킬 경우, 운동효율이 적을 뿐만 아니라 오히려 해로운 결과를 초래할 수 있다(조경자, 1979). 정상인과 편마비 환자의 보행속도 비교는 편안히 걸었을 경우 편마비 환자의 평균 보행속도가 0.7 m/s로 정상인의 1.3 m/s보다 47% 정도 느리다고 하였다(Bohannon, 1992; Corcoran et al, 1970). 그러나 국내 비교치에서는 편마비 환자 0.46 m/s, 정상인은 0.55 m/s로 측정값의 차이를 보였다(김봉옥 등, 1996). 이는 서양인과 동양인의 신장 차이 때문으로 추정된다. 국내 연구들 중 편마비 환자의 평균 보행속도 분포를 살펴보면,

편안한 속도로 걸었을 때 0.45 m/s(이윤경, 1996), 0.46 m/s(김봉옥 등, 1996), 0.72m/s (이정원, 1997), 0.39 m/s(김종만, 1995), 본 연구 결과 0.37 m/s등 다양한 분포를 보이는데, 이는 연구에 참여한 환자들의 일반적, 신경학적인 상태 등이 서로 다르기 때문이라고 사료된다.

본 연구에서 골반경사 운동 전 평균 보행속도는 0.37 m/s, 치료 후 0.43 m/s로 골반경사 운동 후 평균 14% 정도 속도가 빨라져 유의한 증가가 있었다. 시각, 청각 되먹임을 통한 하지의 체중이동 훈련 전 평균 보행속도는 0.39 m/s, 훈련 후 0.45 m/s로 훈련 후 평균 14% 정도 속도가 증가하였으며(김종만, 1995), 골반운동 전 평균 보행속도는 0.72 m/s, 운동 후 0.85 m/s로 운동 후 평균 15%정도의 속도 증가가 있었다(이정원, 1997).그러나 본 연구는 환자의 신경학적 상태, 치료적 환경 등의 차이로 인하여 단순 수치상의 결과만을 가지고 위의 치료적 효과를 동일 시 할 수 없음을 참고적으로 밝혀두는 바이다.

보행이란, 몸을 한 장소에서 다른 장소로 이동하는 것을 의미하는, 복잡한 운동의 과제이다. 효과적인 보행은 최소의 에너지로 걸을 수 있는 것을 의미하며(Downey et al, 1994), 보행 중 에너지 소모를 정량적으로 측정하는 것은 보행이상을 보이는 환자들을 객관적으로 평가하고 치료효과를 측정하는데 도움을 줄 수 있다(Corcoran, 1970). Saunder(1953)등은 보행의 여러 가지 결정요소 중 골반 움직임의 중요성을 강조하며, 적절한 골반의 움직임은 수평면에서 과도한 측방이동이나 움직임을 감소시켜 관성변화를 적게 하고 보행을 부드럽게 해주며, 에너지 소모를 감소시킨다고 하였다. 에너지 소모를 측정할 때는 대상자로 하여금 일정한 속도로 걷게 하여 treadmill 위에서 보행속도를 정확하게 재는 것이 중요하지만 편마비 환자는 보행이 불안정하여 그렇게 할 수 없다(Corcoran, 1970). 편마비 환자가 편안한 속도로 걸을 때는 안정기보다 에너지 소모가 약 3-4배 증가된다고 보고되었으나 (Ralston, 1958), 본 연구자는 환자가 스스로 선택한 편안한 속도가 에너지 효율 면에서는 가장 적절하다고 생각한다.

연구 방법에서 제시한 것처럼 에너지 소모의 측정은 산소 소모율 또는 산소 소모비로 대신할 수 있는데 편마비 환자들은 같은 속도의 보행이 사실상 불안정하기 때문에 실질적으로 산소 소모율의 수치는 임상적으로 크게 의미가 없으며, 본 연구에서도 골반경사 운동 전·후의 산소 소모율의 차이에는 유의성이 없었다. 에너지 소모량의 측정 시 산소 소모비의 수치를 제시하였는데, 일반적으로 에너지 소모량의 수치를 제시하는데 도움이 되는 방법은 속도의 함수처럼 체중 1 kg당 1 m 걷는데 소비한 산소 소모비를 계산하면 된다(이윤경, 1996; Bard, 1963).

일반적인 편마비 환자의 산소 소모비는 정상인에 비하여 16-63% 정도 높고(Steven et al, 1978), 때로는 37%-55% 높다고 하며, 어떤 연구에서는 120% 정도의 증가를 보인다(이윤경, 1996). 국내연구 중 편마비 환자가 편안한 속도로 걸을 때 평균 산소 소모비는 0.44 ml/kg.m로(이윤경, 1996) 본 연구의 0.40 ml/kg.m와 별 다른 차이를 나타내지 않았다. 본 연구에서는 골반경사 운동 전 평균 산소 소모비는 0.3998 ml/kg.m, 치료 후는 0.2946 ml/kg.m로 몸통 골반 후 26% 정도의 유의한 감소가 있었다.

편마비 환자의 골반경사 운동 전·후의

보행속도 변화와 에너지 소모 변화 사이의 상관관계를 보면 치료 전 0.61의 역 상관관계에서 치료 후 0.66의 역 상관관계로 변화되어 치료 후 보행속도의 증가와 에너지 소모량의 감소효과를 알 수 있다.

바닥의 저항으로 인한 에너지 소모는 무시할 수 있다고 하였으나(Holt et al, 1990), 본 연구실 바닥이 양탄자였으므로 환자들이 손상 후 맨발로 양탄자 위를 걸어 본 경험이 없기 때문에 평소보다 더 많은 에너지를 소모했을 것이라 사료된다. 검사기계의 무게는 1.8 kg으로 약간 무거웠지만 몸무게의 10%이하이면 에너지 소모에 거의 영향을 주지 않는다고 하였다(Carroll et al, 1979).

본 연구는 연세의료원 재활병원에서 입원 또는 통원치료를 받고 있는 환자 중 본 연구의 선정기준을 충족시키는 일부 환자를 연구 대상으로 하였고, 치료시간 선정에 대한 명확한 근거기준이 설정되어 있지 않기 때문에 본 연구의 결과를 모든 편마비 환자들에게 일반화하는데는 제한점이 있다. 그러나 연구 결과 몸통과 골반 운동치료 전·후 편마비 환자의 보행속도와 에너지 소모의 차이가 분명히 나타난 것으로 보아 이러한 치료접근이 효과적임을 알 수 있으며, 앞으로 이러한 결과를 토대로 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

연세의료원 재활병원에서 물리치료를 받고 있는 환자 중 뇌졸중으로 인하여 편마비로 진단 받은 15명을 대상으로 골반경사 운동을 적용한 전·후의 에너지 소모량 및 보행속도의 차이를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 골반경사 경사운동 전·후의 에너지 소모량의 변화를 측정한 결과, 골반경사 운동 후의 에너지 소모량이 치료 전 보다 26% 감소하여 통계학적으로 유의한 감소가 있었다 ($p<0.01$).

2. 골반경사 운동 전·후의 보행속도 변화를 측정한 결과, 골반경사 운동 후의 보행속도가 전 보다 평균 14%증가하여 통계학적으로 유의한 증가가 있었다($p<0.01$).

3. 골반경사 운동 전·후의 에너지 소모량 변화와 보행속도 변화 사이의 상관관계를 알아본 결과 치료 전 에너지 소모량 변화와 보행속도 변화 사이에는 0.61의 역 상관관계가 있으며($p<0.05$), 치료 후에는 0.66의 역 상관관계를 가지는 것으로 나타났다($p<0.01$).

이상과 같은 결과로 골반경사 운동이 편마비 환자의 보행시 에너지 소모와 보행속도를 개선시키는 것으로 나타났으며, 앞으로도 골반경사 운동치료의 효과에 대한 보행의 질적인 평가가 필요하리라 사료된다.

참고 문헌

김봉옥, 홍주형, 윤승호. 편마비 환자에서 보행 중 에너지 소모와 physiological cost index의 유용성. 대한재활의학회지. 1996;20:39-44.

김유철, 장순자, 박미연, 박시운. 뇌졸중 환자에 보행에 영향을 미치는 인자. 대한재활의학회지. 1992;16:443-451.

김종만. 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지 체중 이동 훈련이 편마비 환자 보행 특성에 미치는 효과에 관한 연구. 연세대학교 보건대학원 석사학

위 논문. 1995.

이윤경. 뇌졸중 환자에서 보행 중 에너지 소모. 연세대학교대학원 석사학위 논문. 1996.

이정원. 편마비 환자의 골반 운동이 하지 체중부하율과 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구. 연세대학교 보건대학원 석사학위 논문. 1997.

장우남, 정진웅, 명철제, 윤범철. 편마비 환자의 체간과 골반 운동치료에 따른 하지의 체중 분포 변화와 상지의 기능 향상에 관한 연구. 한국Bobath학회지. 1999;4:74-87.

조경자. 보행과 에너지 소모. 대한재활의학회지. 1979;3:1-4.

황병용, 김승원, 김선희, 조효구. 편마비 환자에서 골반과 하지사이의 재정렬 후 족저압 변화. 한국Bobath 학회지. 1998;3:148-156.

Anderson TP. Rehabilitation of patient with complete stroke. In Kottke FJ, Lehmann JF, eds. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. 4th ed. Philadelphia, WB Saunder's Company. 1990;656-678.

Ashburn A. A physical assessment for stroke patients. Physiother. 1982; 68:109-113.

Astrand PO, Rodahl K. Textbook of work physiology. New York, McGraw -Hill 77.1970;334-361.

Bard G. Energy expenditure of hemiplegic subjects during walking. Arch Phys Med Rehabil. 1963;44:368 -370.

Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation with special reference to evaluation of assistive device. Arch Phys Med Rehabil. 1959;40: 415-420.

Bobath B. Adult hemiplegia, evaluation and treatment. 3rd ed. London, Heinemann Medical Books. 1990; 12-13.

Bobath B. Adult hemiplegia, evaluation and treatment. 3rd ed. London, Heinemann Medical Books. 1990; 59-69.

Bohannon RW : Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patient. Physiother Can. 1986;38:204-206.

Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients, selected variables. Arch Phys Med Rehabil. 1987;68:777-781.

Bohannon RW. Walking after stroke -comfortable versus maxi- mum safe speed. Int J Rehab Research. 1992;15:246-248.

Bohannon RW, Andrew AW, and Smith MB. Rehabilitation goals of patient with hemiplegia. Int J Rehab Res. 1988;11:181-183.

Brandstater ME, Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait, analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 1983; 64:583-587.

Carr JH, Shepherd RB. Investigation of a new motor assessment scale for

stroke patient. Phys Ther. 1985; 65(2):175-180.

Carroll JE, Hagberg JM, Brooke MH, Shurmate JB. Bicycle ergometer and gas exchange measurement in neuromuscular disease. Arch Neurol. 1979;36:457-461.

Corcoran PJ, Brengelmann GL. Oxygen uptake in normal and handicapped subject, in relation to speed of walking beside velocity-controlled cart. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51:78-87.

Corcoran PJ, Jebson RH, Brengelmann GL. Effect of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 1970; 51:69-77.

Davies PM. Right in the middle. Berlin Heidelberg, Springer-Verlag. 1990; 224-225.

Downey JA, Myers SJ, Gonzalez EG, Lieberman JS. The physiological basis of rehabilitation medicine. 2nd ed. Stoneham, Butterworth -Heinemann. 1994;413-433.

Edwards S. The incomplete spinal lesion. In: Bromley I (ed) Tetraplegia and paraplegia : A guide for physiotherapists. Churchill Living-stone, Edinburgh. 1991.

Hamrin E, Eklund G, Hilligan A-K, Borges O, Hall J, Hellstrom O. Muscle strength and balance in post-stroke patients. J Med Sci. 1982;87:11-26.

Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. J Physiol. 1965;28:560-580.

Holt KG, Hamill J, Andres RO. Predicting the minimal energy coast of human walking. Med Sci Sports Exer. 1990;23:491-498.

Kapandji IA. The physiology of the joint. 4th ed. Effect of posture on the joint of bony pelvis part. New York, Churchill Livingstone. 1982.

Keenan MA, Perry J, Jordan C. Factors affecting balance and ambulation following stroke. Clin Orthop. 1984; 182:165-171.

Kottke FJ. Historia obscura hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1974; 55:4-13.

Mumma CM. Pereceived losses following stroke. Rehabil Nursing. 1986;11: 19-24.

Norton BJ, Bomze HA, Sahrmann SA, Eliasson SG. Correlation between gait speed and spasticity at knee. Phys Ther. 1975;55:355-359.

Ralston HJ. Energy-speed correlation and optimal speed during level walking. Int J Argrew Physiol. 1958;17:277-283.

Rose J, Gamble JG, Lee J, Lee R, Haskell WL. The energy expenditure index, a method to quantitate and compare walking energy expen-diture for children adolescents. J Pediatr Orthop. 1991;11:571-578.

Rose J, Medeiros JM, Parker R. Energy cost during assisted ambulation.

Dev Med Child Neurol. 1985;27: 485-490.

Rothwell J. Control of human voluntary movement. Chapman & Hall, 1994.

Ryerson S, Levit K. Functional movement reeducation. Edinburgh, Churchill Livingstone. 1997;433- 477.

Saunder JB, Inman VT, Everhart HD : Major determinants in normal and pathologic gait. J Bone Joint Surg. 1953;35:543-558.

Steven VF, Gleen J. Energy cost of ambulation in health and disability. Arch Phys Med Rehabil. 1978;59.

Trueblood PR, Walker JM, Perry J, et al. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. Phys Ther. 1989;69(1): 32-40.

Voss DE. Proprioceptive neuromuscular facilitation. Am J Phys Med. 1967;46:838-898.