대퇴사두근의 이심성 수축치료가 편마비환자의 계단보행에 미치는 영향

신효성 · 홍정화* · 양길태** · 황병용***
산재의료관리원 중앙병원 물리치료실 · 재활공학연구센터*
전북대학교 공과대학 의용생체공학과**
용인대학교 자연과학대학 물리치료학과***

The Effect of the Treatment of Eccentric Contraction on the Stair Gait in Hemiplegic Quadriceps

Hyo-soung Shin · Jung-Hwa Hong*
Gil-Tae Yang**] · Byong-Yong Hwang***

*Department of Physical Therapy, Choongang General Hospital, Worker's Accident Medical Corporation, Korea Orthopedic Rehabilitation Research Center**
*Department of Bionics, College of Engineering Chonbuk University***
*Department of Physical Therapy, College of Natural Science Yong-In University****

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of the treatment of eccentric contraction on the stair gait in hemiplegic quadriceps. Three hemiplegic patients and ten healthy men were recruited as subjects. The change of gait variables were analyzed using three dimensional analysis system (VICON370). Cadence and walking speed on stair gait markedly increased after the treatment then before. The time supported by single limb was increased, where as the time supported by double limb was decreased. The treatment made possible to move more free and stabilized then before.

Key Words: Eccentric contraction, Hemiplegia, Stair gait

Ⅰ. 서 론

인간이 정상으로 걷는다는 것은 일상생활을 영위하는데 있어서 매우 중요한 일이다. 하지는 체중을 지탱하면서 신체의 균형을 유지하며, 한 곳에서 다른 곳으로 이동시키는 중요한 기능을 갖고 있다. 이와 같이 신체의 무게 중심을 전방으로 이동시키는 하지 전체와 체간의 율동적 움직임이 교대로 일어나는 일련의 운동을 보행이라고 한다.

보행은 이러한 기능의 종합적인 조화에 의하여 이루어지는 것으로서 연속된 동작이

율동적으로 일어나고 있기 때문에 자연스럽게 보이지만 생역학적인 관점에서 보면 그렇게 단순한 것은 아니다. 보행은 단순한 유전적 반사 기능이 아니며 오랜 학습을 통한 숙지된 활동으로서, 기본적인 양하지 운동양상에 개인적 특성이 혼합되어 있다. 보행에는 중추 및 말초신경계 뿐만 아니라 신체의 다양한 기관들이 관여하고 있는데, 만일 이중 하나라도 질환이 있게 되면 보행에 이상이 발생된다(김진호, 한태륜, 1993).

보행에서 반복적으로 나타나는 요소가 연속하여 두 번 일어나는 시간적 간격이 보행주기이다(Whittle, 1991). Mann(1971)은 보행주기를 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)로 구분하였는데, 이 두 보행단계가 서로 율동적으로 교대하면서 보행의 형태를 이룬다고 하였다. 즉 입각기는 발이 지면에 접촉하여 체중의 전부 또는 일부가 부하되는 시기로 접지기에서 들림까지를 말하며 보행주기의 60%를 이루고 있고, 유각기는 발을 이동하는 시기며 들림기에서 접지기까지로 보행 주기의 40%에서 이루어진다고 하였다. 그러나 이것은 보행의 속도에 따라 다양해지는데, 속도가 증가하면 유각기는 비례적으로 더 길어지고 입각기와 양하지 지지기는 점점 짧아진다(Murray, 1967).

활보장(stride length)과 활보율(stride rate) 및 입각기와 유각기는 속도가 빨라짐에 따라 입각기의 전체시간은 줄어들며, 한 활보 내에서 입각기의 시간 비율도 줄어든다. 이와 같은 이유로 걸을 때는 입각기의 비율이 크고, 달릴 때는 유각기의 비율이 크고 활보율과 활보장 모두 증가한다. 즉, 느린 속도로 보행 시 보행 속도의 증가는 활보장에 의존하며 빠른 속도로 보행 시 보행속도 증가는 활보율에 의존한다고 보고하였다(Luthtanen & Komi, 1976).

뇌졸중은 신경학적 손상으로 운동장애, 감각장애, 지각장애, 언어장애, 인지장애, 요실금을 동반하며(Rusk et al, 1969; Joseph, 1985; Kottke & Lehanmann, 1990), 마비 형태는 편마비 유형을 나타낸다. 편마비는 비대칭적인 자세로 운동형태가 발달되어 앉은 자세, 기립자세, 보행 시에 정상적인 균형이 어렵게 되어 사지의 정교한 기능수행에 부정적 영향을 미치게 된다. 이에 따라 척추를 똑바로 유지할 수 없게 되고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중 이동시 골반의 전·후 운동, 정위반응, 보호반응, 평형반응을 어렵게 한다(Carr & Shepherd, 1985; Charness, 1986). 따라서 환측 하지(injured limb)는 체중지지 면적이 좁아 충분한 체중을 옮길 수 있는 능력이 상실되므로 체간과 사지에 비정상적 신전근 경직을 증가시켜 환측 다리는 경직성 공동운동에 의해서만 움직이게 된다(Davies, 1990). 이와 같은 이유로 편마비환자에게 효율적인 보행형태를 갖게하는 것은 그들의 일상생활동작 수행에 커다란 의미를 갖게 한다.

일상생활에서 계단 이용은 아주 빈번하게 일어난다. 계단보행은 평지보행에 비해 더 많은 몸의 균형감각과 다리의 힘을 필요로 하기 때문에 정상인에게도 평지보행보다 더 힘든 보행이다. 하지만 중추신경계의 병변으로 인한 편마비 환자의 재활과정에서 계단의 이용방법에 관한 교육이나 치료가 활발히 이루어지지 않고 있는 현실이다. 대부분의 경우 편마비 환자가 보행이 가능하면 퇴원을 하기 때문에 입원기간 동안 체계적인 계단의 이용방법을 배우지 못한 상태에서

퇴원하게 된다. 편마비 환자들은 지팡이로 혼자 걸을 수 있게 된 후에 혼자서 안전하게 계단 오르기를 배우게 된다(Carr & Shepherd, 1995). 따라서 독자적인 계단이용을 숙달시킴으로서 비정상적인 계단보행을 습득하게 되고 이렇게 습득된 보행은 평지보행에도 나쁜 영향을 미칠 가능성을 배제하지 못한다.

편마비 환자의 기립시 하지 체중지지 능력에 대한 연구(권혁철, 1987; 권혜정 등, 1992; Bohannon & Larkin, 1985) 와 골반경사각도에 대한 체중지지의 변화(배성수, 1995)에 대한 연구 등이 있었지만 계단보행에 대한 연구는 전무한 현실이다.

따라서 이 연구는 대퇴사두근의 이심성 치료가 편마비 환자의 계단보행에 미치는 영향의 평가와, 편마비 환자의 계단보행 치료의 적용가능성을 평가하는데 목적이 있다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구대상

이 연구의 대상은 산재의료관리원 중앙병원에 입원 또는 외래로 물리치료를 받고 있는 성인 편마비 환자 중 아래 선정조건에 적합한 실험군 3명과 일상생활이 정상적이고 이상보행의 과거력 및 현 병력이 없는 대조군 10명을 대상으로 하였다.

이 연구에 참여한 환자의 선정조건은 골반이나 양 하지에 정형외과적 질환이 없으면서 의학적으로 뇌졸중에 의한 일측성 편마비(uni- lateral hemiplegia)로 진단받은 환자 중, 타인의 도움 없이 3계단을 오르고 내릴 수 있으면서 자발적으로 이 연구에 참여하고자 하는 환자로 하였다.

2. 인체 측정방법

피험자의 인체측정은 재활공학 연구센터 보행분석실에서 이 측정을 5년간 이상 수행한 경험이 있는 측정자가 Martin 측정계를 사용하여 신장, 몸무게, 다리길이를 측정하였고, 부가적으로 관절중심 위치 추정을 위해 무릎과 발목넓이(관상면 상)를 측정하였다.

3. 이심성 수축 치료 방법

1) 그림 1과 같이 5, 10, 15㎝ 높이의 서로 다른 디딤대를 사용하였다.

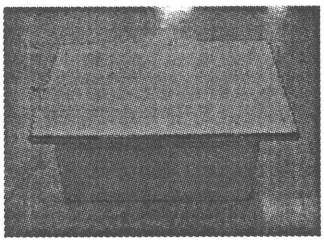

그림 1. 15cm 높이 디딤대

2) 치료는 그림 2와 같이 마비측 다리(왼쪽)를 디딤대에 올려놓은 상태에서 비마비측

그림 2. 치료장면

다리를 바닥에 내려놓도록 하였다. 이때 몸의 체중은 충분히 마비측 다리로 옮겨져야 하며, 고관절, 슬관절 및 족관절의 바른 배열이 유지된 상태에서 치료가 되도록 하였다.

3) 이 과정을 주 3회(격일) 20분씩 표 1과 같이 단계별로 치료를 하였다.

표 1. 디딤대를 이용한 치료계획(높이)

구 분	사례1	사례2	사례3
1 주	5cm	5cm	5cm
2 주	5cm	10cm	10cm
3 주	10cm	10cm	15cm
4 주	10cm	15cm	15cm
5 주	15cm	15cm	15cm

Ⅲ. 결 과

1. 대상자의 일반적인 특성

실험군(3명)의 연령은 40-55세, 신장 161-169 cm, 체중 78-84 kg 사이였으며, 모두 뇌경색으로 인한 편마비 환자였다. 대조군(10명)의 평균 연령, 신장, 체중은 28세, 172 cm, 69 kg였다. 다리길이는 대조군의 경우 좌·우 평균값의 차이가 없어 왼쪽을 기준으로 사용하였다(표 2).

2. 보행인자(gait parameters)의 변화

일반적으로 보행인자는 분속수, 보행속도, 활보장, 보폭 등이며, 이는 객관적 보행 평가를 하는데 있어 가장 단순한 형태이고 기본 요소가 된다(Robinson & Smidt, 1981). 계단 보행에서는 보폭과 활보장이 일정하게 정하여지므로 큰 의미가 없다. 따라서 분속수, 보행속도, 단하지 지지기, 양하지 지지기 등을 보행인자로 보고 계단 오르내르기에서 그 변화를 분석하였다.

1) 계단 오르기 시의 분속수, 보행속도 및 양하지 지지기와 단하지 지지기

분속수는 주어진 시간에 걸은 보(steps)의 수를 말하며 단위는 분당 보의 수로 표시한다. 표 3의 보행 분속수를 살펴보면 치료 전에 비해 치료 후 전반적으로 분속수는 증가하였다. 사례 1의 경우 치료 전(42 steps/min)에서 치료 후(58 steps/min)로 증가를 보였고, 사례 2의 경우 치료 전(28 steps/min)에서 치료 후(37 steps/min) 증가하였으며, 사례 3의 경우 치료 전(62 steps/min)에서 치료 후(65 steps/min) 약간

표 2. 대상자의 일반적인 특성

	정상 (n=10)	사례 1	사례 2	사례 3
성별	남	남	남	남
연령	27.5 ±2.7	40	52	55
신장	172.6 ±3.7	160.5	169.2	167
몸무게	69.0 ±5.2	64	72.7	67.7
다리길이	88.9 ±1.7	77.8	83.8	82.3
마비부위		우측	좌측	좌측
병변원인		뇌경색	뇌경색	뇌경색
검사시까지의 병력기간		8개월	10개월	15개월

의 증가를 보였다. 전반적으로 치료 전에 비해 치료 후 분속수는 증가를 보이나 정상(93 steps/min)에는 미치지 못하였다.

보행속도(walking velocity)는 일정한 방향으로 몸 전체가 이동한 거리를 말하며 분속수와 보폭에 의해 표현된다. 실험 시 보행속도는 통제하지 않았지만 치료 전·후를 비교해 볼 때 분속수의 변화만큼 보행속도 역시 증가하였다.

단하지 지지기 시간은 하지 안정성(limb stability)과 신체 균형(balance) 발달을 확인하는 간접 지표가 된다(Bril & Breniere, 1991; Clark & Phillips, 1993; Sutherland et al, 1980). 표 3의 입각기 단하지 지지기는 증가하는 경향으로 나타났다. 사례 1의 경우 치료 전 14.3%에서 치료 후 22.2%로 증가하였고, 사례 2의 경우 치료 전 10.7%에서 치료 후 14.8%로 증가하였으며, 사례 3의 경우 26.8%에서 27.7%로 증가를 보였다. 양하지 지지기는 단하지 지지기가 증가한 만큼 감소를 보이고 있다. 양하지 지지기가 감소하고 단하지 지지기가 증가하였다는 것은 하지의 안정성과 신체균형 발달이 향상되었음을 의미한다.

2) 계단 내려가기 시의 분속수, 보행속도 및 양하지 지지기와 단하지 지지기

표 4의 보행 분속수를 살펴보면 치료 전에 비해 치료 후 전반적으로 증가하였다. 사례 1의 경우 치료 전(20 steps/min)에서 치료 후(70 steps/min)로 3배 이상 증가를 보

표 3. 대상자의 계단 오르기 보행인자

구분	정상인	사례 1		사례 2		사례 3	
		치료전	치료후	치료전	치료후	치료전	치료후
분속수(steps/min)	93.00	42.00	58.00	28.00	37.00	62.00	65.00
보행속도(m/s)	0.49	0.24	0.35	0.16	0.21	0.35	0.38
활보장(m)	0.63	0.69	0.72	0.65	0.68	0.68	0.70
보폭시간(s)	0.65	1.64	1.13	2.12	1.63	1.04	1.10
보폭(m)	0.26	0.38	0.44	0.33	0.37	0.36	0.36
단하지지지(%)	35.94	14.34	22.22	10.73	14.75	26.79	27.70
양하지지지(%)	26.77	50.96	35.80	68.41	60.22	36.19	35.70

표 4. 대상자의 계단 내려가기 보행인자

구분	정상인	사례 1		사례 2		사례 3	
		치료전	치료후	치료전	치료후	치료전	치료후
분속수(steps/min)	109.00	20.00	70.00	21.00	28.00	67.00	73.00
보행속도(m/s)	0.87	0.12	0.52	0.13	0.18	0.41	0.46
활 보 장(m)	0.96	0.69	0.88	0.71	0.74	0.73	0.75
보폭시간(s)	0.56	1.84	0.83	2.49	1.95	0.92	0.94
보폭(m)	0.58	0.35	0.51	0.39	0.37	0.35	0.37
단하지지지(%)	35.32	8.15	25.26	8.68	15.42	37.47	39.32
양하지지지(%)	27.26	78.64	42.92	68.56	64.16	25.97	25.96

였고, 사례 2의 경우 치료 전(21 steps/min)에서 치료 후(28 steps/min) 증가하였으며, 사례 3의 경우 치료 전(67 steps/min)에서 치료 후(73 steps/min) 증가하였다. 전반적으로 치료 전에 비해 치료 후 분속수는 증가를 보이나, 정상(109 steps/ min)에는 미치지 못하였다. 치료 전·후를 비교해 볼 때 분속수의 변화만큼 보행속도(m/s) 역시 증가하였다. 표 4의 입각기 단하지 지지기는 증가되는 경향으로 나타났다. 사례 1의 경우 치료 전 8.2%에서 치료 후 25.3%로 증가하였고, 사례 2의 경우 치료 전 8.7%에서 치료 후 15.4%로 증가하였으며, 사례 3의 경우 37.5%에서 39.3%로 증가되었다. 양하지 지지기는 단하지 지지기가 증가한 만큼 감소를 보이고 있다. 양하지 지지기가 감소하고 단하지 지지기가 증가하였다는 것은 하지의 안정성과 신체균형 발달이 향상되었음을 의미한다.

3. 관절각의 변화

1) 계단 오르기 시의 골반 경사각의 변화

사례 2의 경우 치료 전에는 골반의 움직임이 보행주기의 35%에서 굴곡이(23°) 강하게 나타나서 보행주기 80%(유각기 중간)까지 심한 변화를 볼 수 있다. 치료 후 같은 시기인 보행주기 35%에서 굴곡이(18°) 다소 감소(5°)하였으며, 변화의 형태도 다소 안정감을 주고 있지만 보행주기 80%(유각기 중간)에서 심한 굴곡(26.1°)을 보인다. 이것은 계단을 오르려 할 때 슬관절과 족관절의 굴곡이 작아져서 몸을 앞으로 더욱 이동시켜 오르려하는 노력으로 보여진다(그림 3).

골반경사(pelvic tilt)로 상체의 기울어진 정도를 알 수 있다. (+)각은 골반이 앞으로 기울어진 정도를 나타내고, (-)각은 상체가 뒤로 기울어진 정도를 나타낸다. 계단보행은 경사지 보행의 일종으로 신체를 전방뿐만 아니라 상방으로의 이동이 동시에 일어난다. 보행이 이루어지기 위해서는 곧바로 서 있는 자세에서 상체를 전방으로 기울여 신체의 무게 중심을 앞쪽으로 이동시켜야 하기 때문에 골반은 전방으로 경사지게 된다. 일반적으로 정상인 계단 보행 시 골반이 전방경사(약13°)된 후 일정한 각도(13.3~16.3°)를 유지하지만 편마비 환자들에게는 신체의 무게 중심의 원활한 이동이 어렵다. 즉 무게 중심이 이동된 후 이동된 무게 중심점이 일정한 움직임을 나타내는 것이 아니고 신체 중심을 유지하기 위하여 비마비측으로 체중을 지지하려는 경향으로 무게중심이 심하게 움직이는 경향을 나타낸다. 또한 마비측으로 계단을 오르는 경우 마비측으로의 무게 중심 이동시간이 짧고, 완벽한 무게 중심 이동이 어렵게 되어 골반의 각도 변화가 심하게 나타난다.

2) 계단 내려가기 시의 골반 경사각의 변화

사례 2의 경우 치료 전 골반경사각의 최대각을 보면 8.7~27.2°에서 치료 후 6.0~15.7°로 보다 정상적인 골반경사각(8.8~12.7°)을 보였다. 치료 전 몸의 무게중심이 상당히 앞으로 치우쳐져 있음을 알 수 있었다. 정상 최대 굴곡각보다 무려 16°정도나 몸의 무게 중심을 앞쪽에 두고 있다. 치료 후 몸의 무게중심이 기저면(base of support)으로 이동함을 알 수 있는데, 이것은 대퇴사두근의 치료가 계단을 내려갈 때 몸의 무게중심점을 안정되게 기저면으로 이동시킬 수 있게 해준 것으로 사료된다(그림 4).

계단을 내려가기 위해서는 상체를 전방으로 이동시키기보다는 똑바로 세워서 신체의

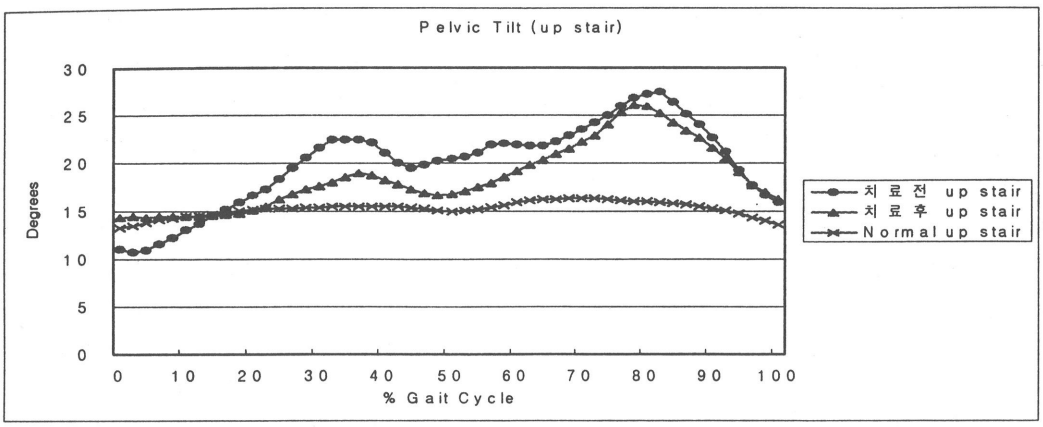

그림 3. 계단 오르기 시 보행주기에 대한 골반경사각의 변화(사례 2)

표 5. 계단 오르기시 골반, 고관절, 슬관절, 족관절의 최대각도(degree)

구분		정상인	사례1	사례2	사례3
Pelvic AT/ PT	치료전	13.3~16.3	5.5~20.0	10.7~27.5	12.8~24.6
	치료후		5.6~19.1	14.4~26.1	6.6~19.8
Hip FX/EX	치료전	8.0~48.3	20.5~63.4	10.9~64.7	10.3~69.0
	치료후		10.1~57.0	8.2~61.3	4.4~65.3
Knee FX/EX	치료전	6.7~74.6	22.7~58.0	-0.1~66.6	-1.41~85.7
	치료후		9.5~53.3	-0.5~76.7	-2.3~92.1
Ankle DFX/PFX	치료전	-10.4~17.3	1.6~16.0	-13.0~20.0	-0.8~16.4
	치료후		2.2~16.4	-12.6~16.7	-10.3~14.1

AT: anterior tilt, PT: posterior tilt, FX: flexion, EX: extension
DFX: dorsiflexion, PFX: plantarflexion

표 6. 계단 내려가기시 골반, 고관절, 슬관절, 족관절의 최대각도(degree)

		정상인	사례1	사례2	사례3
Pelvic AT/PT	치료전	8.8~12.7	0.5~12.7	8.7~27.2	10.2~14.2
	치료후		-5.6~13.1	6.0~15.7	6.5~11.5
Hip FX/EX	치료전	3.4~36.5	21.0~33.4	28.9~55.4	12.4~42.4
	치료후		12.5~32.8	16.8~35.6	9.4~40.7
Knee FX/EX	치료전	11.2~82.9	11.7~27.3	2.8~56.6	6.1~74.9
	치료후		10.0~70.1	1.2~63.8	4.4~76.7
Ankle DFX/PFX	치료전	-20.2~35.9	-20.8~11.4	-27.1~30.9	-20.0~38.3
	치료후		-13.0~34.3	-31.7~30.4	-20.9~34.0

AT: anterior tilt, PT: posterior tilt, FX: flexion, EX: extension
DFX: dorsiflexion, PFX: plantarflexion

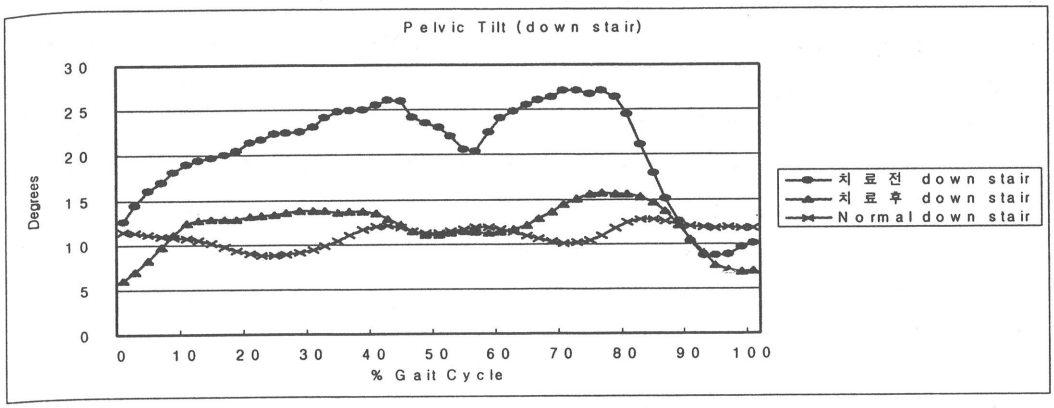

그림 4. 계단 내려가기시의 보행주기에 대한 골반 경사각의 변화(사례2)

무게 중심을 기저면에 유지하거나 기저면보다 뒤쪽에 유지시켜 앞쪽으로 상체가 쏠리는 것을 방지해야 한다. 일반적으로 정상 보행에서는 보행 시 상체를 앞쪽으로 기울여 신체무게 중심을 전방으로 이동시켜야 하지만 계단 보행 시 내려갈 때는 지지점 후방에 유지시켜 전방으로 상체가 회전하려는 움직임을 감소시켜야 한다.

3) 계단 오르기 시의 고관절각의 변화

사례 1의 경우 치료 전·후 패턴이 동일하게 나타나고 있는데, 이는 고관절의 특성상 계단을 올라가기 위해서는 동일한 각도가 필요하기 때문이다. 다만 정상인에 비하여 유각기 말기의 각도가 큰 것은 비효율적인 근육의 사용으로 최대 굴곡이 일어나기 때문이며, 무릎이나 발목이 계단에 끌리는 것을 막기 위해 무릎과 발목에서의 각도를 보상하기 때문이다. 보행주기의 20%(초기 입각기)에 정상에 비해 굴곡 (58°)이 크게 나타나며, 보행주기의 96%(말기 유각기)에서도 지나친 굴곡(63°)이 나타나고 있다. 그러나 그 패턴은 정상인과 유사하게 움직이

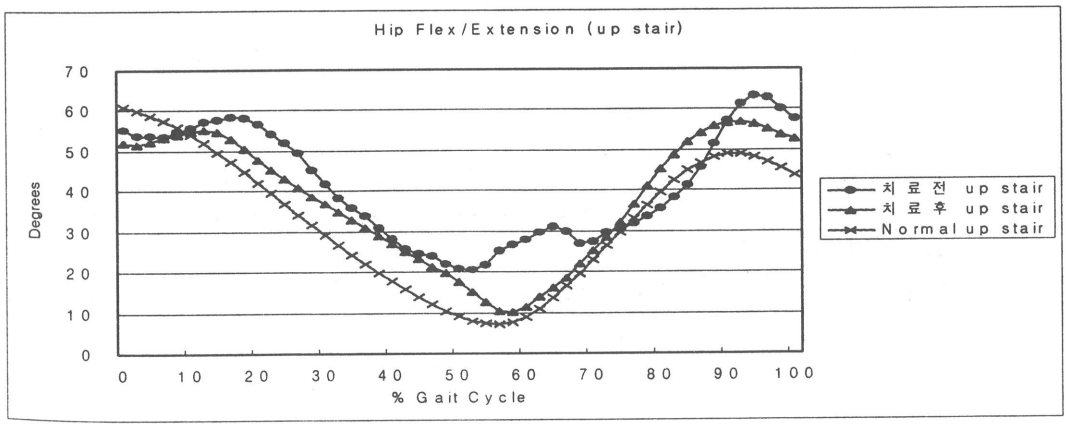

그림 5. 계단 오르기 동작을 수행하는 동안 보행주기에 대한 고관절각의 변화

고 있다. 또한 보행주기의 50%에서 73%(말기 입각기에서 초기 유각기)기간에 고관절이 불안정하게 움직이고 있다. 이것은 입각기에서 유각기로 움직일 때 고관절 굴근들이 적절히 일을 하지 못하기 때문으로 사료된다. 치료 후 보행주기 23%에서 나타났던 굴곡이 감소하였으며, 유각기 끝 부분에서도 굴곡이 감소하였다. 보행주기의 50%~73%시기의 불안정한 움직임이 상당히(18°) 안정되어졌다 고관절각의 변화를 나타낼 때 (+)각은 고관절의 굴곡을, (-)각은 신전을 의미한다. 계단 보행에서 고관절 역시 초기 굴곡각(62°)을 유지하고 있다. 정상보행보다는 초기 굴곡각이 크며 초기 각도에서부터 신전을 시도하게 된다. 이후 반대 발 입각기 말기에 최대 신전이 일어난 다음에 다음 번 계단을 올라가기 위하여 굴곡을 시작해야 한다(그림 5).

4) 계단 내려가기 시의 고관절각의 변화

계단을 내려가기 위해서는 고관절과 슬관절은 충분히 신전되어 있는 상태에서 초기 접지기를 맞이하게 된다. 이후 반대 발이 다음 계단으로 내려가기 때문에 신체를 바로 세워야 하며 최대 신전 하다가 반대 발 접지기 이후부터 신체를 전방 하방으로 이동하기 위하여 굴곡이 빠르게 일어난다.

사례 2의 경우 치료 전 보행주기 45%(중기에서 말기 입각기로의 진행)에서 정상의 경우 지속적인 신전이 이루어져야 하는데 오히려 굴곡이 불규칙하게 나타났다. 치료 후 신전형태로 변화되었으며, 그 폭이 12° 정도 변하였다(그림6).

5) 계단 오르기 시의 슬관절각의 변화

치료 전의 경우 1차 초기 골곡각(52°)이 그대로 유지되나 사례 1의 경우 초기 굴곡(58°)을 다시 시도하는 것은 상체를 전방으로 심하게 기울이면서 그로 인한 하중에 의해 슬관절이 다시 굴곡되고 있는 것으로 생각된다. 이는 슬관절에서 상체를 지지할 충분한 조절이 이루어지지 않기 때문인 것으로 생각된다. 또한 유각기로 들어서면서(보행주기의 50%~73%) 슬관절의 굴곡이 심하게 요동하는 것을 알 수 있는데, 슬관절에 관련된 근육들이 적절한 시기에 굴곡과 신전을 일으키지 못하고 있기 때문이다. 그러나 치료

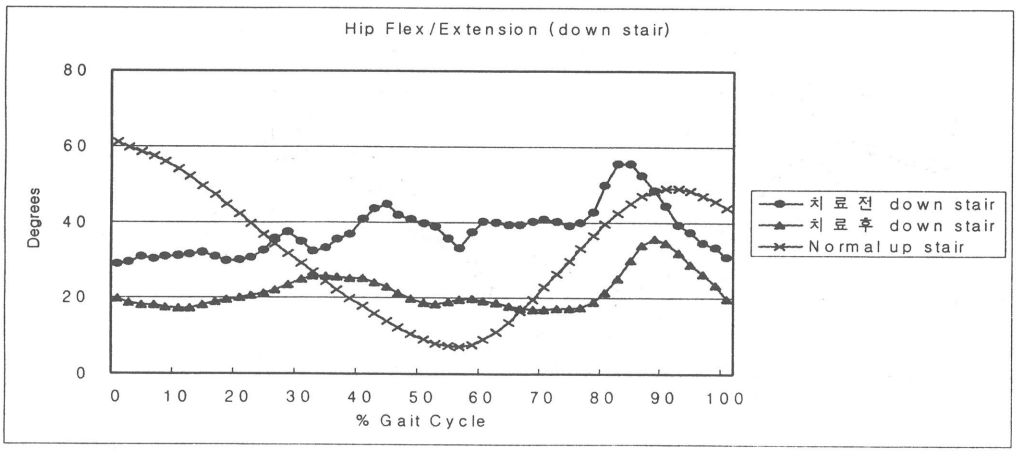

그림 6. 계단 내려가기시의 보행주기에 대한 고관절각의 변화(사례2)

후 치료 전에 나타났던 1차 굴곡각이 감소(11°)하였으며, 유각기 때에도 심하게 흔들리지 않는 것을 볼 수 있는데, 이것은 슬관절에 관여하는 근육들이 적절히 신체 하중을 견딜 수 있을 정도로 회복되어 있음을 알 수 있다.

중간 유각기(보행주기 80%)에서 나타났던 심한 굴곡은 치료 후 정상 굴곡을 회복하였고, 그 시점도 치료 전보다 빠르게 나타났다(그림 7).

6) 계단 내려가기 시의 슬관절각의 변화

사례 1의 경우 치료 전에는 슬관절의 움직임이 거의 나타나지 않는 것으로 보이나, 이는 신체가 계단을 내려갈 때 슬관절이 고정되어 있어 슬관절에 의한 움직임이 나타나지 않음을 알 수 있다. 그러나 치료 후에는 정상인과 마찬가지로 초기 신전상태에서 완전 굴곡이 일어나고 있다. 계단보행 자체가 효과적으로 이루어지고 있음을 알 수 있다. 정상인의 계단보행과 큰 차이가 없고 그 패턴도 유사하게 이루어지고 있어 효과적인 치료가 이루어지고 있음을 알 수 있다(그림 8).

7) 계단 오르기 시의 족관절각의 변화

사례 2의 경우 치료 전 입각기 말기(보행주기 55%~78%)에서 불규칙한 배측굴곡

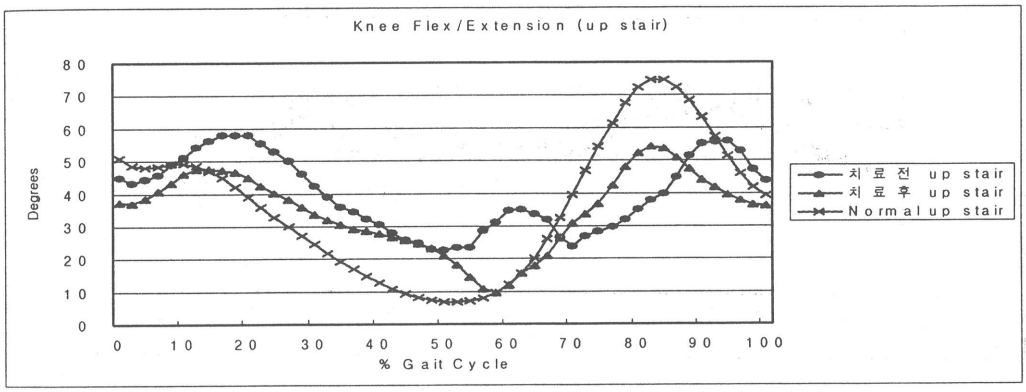

그림 7. 계단 오르기시의 보행주기에 대한 슬관절각의 변화(사례1)

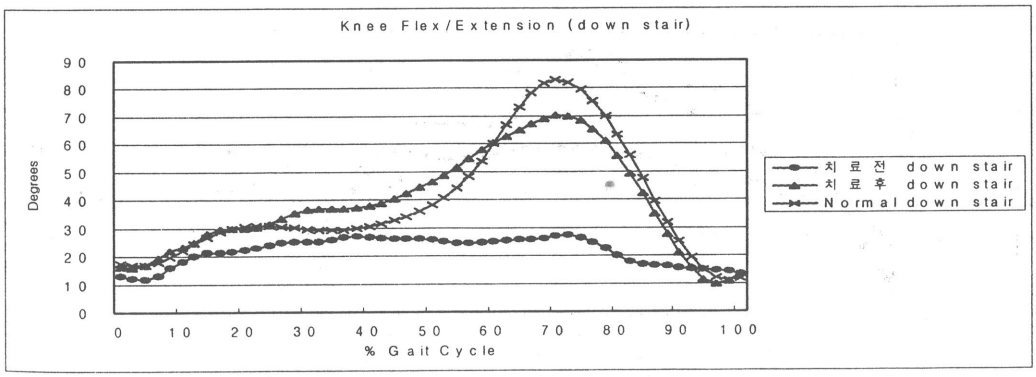

그림 8. 계단 내려가기시의 보행주기에 대한 슬관절각의 변화(사례1)

(dorsi- flexion)이 나타났다. 이 시기는 강한 저측굴곡(plantarflexion)이 나타나야 다음 계단을 올라갈 준비를 할 수 있게 된다. 이것은 계단을 오르려 할 때 발바닥으로 강하게 몸을 상방향으로 밀어주어야 하는데 발목에서 충분한 움직임을 만들지 못하기 때문에 다음 계단에 걸리지 않게 하기 위해 의도적으로 배측굴곡을 만들어 올라가고 있다. 치료 후 같은 시기에서 배측굴곡이 정상형태인 저측굴곡으로 전환되지는 않았지만 불규칙하게 움직이는 동작에는 변화가 있었다.

족관절각의 변화에서 (+)각은 족관절의 배측굴곡을, (-)각은 저측굴곡을 의미한다.

족관절은 입각기 초기에 계단에 올라서고부터 신체가 전방으로 이동하기 때문에 저측굴곡이 나타났다가 반대 발 초기 접지기 이후부터는 신체를 전방 상방으로 이동시키기 위하여 강한 배측굴곡이 일어나야 한다. 이후 유각기 초기에 최대 배측굴곡이 발생하고, 다음 번 계단에 걸리지 않기 위하여 빠른 저측굴곡이 일어나 다음 번 입각기를 준비하고 있다(그림 9).

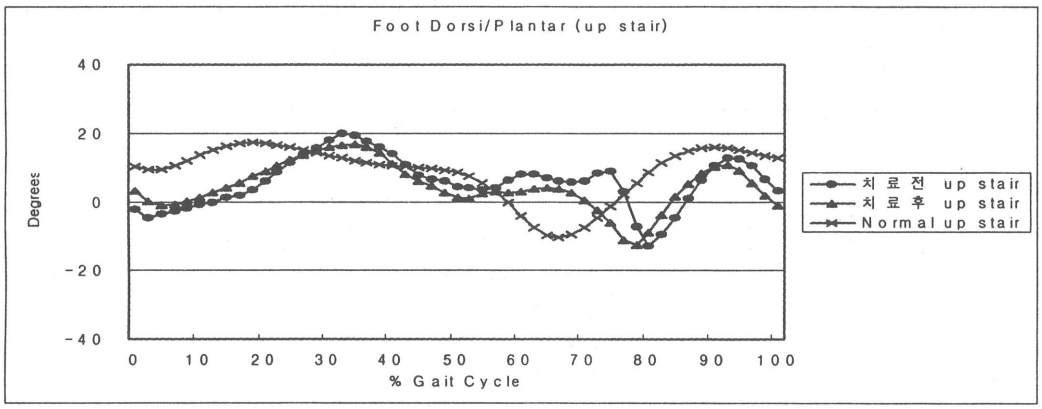

그림 9. 계단 오르기시의 보행주기에 대한 족관절각의 변화

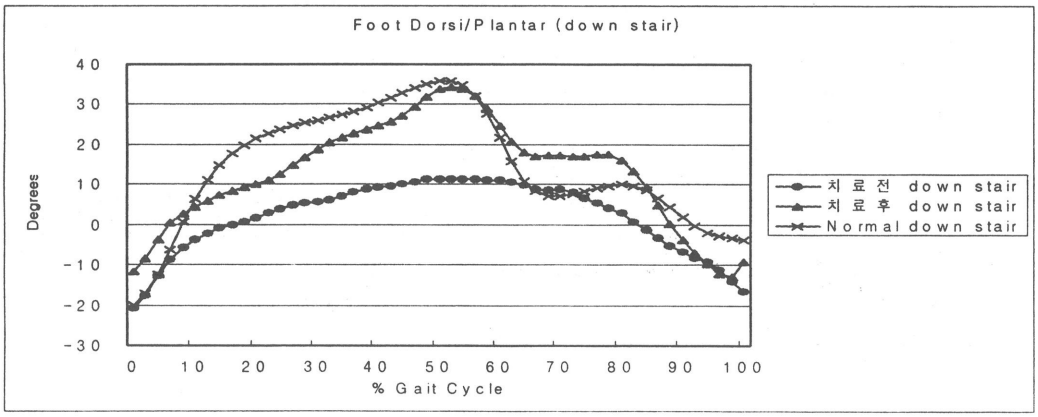

그림 10. 계단 내려가기시의 보행주기에 대한 족관절각의 변화(사례1)

8) 계단 내려오기 시의 족관절각의 변화

사례 2의 경우 보행주기 12%~38%(초기 입각기) 시기에 치료 전은 배측굴곡이 불규칙함을 알 수 있는데 치료 후 상당히 규칙적으로 배측굴곡이 나타나고 있다(그림 10).

정상인의 경우 계단을 내려갈 때 고관절과 슬관절은 최대로 신전되어 있고, 족관절은 초기 입각기 시 저측굴곡이 나타나다 빠르게 배측굴곡으로 바뀌면서 보행주기의 50%(말기 입각기)에 최대로 배측굴곡된다. 초기 접지기 시 저측굴곡이 -20°로 나타나는 것은 다음 번 계단을 확인하고 지지점을 확보하기 위한 작업이며, 신체의 충격을 최소로 하기 위한 행동이다(그림 10).

Ⅳ. 고 찰

지금까지 성인 편마비 환자들의 보행특성에 관한 연구는 많이 있었으나(Cocoran et al, 1970; Mizrahi et al, 1982; Holden et al, 1986; Wall & Turnbull, 1986; Wade et al, 1987), 편마비 환자의 계단보행에 대한 국내 연구는 없었다. 이전에는 계단보행에 대한 적절한 평가 방법이나 도구가 개발되지 않았지만, 현재는 이런 문제들이 기술적으로 해결됨으로서 이 연구를 할 수 있게 되었다. 따라서 이 연구는 독립보행이 가능한 편마비 환자의 대퇴사두근의 이심성 수축 치료가 계단보행에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위해 실시했다.

보행의 형태는 유아보행(0세-5세), 청년보행(6세-20세), 성인보행(21세-60세), 노인보행(61세 이상)으로 나누어 볼 수 있는데, 이 연구에서 실험군의 평균 연령은 49세인데 비해 대조군의 평균 연령은 27세였다. 이렇게 연령 차이가 있음에도 대조군으로 선택한 것은 그 연령이 전형적인 정상보행의 패턴을 보이기 때문이다.

정상인의 계단보행시 골반경사각의 변화를 살펴보면 계단 보행 시 신체는 계단을 올라가거나 계단을 내려오기 위하여 상체를 앞으로 기울이게 된다. 지면에서 계단을 올라서기 위해서는 모든 조건에서 약 5°정도 앞쪽으로 기울어져 있는 것을 알 수 있다. 반대로 계단을 내려오는 경우 지면보행보다 뒤쪽으로 기울어져있는데 이는 체중심을 지지면보다 뒤쪽에 위치하도록 하여 몸의 균형을 유지하도록 하기 때문인 것으로 생각된다.

고관절에서의 변화는 계단을 올라가기 위해서는 다음번 계단이 현재 계단보다 높기 때문에 초기 고관절 굴곡 각도가 계단높이만큼 굴곡 되어 있으며, 입각기 말기에 최대로 신전이 되다가 유각기 동안에 다시 급격한 굴곡이 일어나 다음 번 계단을 준비하고 있다. 반대로 계단을 내려오는 경우 다음 번 계단 높이가 현재 지지면보다 낮기 때문에 초기 고관절의 굴곡 각도는 지면보행보다 작으며 입각기 동안 초기 상태를 그대로 유지 하다가 유각기 중반에 약간의 굴곡이 발생한다.

슬관절에서의 변화는 계단을 오르기 위해서 계단 높이만큼 굴곡 되어 있으며, 보행주기의 10% 이후부터 신체를 다음 번 계단으로 이동하기 위한 급격한 굴곡이 진행되다가 유각기 초기부터 다음 번 계단으로 발을 들어올리기 위하여 급격한 신전을 하고 있다. 반대로 계단을 내려오는 경우 hip의 경우와 마찬가지로 다음 번 계단이 현재 지지면보다 낮기 때문에 신체 하중에 의하여 충

분히 신전되어 있는 상태에서 유각기 중반까지 꾸준히 굴곡되고 있다.

족관절에서의 변화는 지면보행에서는 보행주기중 10% 정도에서 꾸준히 배굴되다가 50% 정도에서 급격한 저굴이 일어나 신체를 전방으로 이동시키고 있지만, 계단보행에서는 초기 접지기부터 보행주기의 20% 까지 배굴되다가 이후부터는 서서히 저굴이 일어나다가 50% 정도에서 급격하게 저굴되고 있다. 계단을 내려오는 경우는 초기에 최대로 저굴되어 있다가, 초기 접지기 이후 보행주기의 10% 정도까지 급격하게 배굴되고 이후부터는 완만한 배굴이 일어나 신체 하중에 의한 충격을 흡수할 수 있도록 하고 있다.

V. 결론 및 제언

대퇴근의 이심성 수축치료가 편마비환자의 계단보행에 미치는 영향을 평가하기 위하여 산재의료관리원 중앙병원에 입원 또는 외래로 물리치료를 받고 있는 성인 편마비 환자 650명 중 의학적으로 뇌졸중에 의한 일측성(unilateral hemiplegia)로 진단받고 타인의 도움없이 3계단을 오르고 내릴 수 있는 환자 3명을 대상으로 3차원 동작분석법을 이용하여 보행인자와 운동학적 변인을 조사, 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 분속수는 계단을 오를 때 치료 전에 비해 치료 후 전반적으로 증가하였으나 정상인에는 미치지 못하였다.

2. 보행속도는 계단을 오를 때와 내릴 때 분속수의 변화만큼 증가하였으며, 단하지 지지기는 전반적으로 증가함을 보였고, 양하지 지지기는 감소하였다.

3. 골반 경사각의 변화는 정상골반의 최대각도(13.3~16.3°)에 비해 편마비 환자에서 그 폭이 크게(사례 1은 5.5~20°, 사례 2는 10.7~27.5°, 사례 3은12.8~24.6°) 나타났으며, 치료 전에 비해 치료 후 굴곡의 변화가 좀더 나아지고 있고(사례 1), 안정감이 있었다(사례 2).. 계단을 내려갈 때도 골반 경사각은 치료 전에 비해 치료 후 체간과 상지의 움직임에 긍정적으로 영향을 미쳤다(사례 1).

4. 고관절 굴곡/신전각 및 슬관절 굴곡/신전각의 변화는 계단을 오를 때나 내려갈 때 치료 전에 비해 치료 후 안정되었다.

5. 족관절각의 변화는 계단을 오를 때 치료 전 마비측에서 효과적으로 신체를 전방으로 이동시키기 어려웠는데 치료 후 마비측에서 효과적으로 신체를 전방으로 이동시킬 수 있었다(사례 1).

이상의 결과로 볼 때 대퇴사두근의 이심성 수축 치료가 성인편마비 환자의 계단보행 중 분속수, 보행속도, 단하지 지지기와 양하지 지지기, 각관절 변화에 긍정적인 영향을 미치고 있음을 시사하지만, 실험군의 수가 너무 적고, 치료기간이 짧은 문제가 있었음을 부인할 수 없다.

참고 문헌

김미예. 유아 성장에 따른 보행 발달. 석사학위 논문, 이화여자대학교 사회체육대학원. 1999.

김봉옥. 임상 보행 분석의 방법. 대한재활의학회지, 1994:18:2.

권혁철. 독립보행이 가능한 편마비환자의 하지 체중지지 특성에 관한 고찰. 석사학위 논문, 연세대학교 보건대학원. 1987.

권혜정, 오경환, 황성수. 편마비 환자의 하지 체중지지율과 보행에 관한 연구. 대한물리치료사협회지, 1992;13(2):93-102.

권영국, 변승남. 새로운 생체역학개론. 서울: 청문각, 1999:424-440.

김영호, 양길태, 임송학. 정상인의 보행특성 분석: 성인 및 어린이. 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 1996;18(1):331-334.

장윤희, 양길태, 임송학, 등. 유아와 성인의 보 행 특성 비교. 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, 1998;20(2):86-87.

한윤교. 경직성 양측 뇌성마비아의 보행특성에 관한 연구. 석사학위 논문, 인하대학교 교육대학원. 1998.

Bresler B, Frankel JP. The forces and moments in the leg during level walking. American Society of Mechanical Engineers Transactions, 1950;72:27-36.

Bril, B, Breniere Y. Timing invariance in toddlers' gait .In J. Fagard & P. H. Wolff(Eds.), the development of timing control and temporal organization in coordinated action. New York: Elsevier. 1991:231-244.

Carr J, Shepherd B. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. Phys Ther. 1985;65(2): 175-180.

Cavagna GA, Margaria R. Mechanics of walking. J Appl Physiol, 1996;21: 271-278.

Charness, A. Stroke / head injury. Aspen Publishers, Inc. 1986.

Charteris J. Human gait cyclograms: Conventions, speed relationship and clinical applications. Int J Rehabil Res, 1982;5:507-518.

Chin P, Rosie A, Irving M, et al. Studies in hemiplegic gait. In F. C. Rose(Ed.), Advances in stroke therapy. New York: Raven Press, 1982:197-210.

Clark E, Phillips J. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking; A dynamical system analysis. Child Develop, 1982;64: 1143-1157.

Collins JJ. Whitle MW. Impulsive forces during walking & their clinical implications. Clin Biomechan, 1989; 4:179-187.

Davies M. Right in the middle. selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia, Berlin, Springer -Verlag. 1990.

Delisa JA. Rehabilitation medicine: Principles and practice, 2nd ed, JB Lippincott Co., 1993:477-506.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams and Wilkins. 1981.

Joseph B. Shoulder pain n stroke patients with hemiplegia or hemiparesis following a CVA. FJPT. 1985:71.

Kottke F, Lehmann J. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation, 4th ed, WB Saunders Co. 1980: 580-646.

Leonard T. Hirschfeld H. Forssberg H. The development walking in children with CP. Devel Med Child Neuro., 1991;33: 567-577.

Murray MP. Gait as a total patterns of movement. Amer J Phys Med, 1967; 46:290-333.

Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. 1994:4-129.

Robinson L, Smidt L. Quantatation gait evaluation in the clinic. Phys Ther, 1981;61:351-353.

Rusk A, Block M, Lowman W. Rehabilitation following traumatic brain damage. Medical Clinic of North America, 1969;53(3):677-684.

Ryerson S, Levit K. Functional movement reeducation. Churchill Livingstone, 1997;433-472.

Whittle W. Musculoskeletal application of three dimensional analysis. In Allard, 1991:295-307.

Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. Clin Orthop Related Res, 1983;175:147-154.

Winter D A. The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press. 1987.