

# 트레드밀을 이용한 불완전 척수손상자 보행훈련의 사전 연구

광주보건대학 물리치료과  
김태윤  
국립재활원 재활병원 물리치료실  
신영일  
국립재활원 재활병원 물리치료실  
이형수

## Preliminary Study of Ambulation Training on Treadmill in Patient with Incomplete Spinal Cord Injury

Department of Physical Therapy, Kwangju Health College  
**Kim, Tae-Yoon, P.T., Ph.D.**  
Department of Physical Therapy, National Rehabilitation Center  
**Shin, Young-II, P.T.,**  
Department of Physical Therapy, National Rehabilitation Center  
**Lee, Hyoung-Soo, P.T., M.S.**

### -Abstract-

The purpose of this study was to investigate the effect of Treadmill Training on WISCI level, walking velocity, walking endurance, motor score and gait cycle of spinal cord injury patient with incomplete. Four subjects with spinal cord injury participated in this study. They took walking exercise 5 times per week for 8 weeks. One time exercise spent 30minutes. The therapeutic effect was evaluated by WISCI level, walk 10 meters test, walk for 12 minutes test, motor score and gait cycle. Four subjects were examined before, after 8 week, walking training. Collected data were statistically analyzed by SPSS PC for Wilcoxon signed rank test.

The results of this study are as follows;

1) In WISCI level, walking velocity, walking endurance and motor score, post-treatment score were higher compared to pre-treatment score with statistical significance( $p < 0.05$ ).

2) In Rt SLS, DLSII and Lt SLS, post-treatment percentage were higher compared to pre-treatment percentage with statistical significance( $p < 0.05$ ). but DLS I were not statistical significance( $p > 0.05$ ).

The findings suggest that spinal cord injury patients with incomplete can improve their WISCI level, walking velocity, walking endurance, motor score and gait cycle through Treadmill gait training.

**Key Words:** incomplete Spinal cord injury, treadmill, ambulation training.

## I. 서론

날로 복잡해지고 다양해지는 현대사회 속에서 교통사고 및 각종 산업재해로 인한 척수손상환자가 증가함에 따라 척수손상의 급성기 처치뿐만 아니라 추후의 재활이 점차 중요한 문제로 대두되고 있다. 척수손상 환자의 재활의 궁극적인 목표는 척수손상환자의 육체적 및 정신적인 능력을 최대한으로 개발하여 사회활동 시 최대한으로 독립적인 역할을 수행하도록 하는데 있다. 척수손상에 의한 마비자들은 대부분 다시 걸고자 하는 강한 열망을 가지고 있으며, 기립 및 보행상태를 유지하는 것은 여러 합병증의 예방뿐만 아니라 심리적으로 큰 영향을 끼치므로 적절한 보조 도구를 이용한 기립 및 보행훈련이 재활과정에 이루어진다. 하지근육 마비후 보행의 회복은 척수손상환자의 첫 번째 목적이 되기도 하며 대, 소변기능이나 성기능보다 상위를 차지한다고 보고 되고 있다(Fraser, 1999).

Burns(1997)는 불완전 척수손상환자의 86%가 약간의 보행능력을 회복한다고 하였으나 척수손상 환자에게 적용되는 치료가 보행을 증진시킬 수 있다는 연구가 최근에서야 이루어졌다. 신경보호를 위한 새로운 아제다의 유효성(Bracken MB, 1990; Bracken MB, 1997), 신경학적 기능의 향상(Hansebout, 1993), 그리고 잠재적으로 신경 발생(Cheng H.& Olson L, 1995)과 같은 새로운 훈련의 기술은 척수손상 후 보행의 향상이나 회복시키는 결과를 가져온다(Dietz V.& Wirz M, 1997)는 보고들이 나오고 있다.

이러한 보고들을 바탕으로 최근에는 고전적 치료법을 대신하여 동적인 상태(dynamic condition)에서 보행패턴을 증진시키는데 트레드밀 보행훈련 프로그램이 새로운 치료적 접근법으로 행해지고 있다. Elizabeth 등(2001)은 3명의 불완전 척수손상 환자에게 체중지지 트레드밀을 이용한 보행훈련결과 보행속도, 보행지구력의 증가와 함께 에너지 소비가 감소 되었다고 보고 하였으며, Edelle(2001)는 9명의 만성 불완전 척수손상 환자를 대상으로 보행능력을 향상하기 위해 하지근육에 기능적 전기자극(FES)을 주고, 30%의 체중 지지 트레드밀 보행훈련 결과 지상보행능력, 트레드밀 부하속도, 트레드밀 보행거리가 증가되었고, 하지근력이 향상되는 결과를 가져와 트레드밀 훈련이 효과적이었다고 하였다.

따라서 외국의 선행연구들에서 트레드밀 보행훈련이 보행이 어려운 척수손상 환자를 위한 새로운 치료법으로 사용될 수 있으며, 환자의 기능적 보행능력과 보행속도, 보행지구력, 보행주기, 에너지 효율 그리고 근육 활동 향상을 위해 효과적임을 알 수 있었다. 그러나 이러한 선행 연구들은 체중의 무게를 줄여 주기 위하여 하니스(harness), 도르래(pulley), 프레임(frame) 등 고가의 복잡한 도구들이 동원 되어야 하고, 보행 시 환자의 움직임에 적절한 축을 제공해 주지 못하는 단점을 가지고 있어 대중적인 사용을 못하고 있는 실정이다. 이에 본 연구자는 체중 지지가 없는 완전한 체중부하 상태에서 일반적으로 사용되고 있는 트레드밀에서 점진적인 속도를 증가하는 보행 훈련 시행 후에 대상자를 제한하여 WISCI, 보행속도, 보행 지구력, 근력, 보행 주기에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구의 대상은 외상으로 인하여 불완전 척수손상을 진단 받은 사지마비 또는 하지마비

환자로 국립재활원에서 치료를 받는 4명을 대상으로 하였다. 본 연구에 참가한 환자는 모든 실험과정에 동의하였다. 연구기간은 2003년 6월부터 동년 9월까지로 총 8주 동안 진행하였다. 연구대상자의 선정조건은 다음과 같다. 1) 척수손상으로 인하여 불완전 마비(ASIA C, D)로 진단을 받고, 발병 후 6개월이 경과 한 환자. 2) 보조기나 지팡이 등 기타 보장구의 착용유무에 관계없이 45m 이상 독립 보행이 가능한 환자. 3) 하위 운동 신경 병변이 없으며 양 하지의 정형 외과적 질환이 없는 환자. 4) 관절 가동 범위에 제한이 없고, 마비 쪽 하지의 경직이 Modified Ashworth Scale로 평가하였을 경우 Grade 1+ 이하인 환자. 5) 트레드밀 위에서 0.5mph 이상의 속도로 200m 이상 보행훈련 하더라도 임상적으로 문제가 없다는 의사의 진단을 받은 환자. 7) 연구내용을 이해하며 의사소통이 가능한 환자. 선정조건 2)항의 편마비 환자의 독립 보행의 기준을 45m로 선정한 것은 FIM(Functional Independence Measurement)의 평가기준에 근거를 두었다(Granger CV와 Mcnamara MA, 1984).

본 연구의 대상자 1은 30세 남성으로 교통사고로 인한 L1/L1, ASIA C로 진단받고, 발병 후 16개월이 경과된 환자로, 합병증으로는 성생활 곤란을 가지고 있었다. WISCI 점수는 13점으로 보조기를 착용하고 보행기(walker)를 이용하여 주위의 도움없이 10m 이상의 보행이 가능하였다. 대상자 2는 54세 남성으로 교통사고로 인한 L3/L3, ASIA D로 진단받고, 발병 후 9개월이 경과된 환자로, 합병증으로는 경직과 성생활 곤란이 있었으며, WISCI 점수는 7점으로 보조기를 착용하고 목발(crutch)을 이용하여 1명의 도움을 받아 10m 이상의 보행이 가능하였다. 대상자 3은 40세 여성으로 교통사고로 인한 C2/C2, ASIA D로 진단받고, 발병 후 22개월이 경과된 환자로, 합병증으로 경직, 변비, 불면증, 우울증, 통증이 있었다. WISCI(walking index spinal cord injury) 점수는 13점으로 보조기를 착용하고 보행기(walker)를 이용하여 도움없이 10m 이상의 보행이 가능하였다. 대상자 4는 48세 남성으로 질환으로 인한 L2/L2, ASIA D로 진단받고, 발병 후 78개월이 경과된 환자로, 합병증으로는 관절구축, 성생활 곤란, 통증이 있었다. WISCI 점수는 9점으로 보행기(walker)를 이용하여 주위의 도움없이 10m 이상의 보행이 가능하였다.(Table 1. 참조)

Table 1. Subject characteristics

Subject	Age (years)	Gender	Diagnosis	ASIA scale	Duration (months)
1	30	Male	L1/L1 incomplete paraplegia	C	16
2	54	Male	L3/L3 incomplete paraplegia	C	9
3	40	Female	C2/C2 incomplete tetraplegia	D	22
4	48	Male	L2/L2 incomplete paraplegia	D	78

## 2. 실험 도구 및 측정방법

### 1) 실험 도구

본 연구에 사용된 트레드밀은 미국의 Golbal fitness사의 SA8700을 이용하였다. 보행훈련 시 운동 강도(속도)의 설정은 Edelle(2001), Elizabeth 등(2001)이 제안한 프로토콜을 참고로 하여, 체중부하 상태에서 자가-선택 속도를 측정 후 보행 훈련 단계가 진행되는 동안 점진적으로 속도가 증가되도록 하였다. 즉, 초기 경사도를 0%에서 고정시키고 보행을 시작하면서 트레드밀의 속도를 천천히 증가시켜 환자가 편안한 느낌을 갖는 속도를 1단계로 맞춘 후 1단계(1~2주)가 지나면, 2단계(3~4주)에서는 최초 자가-선택속도에 25%를 증가시켜 실시하고, 3단계(5~6주차)에서는 1단계 속도에 50%를 증가시키고, 마지막 4단계에서는 최초

의 속도에 100%가 증가되도록 하였다. 또한 트레드밀 보행훈련 중에 가능하면 수직상태의 체간 정렬과 하지를 통한 체중이동과 체중부하가 되도록 하였고, 보행 시 양하지 사이의 입각기와 유각기, 보폭이 규칙적인 리듬과 일정한 활동패턴을 유지되도록 구두명령과 필요하다면 발의 위치를 물리치료사 두 명이 각각 보조해 주는 방법으로 하였다. 각 대상자의 단계별 트레드밀 보행훈련 속도는 Table 2와 같다

Table 2. Treadmill ambulation speed on step

Subject	(mile/h)				
	self-selective	I step	II step	III step	IV step
1	0.7	0.9	1.1	1.3	1.5
2	0.5	0.6	0.7	0.9	1.0
3	0.9	1.1	1.3	1.6	1.8
4	0.8	1.0	1.2	1.4	1.6

## 2) 측정방법

### (1) F-scan 검사

보행분석 시 신속하고 간편하게 연속적인 보행주기를 측정할 수 있고, 해부학적 연관성을 용이하게 해주는 Tekscan사의 F-scan(Foot-Scan, version3.623)을 이용하였다(Fig 1). 보행주기의 측정은 신발 안에 넣고 신게 되어 있는 압력 탐색자(insole)에 의해 측정되며, 압력 탐색자에는 960개의 감지기(transducer)가 0.2인치의 간격으로 21행과 60열의 격자 형태로 일정하게 분포되어 있다(Fig 2). 각각의 감지기에는 두 개의 고유한 좌표값(x값, y값)을 갖게 되는데, 이때 원점 좌표(0, 0)는 발의 외측 상단에 위치한다. 따라서 x값의 증가는 족저압의 중심이 내측으로, y값의 증가는 발뒤꿈치 쪽으로 이동하는 것을 의미한다. 보행주기 중 양하지의 족저압 분포에 따라 첫 번째 양하지 지지기(double limb support I), 단하지 지지(single limb support), 두 번째 양하지 지지기(double limb support II), 유각기(swing)의 4단계로 분류하고 각각의 백분율을 구하였다. 이때 족저압의 중심(COP, center of pressure)은 한 시점에서 각각의 전환기에서 측정된 압력과 그 좌표값의 곱을 전체 압력의 힘으로 나눈 것이 되며, 이는 발바닥 내에서 한 위상으로 표시할 수 있으며 이식은 다음과 같다.

$$\frac{\sum(\text{pressure} \times \text{x-coordination})}{\sum \text{pressure}} \quad \frac{\sum(\text{pressure} \times \text{y-coordination})}{\sum \text{pressure}}$$

이러한 족저압 중심값을 아스키값으로 전환한 후, 최초접지(initial contact)시의 족저압 중심의 전후의 이동거리(cm)를 구하였다. 센서는 신발안의 발바닥에 고정되어 있고 무릎에서 컴퓨터와 연결시키는 전선을 통해 환자 개개인의 보행을 분석하도록 되어 있으며, 분산된 데이터는 PC에 저장되며 소프트웨어로 각 개인의 보행 분석을 전산화하였다(이형수, 2003).

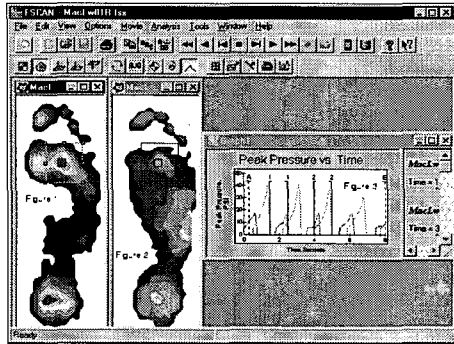


Fig 1. Foot-Scan, version3.623

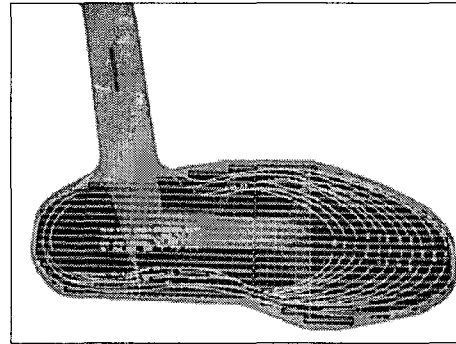


Fig 2. Foot insole

(2) 보행속도와 지구력 검사(walking velocity & walking endurance test)

보행 속도 검사(walking velocity test)에 사용된 검사법은 임상적으로 간편하게 가장 많이 사용되는 방법으로 전자초시계를 이용하여 10m의 구간 중 처음 2m거리에 표시한 선을 통과 한, 첫 번째 걸음의 heel-strike 때부터 구간의 끝부분 8m 선 마지막 걸음의 toe-off까지로 양끝 2m을 제외한 6m 길이에서 만 측정할 것을 가지고, 소요된 시간을 측정(속도 (m/s)=거리(m)/시간(s))하여 보행 속도를 계산하는 방법이다(Patricia 등 2001; Elizabeth 등 2001, Katherine 등 2002.). 측정은 총 3회 이상 반복 실시하여 평균값으로 하였다.

보행 지구력 검사(walking endurance test)에 사용된 보행 검사법은 30m의 트랙을 12분 동안 얼마만큼의 거리를 걷는지 누적 거리 측정하여 보행 지구력을 계산하는 방법이다 (Janice 등, 2002).

(3) WISCI(Walking Index for Spinal Cord Injury)

WISCI는 척수손상 환자를 위한 보행평가도구로서 물리적 도움(physical assistance), 보조기, 보조장구 등의 사용유무와 정도에 따라 순위를 나타낸 것으로, 물리적 도움은 중등도에서 최대 보조의 정도를 두 사람의 도움으로 간주하였고, 최소 보조를 한사람의 도움으로 간주하였다. 평가도구에서 사용한 보조장구는 평행봉, 보행기, 목발 지팡이 등이었으며, 목발과 지팡이는 같은 보조 정도로 간주하였고, 한쪽에서 사용하였는지, 양쪽에 사용하였는지만을 구분하였다. 이 연구에서 사용한 WISCIⅡ 항목은 20개의 개념을 Ditunno(2000) 등의 연구에서 보행능력에 따라 재배열한 항목을 이용하여 평가하였다.

(4) Motore 점수

Motor 점수의 평가는 Daniels, Lovertte, Lowman, Kandall 등이 검사자의 도수 저항과 중력에 대항하는 근력을 측정하여 진단, 운동계의 예후 판정, 치료공과의 평가, 치료효과의 평가를 목적으로 개발되어진 검사도구로 임상적으로 널리 사용되고 있다. 척수손상 환자에게 사용되는 Motor 점수는 척수분절에 따른 주요 근(key muscles)은 C5부터 S1까지 총 10개로 점수계산은 근력이 N이면 5점, G은 4점, F는 3점, P는 2점, T는 1점, Z와 NT는 0점으로 좌, 우측 각각 50점씩 총100점으로 구성되어있다(Judy, 1986). 측정은 총 3회 이상 반복 측정하여 평균값으로 하였다.

### 3. 자료 분석

본 연구에서의 자료 분석은 Windows용 SPSS 10.0 프로그램을 이용하여 전산처리 하였다. 측정 항목에 대한 평균과 표준편차를 산출 하였다. F-scan, 보행 속도와 지구력, WISCI, Motor 점수의 차이는 Wilcoxon signed rank test로 하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위하여 유의도 수준은  $\alpha=0.05$ 로 하였다.

## III. 결과

### 1. WISCI level의 변화

8주간의 트레드밀 보행훈련 전, 후의 WISCI 점수는 대상자 각각 치료 전 13점, 7점, 13점과 9점에서 치료 후 18점, 12점, 20점과 12점으로 나타났으며, 대상자의 평균 WISCI는 치료전 10.5점에서 치료후 15.5점으로 향상 되었으며 통계적으로 유의한 차이( $Z=-2.558$ ,  $p=.011$ )가 나타났다.(Table 2. 참조)

Table 2. The Change of WISCI Score

subject	pre-treatment	pre-treatment	Z-value
1	13	18	
2	7	12	
3	13	20	
4	9	12	
mean	10.5	15.5	-2.558**

### 2. 보행 속도의 변화

8주간의 트레드밀 보행훈련 전, 후의 보행 속도는 대상자 각각 치료 전 0.37m/sec, 0.17m/sec, 0.55m/sec과 0.5m/sec에서 치료 후 0.64m/sec, 0.32m/sec, 0.96m/sec와 0.61m/sec로 나타났으며, 대상자의 평균 보행속도는 치료전 0.40m/sec에서 치료후 15.5m/sec로 향상 되었으며 통계적으로 유의한 차이( $Z=-2.533$ ,  $p=.011$ )가 나타났다.(Table 3. 참조)

Table 3. The Change of Walking Velocity

subject	pre-treatment	pre-treatment	Z-value
1	0.37	0.64	
2	0.17	0.32	
3	0.55	0.96	
4	0.5	0.61	
mean	0.40	15.5	-2.533**

### 3. 보행지구력의 변화

8주간의 트레드밀 보행훈련 전, 후의 보행 지구력은 대상자 각각 치료 전 270m/12min, 105m/12min, 185m/12min와 329m/12min에서 치료 후 435m/12min, 224m/12min, 525m/12min과 385m/12min으로 나타났으며, 대상자의 평균 보행 지구력은 치료 전 222.25m/12min에서 치료후 417.25m/12min으로 증가 되었으며, 통계적으로 유의한 차이 ( $Z=-2.533$ ,  $p= .011$ )가 나타났다.(Table 4. 참조)

Table 4. The Change of Walking Endurance

	(m/min)		
subject	pre-treatment	pre-treatment	Z-value
1	270	435	
2	105	224	
3	185	525	
4	329	385	
mean	222.25	417.25	-2.533**

#### 4. Motor 점수의 변화

8주간의 트레드밀 보행훈련 전, 후의 Motor 점수는 각각 치료 전 82점, 64점, 66점과 82점에서 치료 후 88점, 68점, 78점과 90점으로 나타났으며, 대상자의 평균 Motor 점수는 치료 전 73.5점에서 치료후 81점으로 증가 되었으며, 통계적으로 유의한 차이 ( $Z=-2.533$ ,  $p= .011$ )가 나타났다.(Table 5. 참조).

Table 5. The Change of Motor Score

	(score)		
subject	pre-treatment	pre-treatment	Z-value
1	13	18	
2	7	12	
3	13	20	
4	9	12	
mean	10.5	15.5	-2.558**

#### 5. 보행주기의 변화

8주간의 트레드밀 보행훈련 실험 전, 후의 보행 주기는 다음과 같다. 양하지 지지기 I 은 대상자 각각 치료 전 17.44%, 41.08%, 31.99%와 9.53%에서 치료 후 각각 15.78%, 37.02%, 20.92%와 13.92%로 나타났으며, 대상자의 평균 양하지 지지기 I 은 실험 전 25.01%에서 실험 후 21.91%로 감소하였으나, 통계적으로 유의한 차이 ( $Z=-.985$ ,  $p= .325$ )는 없었고, 양하지 지지기 II 는 치료 전 대상자 각각 26.42%, 43.51%, 26.54%와, 35.67%에서 치료 후 각각 12.27%, 18.51%, 27.67%와 19.61%로 나타났으며, 대상자의 치료 전 평균 양하지 지지기 II 는 실험 전 33.03%에서 실험 후 15.51%로 감소하였으며, 통계적으로 유의한 차이 ( $Z=-2.111$ ,  $p= .035$ )가 나타났다(Table 6). 또한 오른발 단하지 지지기는 대상자 각각 치료 전 27.48%,

8.39%, 26.13%와, 23.61%에서 치료 후 각각 36.89%, 30.70%, 23.68%와 36.05%로 증가하였으며, 평균 오른발 단하지 지지기는 실험 전 21.40%에서 실험 후 31.83%로 증가하였으며, 통계적으로 유의한 차이( $Z=-2.111$ ,  $p= .035$ )가 나타났다. 왼발 단하지 지지기는 대상자 각각 치료 전 28.66%, 7.02%, 15.34%와 31.19%에서 치료 후 35.06%, 13.77%, 27.73%와 30.42%로 증가하였으며, 평균 왼발 단하지 지지기는 실험 전 20.55%에서 실험 후 26.74%로 증가하여, 통계적으로 유의한 차이( $Z=-2.111$ ,  $p= .035$ )가 나타났다(Table 7 참조).

**Table 6 . The change of double limb support I and II**

(%)

subject	Double limb support I		Z	Double limb support II		Z
	pre-Tx(%)	post-Tx(%)		pre-Tx(%)	post-Tx(%)	
1	17.44	15.78		26.42	12.27	
2	41.08	37.02		43.51	18.51	
3	31.99	20.92		26.54	27.67	
4	9.53	13.92		35.67	19.61	
Mean	25.01	21.91	-0.985	33.03	15.51	-2.111**

**Table 7 . The change of Right and left single limb support**

(%)

subject	Right single limb support		Z	Left single limb support		Z
	pre-Tx(%)	post-Tx(%)		pre-Tx(%)	post-Tx(%)	
1	27.48	36.89		28.66	35.06	
2	8.39	30.70		7.02	13.77	
3	26.13	23.68		15.34	27.73	
4	23.61	36.05		31.19	30.42	
Mean	21.40	31.83	-2.11**	20.55	26.74	-2.11**

#### IV. 고 찰

보행은 협응, 균형, 운동감각, 고유수용성감각, 신경계, 관절 및 근육의 통합작용 등이 요구되는 복합적인 운동기능의 결과(Norkin 와 Levangie 1992)로, 신경계에서 적절한 전기적 신호 패턴의 형태로 신경망을 통해 전달되어 근육활동을 유발시켜 인체의 생체역학적인 요구를 만족시킬 수 있을 때 적절한 보행이 이루어진다(Jacques et al, 1998).

Shumway-cook과 Woollacott(1995)은 보행은 환경과 밀접한 연관성을 가지고 있어, 보행의 과정에서 직면하는 여러 장애물을 통해 보행 능력은 계속해서 적응되며 더욱더 부드러운 움직임을 진행시켜 갈 수 있다고 하였으며, 이는 중추신경계가 말초신경계로부터 들어오는 상당히 다양한 구심성 정보들 중에서 가장 적합한 정보를 선택하고 선별하여 움직임을 수정하고 조절하여 실행시킬 수 있는 능력이 있는 것을 의미한다(Van 등, 1997; Van 등, 1998).



결국 보행은 신경회로망(neural networks)의 복잡한 통합과정과 특정 활동의 지속적인 반복을 통해 특성화되어져 단순한 형태를 이루게 된다. 또한 보행과 같이 주기적으로 움직이는 패턴은 호흡, 저작에서도 나타나며, 이러한 주기적인 패턴의 움직임을 설명할 때 Central Pattern Generator(CPG)라는 용어를 사용하며(Grillner, 1973; Smith, 1980), 이것들은 울동적 운동패턴을 만드는 데 관여하는 신경원 집단으로 보고되고 있다(Grillner & Wallen, 1985; Jacques, 1998). 신경원 집단을 자극하기 위해서는 3가지 종류의 자극이 있다는 사실이 여러 연구를 통해 확인되었다(Pearson, 1993; Rossignol, 1996; Pearson, 1995). 그 중 한 가지는 고관절 위치와 관련된 것이고, 두 가지는 체중부하와 관련된 자극이다. 체중부하와 관련된 구심성 자극은 신전근에 작용하는 구심성 고유수용기와 발의 기계적수용기에서 유도되는 외부 수용성 구심성 자극이고, 고관절의 위치와 관련된 구심성 자극은 고관절 주위의 근육으로부터 유입되는 고관절 위치의 구심성 신호라고 할 수 있다. 따라서 구심성 고유수용기의 감각자극이 중추신경계에 효과적으로 전달되지 못하면 보행과 같은 울동적 운동패턴이 흐트러져 운동 효율이 저하된다.

Lhermite(1919)와 Kuhn(1950)는 완전 척수 손상을 입은 환자에게 울동적인 활동을 확인하기는 어려웠지만 불완전 척수 손상을 입은 환자에서 울동적인 불수의적 움직임을 확인할 수 있었고, 가끔 완전한 척수 절단 환자에서도 자가 전달 디딤 움직임(self-propagating stepping movements)이 만들어지는 것을 확인할 수 있다고 했다.

Bussel(1998) 등은 완전 척수 손상을 입은 환자에서 체간과 하지의 신전근에서 울동적인 수축의 출현을 보고했다. 이러한 울동적인 근경련 활동(frequency<1Hz)은 FRA의 말초적인 자극에 의해 멈춰지고, 유도되고, 조절될 수 있으나 울동적인 수축은 결코 수의적으로는 이루어질 수 없으며 단지 한번의 디딤 주기(step cycle)동안만 발생된다고 했다.

완전 척수 손상 환자에서 하지의 교대적인 굴곡과 신전이 자극을 통해 일어난다는 것은 드문 일이지만 불완전 척수손상 환자에서는 훨씬 보편적으로 확인될 수 있었다. Calancie 등(1994)의 보고에서 불완전 경수 손상을 입은 지 17년 된 환자가 집중적인 보행훈련을 받은 지 1주일이 지난 후에 고관절을 신전한 채로 바로 누운 자세에서 하지의 불수의적인 디딤(involutary stepping)과 같은 움직임을 나타냈으며, 양 하지의 모든 근육이 이러한 움직임에 참여하는 것을 확인할 수 있었다고 했다.

Hanna과 Frank(1995)는 뇌사가 일어나는 중이거나 뇌사가 일어난 환자에서 0.2-0.5Hz의 주기로 교대적인 하지의 움직임이 일어났다고 보고했고, 이러한 현상은 동물과 인간의 머리를 자르고(decapitation) 난 이후에 일어나는 어느 정도 울동적인 굴곡 반사 또는 움직임과 관련이 있다고 주장했다.

Elizabeth 등(2001)은 예비 실험으로 3명의 불완전 척수손상(흉수, ASIA C, D) 환자에게 체중지지 트레드밀을 이용하여(Fig 3 참조), 한 시간의 물리치료와 함께 하루에 20분 씩, 주당 5회, 3개월 동안 트레드밀 보행훈련(경사도 0%)을 실시 한 결과, 보행속도가 0.118m/s에서 0.318m/s으로 향상되었고, 보행 지구력이 20.3m/5min에서 63.5m/5min으로 증가되었고, 산소소모율(oxygen cost)이  $1.96\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ 에서  $1.33\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ 으로 감소하여 트레드밀 보행훈련이 보행 속도와 보행 지구력의 증가와 산소 소모량의 감소에 효과적이라고 보고 하였다.

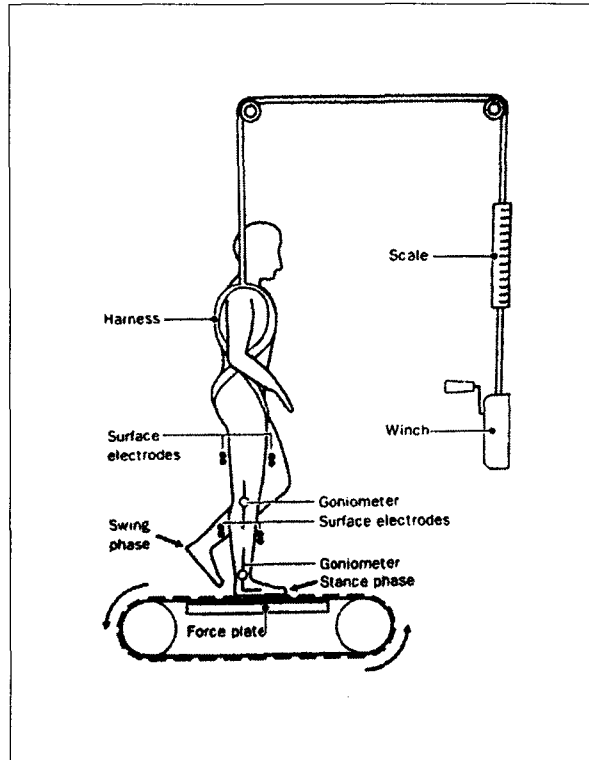


Fig 3. Body Supported treadmill ambulation training

Edelle(2001)는 9명의 만성 불완전 척수손상 환자를 대상으로 보행능력을 향상하기 위해 하지근육에 기능적 전기자극을 주고, 30%의 체중 지지와 함께 트레드밀을 이용하여 하루 1.5시간씩 주당 3회, 3개월 동안 보행훈련(경사도 0%)을 실시한 결과, 지상보행능력(over ground walking)이 0.12m/s에서 0.15m/s로 향상되었고, 트레드밀 부하속도는 0.23m/s에서 0.49m/s으로 빨라졌으며, 트레드밀 보행거리는 93m에서 243m으로 증가되었고, 하지근력(lower extremity motor score)이 15점에서 18점으로 향상되는 결과를 가져와 트레드밀 훈련이 하지근력과 지상보행능력이 효과가 있다고 보고 하였다.

Ichiro 등(2000)은 10명의 파킨슨씨 증후군 환자에게 4주간의 체중지지 트레드밀 보행 훈련과 일반적인 물리치료를 실시한 집단과 일반적인 물리치료 만을 실시한 집단을 비교한 결과 보행 지구력이 트레드밀 보행훈련과 물리치료를 실시한 집단에서  $381.2 \pm 110.2m$ 에서  $408.5 \pm 108.0m$ 으로 향상되었고, 전통적 물리치료 만 실시한 집단에서  $372.5 \pm 114.0m$ 에서  $396.2 \pm 110.0m$ 으로 향상되었으며, 보행 속도는 트레드밀 보행훈련과 물리치료를 실시한 집단은  $10.0 \pm 0.9sec/10m$ 에서  $8.3 \pm 0.7sec/10m$ 으로 유의하게 향상되었고, 물리치료 만 실시한 집단은  $9.5 \pm 0.9sec/10m$ 에서  $8.9 \pm 0.9sec/10m$ 으로 빨라졌으며, 발자국 수는 트레드밀 보행훈련과 물리치료를 실시한 집단은  $22.3 \pm 2.3steps/10m$ 에서  $19.6 \pm 2.2steps/10m$ 으로 유의하게 향상되었고, 물리치료 만 실시한 집단은  $21.5 \pm 2.3steps/10m$ 에서  $20.8 \pm 2.4steps/10m$ 으로 빨라졌다고 보고 하여, 전체적으로 지상 보행 훈련보다 트레드밀 보행 훈련의 효과가 더 크게 나타났다고 보고 하였다.

본 연구에서는 이와 같은 연구결과를 근거로 불완전 척수손상 환자에게 트레드밀 보행 훈

련을 적용했을 때 나타나는 WISCI, 보행 속도, 보행 지구력, motor score, 보행 주기의 변화를 알아보려고 하였다. 연구결과 트레드밀 보행훈련을 적용했을 때 WISCI, 보행 속도, 보행 지구력, motor score의 변화가 유의하게 증가하였으며, 보행 주기 중 첫 번째 양하지 지지기를 제외한 오른발 단하지 지지기, 두 번째 양하지 지지기, 왼발 단하지 지지기에서 유효한 변화를 가져왔다. 이러한 결과는 Elizabeth 등(2001), Edelle(2001)의 연구와 일치한 결과를 가져왔다.

Stefan 등(2001)은 체중지지 없는 트레드밀 보행훈련(경사도 0%) 후에 보행속도, 하지 근 활동, 에너지 소비의 상관관계를 실험하였는데, 발병 후 6주에서 24주가 지난 25명의 뇌졸중 환자에게 체중지지 없는 트레드밀을 이용하여 자가-채택 속도(self-adopted speed)를 측정하여, 이 속도의 -25%(저속)와 +25%(빠름), 자가-채택속도에서 보행훈련을 실시한 결과 분속수(cardence,  $r=.75$ ), 활보장(stride length,  $r=.78$ ), 양하지 지지기( $r=.31$ ), 전거근( $r=.12$ ), 가자미근( $r=.37$ ), 내측광근( $r=.19$ ), 대퇴직근( $r=.31$ ), 대퇴 이두근( $r=.45$ ), 심장 효율( $r=-.55$ )은 트레드밀 이용 속도와 양의 상관관계를 가진다고 하였다. 질환의 종류가 다르기는 하나 체중지지 없는 트레드밀의 보행훈련을 고려한다면, 본 연구에서도 불완전 척수손상 환자의 자가-선택속도에서 점진적인 증가를 제공해 주었다.

트레드밀 보행 훈련은 환자의 보행 중 규칙적이고 리듬 있는 보행을 통하여 하지의 협응 운동 조절을 촉진하고 자세 조절을 제공한다. Malouin 등(1992)은 트레드밀 훈련이 환자들에게 동기부여와 트레드밀 위에서 보행 속도를 유지하도록 하여 환자의 노력을 증가시킨다고 제안하였고, 환자의 가능한 빠른 보행과 같은 패턴으로 많은 반복을 가능하게 하기 때문에 운동학습이론을 뒷받침한다(Hesse 등, 1995; Kottke & Lehman, 1990; Shumway-cook & Wollacottdla, 2001). 또한 트레드밀 보행훈련은 특정 과제 연습(task-oriented practice)은 아니지만 실제의 보행환경과 유사한 과제 지향적 접근법(task-oriented approach)이다(Malouin 등, 1992; Miller 등, 2002).

본 연구에서도 보행 주기가 정상적인 보행 패턴을 향하는 것은 일정한 속도를 유지한 상태에서 반복적인 보행훈련의 결과로 사료된다.

이상의 연구 결과에서 나타나듯이 본 연구 결과는 불완전 척수손상 환자의 보행 훈련을 위한 새로운 치료법으로 활용될 수 있을 것이다. 또한 체중지지를 위한 복잡하고 고가의 보행훈련용 트레드밀을 대체하여 사용할 수 있을 것이다.

본 연구는 국립재활원에 입원하고 있는 환자 중 본 연구의 선정 조건을 충족하는 환자만을 대상으로 연구를 시행 하였고 피험자의 수도 4명으로 충분하지 못했다. 따라서 모든 불완전척수손상 환자에게 일반화하여 해석하는데 제한점이 있다. 앞으로 더 많은 환자를 대상으로 대조군을 선정하여 비교 연구를 실시하여 손상의 정도와 손상 부위에 따른 효과와 본 연구에서 평가하지 못했던 보행의 질적인 요소도 포함하는 연구를 진행 할것이다.

## V. 결론

본 연구의 목적은 일반적으로 사용하고 있는 트레드밀에서의 보행 훈련이 불완전 척수손상 환자의 WISCI, 보행 속도, 보행 지구력, 근력, 보행 주기에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위한 선행 연구이다. 본 연구의 대상자는 불완전 척수손상 ASIA C, D로 진단을 받

고 국립재활원에 입원한 환자 중 본 연구의 필요조건을 충족하는 4명을 대상으로 일반적인 물리치료와 함께 트레드밀을 정해진 순서에 의하여 8주간 보행 훈련을 실시하였다. 보행 훈련 전, 8주 간 보행 후 WISCI, 보행 속도, 보행 지구력, 근력, 보행 주기를 비교한 결과 불완전 척수손상 환자에서 트레드밀 보행 훈련이 WISCI, 보행 속도, 보행 지구력, motor score를 증가시키고, 보행 주기 중 첫 번째 단하지 지지기를 제외한 오른발 단하지 지지기, 양하지 지지기Ⅱ, 왼발 단하지 지지기의 변화를 가져와 보다 규칙적이고 대칭적인 보행패턴이 이루어 졌음을 알 수 있었다.

### 참고문헌

이형수, 트레드밀 보행훈련 프로그램이 만성뇌졸중 환자의 보행에 미치는 영향, 고려대학교 대학원 석사학위 논문, 2003.

Bracken MB, A randomized, controlled trial of methylprednisolone or naloxone in the treatment of acute spinal cord injury, results of the second national acute spinal cord injury study, N Eng J Med, 322:1169-1172, 1990.

Bracken MB, Administration of methylprednisolone for 24 or 48 hours or methylprednisolone for 48 hours in the treatment of acute spinal cord injury, Randomized Controlled Trial, national acute spinal cord injury study, JAMA, 277:1597-1604, 1997.

Burns SP, Recovery of ambulation in motor-incomplete tetraplegia, Arch Phys Med Rehabil, 78:1169-1172, 1997.

Bussel B, Roby-Brami A, Azouvi P, Biraben A, et al, Myoclonus in a patient with a spinal cord transection. Possible involvement of the spinal stepping generator. Brain. 111:1235-1245, 1998.

Calancie B, Needham-Shropshire B, Jacobs P, et al, Involuntary stepping after chronic spinal cord injury, Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man, Brain, 117:1143-1159, 1994.

Cheng H, Olson L, A new surgical technique that allows proximodistal regeneration of 5-HT after complete transection of the rat spinal cord, Exp Neurol, 136:149-161, 1995.

Dietz V, Wirz M, Jensen L, Locomotion in patients with spinal cord injury, Phys Ther, 77:508-516, 1997.

Ditunno JF, Ditunno PJ, Graziani V, et al, walking index for spinal cord injury(WISCI): an international multicenter validity and reliability study, Spinal Cord, 38:234-243, 2000.

Edelle C, Field F, Combined use of body weight support, Functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury, Arch Phys Med Rehabil, 82:818-824, 2001.

Elizabeth J. Protas, S. Ann H, et al, Supported treadmill ambulation training after

spinal core injury: A pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 82:825-831, 2001.

Fraser MH, Personal Communication, 1999.

Granger CV, Mcnamara MA, functional assessment utilization, The long-rang evaluation system: In Granger CV, Gresham GE, editors, *Function assessment rehabilitation medicine*, Baltimore, Williams and Willkins, pp99-121, 1984.

Grillner S, Locomotion in the spinal cat, In: Stein RB, Person KG, Smith RS, Redford JB, eds. *Control of posture and locomotion*, New York: Plenum, pp515-535, 1973.

Grillner S, Wallen P, Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates, *Ann Rev Neurosci*, 8:233-261, 1985.

Hanna JP, Frank JI, Automatic stepping in the pontomedullary stage of central herniation, *Neurology*, 45:985-986, 1995.

Hansebout RR, Blight Ar, Fawcett S, et al, 4-Aminopyridine in chronic spinal cord injury: controlled, double-blind, crossover study in eight patients, *J Neurotrauma*, 10:1-18, 1993.

Ichiro M, Yasuyuki F, Yoshishige U, et al, Treadmill training with body weight support: Its effect on Parkinson's disease, *Arch Phys Med Rehabil*, 81:849-852, 2000.

Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D, Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects, *Arch Phys Med Rehabil*, 80:421-427, 1995.

Jacques D, Henery W.A.A., Van DC, Neural control of locomotion; part 1: The central pattern generator from cats to humans, *Gait and Posture* 7:131-141, 1998

Janice J, Kelly S, Andrew S, et al, Functional walk test in individuals with stroke relation to perceived exertion and myocardial exertion, *Stroke*, 33:756-767, 2002.

Judy P, *Spinal cord injury, USA*, Aspen Publishers Inc, pp7-18, 1986.

Katherine JS, Barbara JK, Bruce H, Step training with body weight support: The effect of treadmill speed and practice paradigm on poststroke locomotor recovery, *Arch Phys Med Rehabil*, 83:683-691, 2002.

Kottke FJ, Lehman JF, Krusen's hand book of Physical Medicine and Rehabilitation. *Therapeutic Exercise to Develop Neuromuscular Coordination*, 3th ed, Philadelphia, WB Saunders, 19:452-479, 1990.

Kuhn RA, Functional capacity of the isolated human spinal cord, *Brain*, 73:1-51, 1950.

Lhermite J, *La section total de la moelle dorsal*, Tardy Pigelet, Bourges, 1919.

Malouin F, Potvin M, Prevost J, et al, Use of an intensive task-oriented gait training program in series of patients with acute cerebrovascular accidents, *Phys Ther*, 72:781-789, 1992.

Miller EW, Quinn ME, Seddon PG. Body weight support treadmill and overground ambulation training for two patients with chronic disability secondary to stroke, *Phys Ther*, 82:53-61, 2002.

Norkin CC, Levangie PK, *Joint structure and function*, 2nd ed, Philadelphia, FA Davis Co., pp448-470, 1992.

Patricia AG, Thomas AM, Owen ME, Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase, *Arch Phys Med Rehabil*, 82:1057-1065, 2001.

Pearson KG, Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates, *Ann Rev Neurosci*, 16:265-297, 1993.

Pearson KG, Proprioceptive regulation of locomotion, *Curr Opin Neurobiol* 5:786-791, 1995.

Rossignol S, Neural control of stereotypic limb movement. In: Rowell LB, Sheperd JT. Editors, *Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, Handbook of Physiology, Sect. 12, Bethesda, MD: American Physiological Society, pp173-216, 1996.

Shumway-Cook, A. & Wollacott, MH, *Motor control: Theory and practical application*, 2ed ed, Maryland, Williams & Wilkins, 2001,

Smith JL, Programming of stereotyped limb movement by spinal generators. In: Stelmach GE, Requin J, eds, *Tutorials in motor behavior*, Amsterdam, North-Holland, pp95-115, 1980.

Stefan H, Cordula W, Tina P, et al, Influence of Walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patient, *Arch Phys Med Rehabil*, 82:1547-1550, 2001.

Van DC, Henry WAA, Faist M, et al, Biceps femoris tendon jerk reflex are enhanced at the end of the swing phase, *Brain Res*, 734:341-344, 1997.

Van DC, Henry WAA, Mulder T, et al, Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training, *Gait and Posture*. 7:251-263. 1998.