대한물리의학회지 제7권 제3호, 2012년 8월
Vol.7, No.3, August 2012. p.339~348

경직성 양쪽다리 뇌성마비의 무릎관절 형태와 보행기 종류에 따른 근활성도 비교

안 소 윤

부산가톨릭대학교 물리치료학과

Comparison of Muscle Activations on Knee Joint Forms and Walker Types in Cerebral Palsy of Spastic Diplegia

So-Youn Ahn, PT, PhD

Department of Physical Therapy, Catholic University of Pusan

<Abstract>

Purpose : The purpose of this study is to compare muscle activations of neck, trunk and leg in cerebral palsy of spastic diplegia with genu recurvatum and knee flexion contracture, when using anterior and posterior walkers.

Methods : We selected 21 cerebral palsy and received the written consent to participate in this study. The inclusion criteria for participation required patients to have spastic diplegic CP; to be between 3~6 years of age, to have a GMFCS III grade, to have no botulinum toxin injection and orthopedics surgery within before six months starting the study. Measurements of muscle activities (sternocleidomastoid, splenius capitis, rectus abdominis, erector spinea, gluteus maximus, rectus femoris, medial hamstring and calf muscles) were evaluated anterior and posterior walker ambulations. Statistical evaluation of these data were accomplished by utilizing the paired t-test and independent t-test by SPSS 20.0 program. Significance level was set at $p<.05$.

Results : The following results were obtained. There was significant difference on muscle activation of neck, trunk and legs(soleus except) in anterior and posterior walkers. There was no significant difference in muscle activation of neck but significant difference in muscle activation of trunk, legs between genu recurvatum and knee flexion contracture(rectus abdominis, medial hamstring when using anterior walker, rectus abdominis, erector spinea, gluteus maximus, medial hamstring when using posterior walker).

Conclusion : The conclusion of this study is the different knee joint forms would have different effect on muscle activation of trunk and legs while cerebral palsy of spastic diplegic ambulated with anterior walker and

교신저자 : 안소윤, E-mail:syahn@cup.ac.kr
논문접수일 : 2012년 06월 19일 / 수정접수일 : 2012년 08월 20일 / 게재승인일 : 2012년 08월 20일

posterior walker.

Key Words : Walker, Muscle activation, Cerebral palsy, Spastic Dipelgia

Ⅰ. 서 론

뇌성마비는 자세 불안정, 강직, 비정상적인 근긴장도, 비협동, 수의적인 움직임의 제한 및 작용근과 대항근 근육군의 동시수축이라는 일반적인 증상으로 인해 걷는 속도와 한걸음 길이의 감소, 비정상적인 관절상태, 동적인 관절각과 에너지 소비가 증가되므로 보행의 어려움이 발생될 수 있다(Kelly 등, 2008). 전체 뇌성마비의 대부분을 차지하는 경직성 양쪽마비는 팔보다 다리가 더욱 심하게 침범되는 특징이 있으며 비정상적인 근긴장도, 병리적인 근육협동과 자세의 손상이 나타난다(Bobath, 1980; Strotzky 등, 1983). 경직성 뇌성마비 아동은 배근육이 발달되지 않아 몸통이 불안정하며 엉덩관절 폄근의 약화는 관절 주변의 굽힘근과 폄근을 동시에 수축시키므로 불충분한 엉덩관절 굽힘으로 인한 과도한 골반 앞기울임을 일으킨다고 하였다(Dakahashi, 2000). 오태영(2004)은 경직성 양쪽마비의 엉덩관절, 무릎관절 및 발목관절에 다리의 다관절 근육이 영향을 미친다고 하였고, Michael(1988)은 엉덩관절 안쪽돌림근의 과활성으로 인해 특징적인 자세가 유발된다고 하였다. 또한 뇌성마비 아동은 대칭적인 자세유지를 위한 정위 및 평형반응 지연과 불량한 체중이동으로 움직임 조절 능력이 매우 부족하므로 서기나 독립적인 보행을 할 때 운동조절의 어려움이 있다(허정식, 2000; Bobath, 1984; Bertoti 등, 1988, Horak와 Nashner, 1986).

Sutherland(1984)는 경직성 뇌성마비 아동의 보행을 전형적인 꿈치들린휜발(true equinus), 뛰어오르는 보행(jump gait), 외관상 꿈치들린휜발(apparent equinus), 움츠림 보행(crouch gait)의 네 가지 유형으로 구분하였다. 첫째, 전형적인 꿈치들린휜발은 하퇴세갈래근의 발바닥굽힘이 강하게 나타날 때 무릎과 엉덩관절의 폄이 나타나므로 무릎관절 과다젖힘(genu recurvatum)을 유발하게 된다. 둘째, 뛰어오르는 보행은 무릎과 엉덩관절 굽힘근의 경직이 심해서 골반의 앞쪽 기울임이 증가되고, 발목관절에 꿈치들린휜발이 나타나게 된다. 셋째, 외관상 꿈치들린휜발은 아동들의 체중이 증가하면 무릎과 엉덩관절 굽힘이 증가해서 하퇴세갈래근의 경직성이 감소하므로 발목관절에서 발바닥과 발등굽힘은 정상적인 생체역학을 수행하지만 꿈치들린휜발 형태가 나타난다. 마지막으로 움츠린 보행은 꿈치들린휜발과 반대로 발의 현저한 발등굽힘과 무릎과 엉덩관절 굽힘을 보이는 형태이다.

보행시 최소한의 자세 흔들림 속에서 신체를 평형상태로 유지하면서 조정하기 위해서는 관절과 근육, 협응, 균형, 운동감각 및 고유수용성감각의 상호신경지배에 따른 선택적 조절작용이 요구된다(Norkin과 Levangie, 1992; Wilson, 1987). 이러한 균형반응 동안에 자세정렬과 몸통, 골반-엉덩관절, 무릎-발목관절의 기계적 구조를 제공하는 근육뼈대계에 문제가 생긴다면 똑바로 선 자세에서 신체정렬과 중력에 대항한 수직자세를 유지하는데 과도한 에너지가 요구되어 근긴장도가 증가되므로 이차적인 정형외과적 변형이 초래될 수 있다(Shumway-Cook와 Woollacott, 1995). 즉, 넙다리네갈래근육(quadriceps muscle)과 뒤넙다리근육(hamstring muscle)의 부적절한 길이로 인해서 제한적인 무릎관절 굽힘과 폄이 발생하게 된다. 넙다리네갈래근육의 강한 근긴장과 종아리 근육(calf muscle)의 과긴장은 무릎관절을 뒤쪽으로 이동시키는 무릎관절 과다젖힘(knee hyerextension 또는 genu recurvatum, 일명 back knee)을 일으키게 되고, 뒤넙다리근육이 많이 단축되는 무릎관절 굽힘구축에서는 엉덩관절이 90° 굽힘된 상태에서 궁둥뼈 돌기로 체중을 지지하고 앉을 수 없을 뿐만 아니라 보행하는 동안 한걸음 길이가 짧아질 수 있다(Tecklin, 2008). 그러므로 비정상적인 근긴장도와 균형반응이 결여된 뇌성마비 아동에게는 입각기의 근긴장을 감소시켜 안정된 자세로 보행능력을 향상시킬 뿐만 아니라 근육뼈대계통 변형을 예방할 수 있는 보행 보조기 처방이 필요하다

(Levangie 등, 1989; Logan 등, 1990).

Logan 등(1990)은 전방보행기의 경우 지지면이 사용자의 앞쪽에 위치하므로 보행기를 앞으로 밀면서 발걸음을 옮기도록 신체정렬에 영향을 주고, 과도한 몸통 굽힘을 일으키며 균형유지 능력을 감소시킨다고 하였다. 또한 골반과 몸통 움직임의 방해와 다리관절의 영향으로 보행 특성들이 변화하고, 앞으로 넘어지게 되는 위험성이 초래될 수 있으므로(이재호와 원종임, 2000) 정렬 상태의 문제점을 개선시켜 될 수 있으면 정상적인 보행을 유도할 수 있는 후방보행기가 고안되었다(Greiner 등, 1993; Levangie 등, 1989; Logan 등, 1990). 후방보행기는 신체 뒤쪽에 있어서 발걸음을 뗀 후에 몸통 뒤에 있는 보행기를 앞으로 끌어당기게 된다. 지지면이 아동의 뒤쪽에 위치하도록 설계되므로 더욱 똑바로 선 자세에서 걸어가도록 촉진하고(Carnick, 1985; Park 등, 2001), 양발 지지시간을 감소시켜 보행 속도를 더욱 증가시킨다는 이점이 있다(Greiner 등, 1983). 임상적으로 후방보행기를 사용하면 어깨가 좀 더 내려가고, 위팔이 펴지면서 어깨뼈는 좀 더 모아지는 경향을 보이므로 가슴우리를 더 많이 펼 수 있어 골반의 전방경사와 몸통의 굽힘을 개선할 수 있다. Logan 등(1990)과 Park 등(2001)은 후방보행기가 양발 지지시간, 몸통, 엉덩이 및 무릎관절 굽힘, 에너지 소비, 유각기와 한걸음 길이 증가 그리고 전체적인 보행 안정성을 감소시키므로 전방보행기와 비교할 때 올바른 선 자세를 획득하는데 에너지 소비 측면에서 더욱 효율적이라고 하였지만 일반적으로 전방보행기가 많이 사용되고 있다.

Levangie 등(1989)은 정상 아동들의 전방과 후방보행기 사이에 보행특성의 차이와 경직성 뇌성마비 아동의 전방과 후방보행기 사용에 따른 보행의 시공간적 특성을 보고하였고, Schendel 등(2002)은 에너지 소비, 보행 시간과 활보장 매개변수의 관점에서 전방과 후방보행기 사용을 비교하였다. 또한 최근에는 뇌성마비 아동이 보행기를 사용하는 동안에 팔에 증가되는 부하의 정도와 반복으로 인한 위팔 운동학의 중요성을 분석하거나(Greiner 등, 1993, Park 등; 2001, Bachschmidt 등, 2000) 보행기 종류와 신체배치에 따른 신체정렬과 동작 변화에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다(이재호와 원종임, 2000; Greiner 등, 1993; Logan 등, 1990; Strifling 등, 2008).

뇌성마비 아동은 개별적인 장애와 보행능력에 따라서 어떤 보행기가 가장 효율적인 보행패턴을 제공하면서도 최대한의 안전성을 보장할 수 있는지를 판단하는 것은 매우 중요하다. 그러므로 본 연구는 경직성 양쪽다리 뇌성마비 아동의 무릎관절 형태(무릎관절 과다젖힘과 굽힘구축)와 보행기 종류(전방과 후방)에 따른 목, 몸통 및 다리의 근활성도를 비교하여 무릎관절 형태에 적합한 보행기를 선택하는데 도움을 줄 수 있는 자료를 제공하기 위한 목적으로 실시하였다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상 및 기간

부산광역시 소재 B복지관 소아물리치료실에 내원하는 경직성 양쪽다리 뇌성마비 아동 21명을 대상으로 하였다. 본 실험 기준에 적합한 세부적인 선정기준은 첫째, 경직성 양쪽다리 뇌성마비로 의사의 진단을 받은 만 3~6세의 아동, 둘째, 기능적 수준이

Table 1. Physical characteristics of subjects (n=21)

Variables		Genu recurvatum(n=9)	Knee flexion(n=12)	Total(n=21)
Gender	Male	5(23.8)[a]	6(28.6)	11(52.4)
	Female	4(19.0)	6(28.6)	11(52.4)
Age(years)		4.89±.90[b]	4.08±.99	4.43±1.03
Height(cm)		96.14±6.49	90.57±8.71	92.96±8.16
Body weight(kg)		13.49±2.86	13.71±3.33	13.62±3.06

[a] Frequency(%), [b] Mean±SD

GMFCS(대동작 운동기능 분류체계) 제 Ⅲ단계 아동(실내 또는 실외에서 보조적인 이동도구로 걸을 수 있는 아동), 셋째, 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 협조할 수 있는 아동, 넷째, 전기 자극에 대해 거부감이 없는 아동, 다섯째, 최근 6개월 이내에 보툴리늄 주사 또는 외과적 수술을 받지 않는 아동이었다.

연구 대상자의 신체적인 특성은 Table 1과 같고, 두 집단 사이에 연령 및 신장, 체중의 유의한 차이는 없었으며 분산은 동질 하였다.

2. 연구 방법

1) 보행기 종류

전방보행기는 아동용 Guardian walker를 사용하였고, 후방보행기는 Kaye posture control walker를 사용하였다. 전방보행기는 앞쪽에 있는 지지막대에만 두 개의 바퀴가 부착되어 있고, 후방보행기는 뒤쪽의 지지막대에만 두 개의 바퀴가 부착되어 있다.

2) 실험 절차

연구에 참여한 뇌성마비 아동과 보호자에게 연구 목적과 실험절차를 상세하게 설명한 후 서면 동의서를 받았다. 연구 대상자로 선정된 뇌성마비 아동의 무릎관절 관절가동범위를 측정한 후 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군으로 배치하였다. 대상자들이 전방과 후방보행기 사용에 익숙해질 수 있도록 측정 2주 전부터 올바른 보행방법을 소아물리치료사가 지도하였다.

측정 시 모든 대상자는 반팔셔츠와 반바지를 입었고, 보행기의 손잡이 높이는 넙다리뼈 큰전자 위치로 조절하였다. 또한 일상생활에서 경첩관절의 짧은다리 보조기(AFOs)를 착용하던 뇌성마비 아동을 제외하고는 재질이 얇고 발바닥이 미끄럽지 않는 가벼운 양말을 신도록 하였다. 연구자는 치료실 바닥에 10×4m 크기로 보행 영역을 표시한 후 뇌성마비 아동이 보행기로 걸을 수 있도록 “시작”이라는 신호를 주었다. 대상자에게는 눈은 앞쪽 정면을 바라보고, 몸통을 똑바로 편 상태에서 스스로 편안하게 보행속도를 조절하면서 걷도록 지시하였다.

보행기 적용 순서에 따른 수행능력 향상이 특정 보행기에 집중되지 않도록 보행기 종류를 무작위로 배치하여 3회 측정한 평균값을 산출하였고, 매번 측정 후 3분간 휴식을 취하도록 해서 시간 흐름이나 동기결여에 의한 근육의 피로를 최소화 하였다.

3. 측정 방법

1) 무릎관절 관절각도(knee joint angle)

뇌성마비 아동의 무릎관절 관절각은 관절각도계를 이용해 가쪽복사뼈와 넙다리뼈 위관절융기를 연결한 선과 넙다리뼈 위관절융기와 넙다리뼈 큰전자를 연결한 사잇각을 측정하였다(문곤성, 2004). 바로누운자세에서 두 선이 일직선상에 있는 경우를 0°로 해서 무릎관절의 굽힘 각도와 폄 각도를 3회씩 측정하여 평균값을 사용하였다.

2) 표면 근전도(Surface electromyogram)

뇌성마비 아동의 목, 몸통 및 다리 근육의 활동량 변화 정도를 표면 근전도로 측정하였다. 대상자의 근활성도를 수집하기 위해서 8채널 표면 근전도 Noraxon relemyo 2400 system(USA)을 사용하였고, 디지털 처리된 근전도 신호는 개인용 컴퓨터에서 동일 회사의 MyoRearch XP 1.06 Master Edition을 이용해서 처리하였다. 피부저항을 최소화하기 위하여 전극부착 부위를 알코올을 적신 탈지면으로 청결하게 세척한 후에 부착하였다.

보행기 종류에 따른 목, 몸통 및 다리의 활동량 변화 정도를 측정하기 위해 뇌성마비 아동의 골반 기울임이나 보행과 관련된 다리의 다관절 근육(오태영, 2004; Michael 1988) 중에서 목빗근, 머리널판근, 배곧은근, 척추세움근 그리고 큰볼기근, 넙다리곧은근, 안쪽 뒤넙다리근, 종아리근을 측정근육으로 선정하였다. 접지전극은 연구 대상자의 주된 사용손을 기준으로 우세쪽의 각 근육에 최대 근수축 검사(maximal voluntary contraction: MVC)를 시행한 후 근수축이 뚜렷이 보이는 근힘살(muscle belly)에 부착하였고, 기록전극은 근 섬유의 주행방향과 평행하도록 배치한 후 8개의 채널을 통하여 수집하였다.

근전도 신호처리는 표본 추출률을 1,000Hz로 설

정하고, 60Hz의 노치 필터(notch filter)를 사용해서 전기 신호에 의한 잡음을 제거하였다. 대상자가 전방과 후방보행기를 사용해 걷는 동안에 얻어진 목, 몸통 및 다리의 근수축량 중에서 가운데 20초의 값을 실효평균값(RMS, root mean square)으로 구하여 각각 근육에 대한 최대 근수축에 대한 비율(%MVIC)로 산출한 후 근활성도를 비교하였다.

4. 자료 분석

본 연구의 측정 결과는 유의수준 α를 0.05로 설정하여 SPSS 20.0 for windows 통계 프로그램을 사용해 분석하였다. 연구 대상자의 신체적인 특성은 빈도(%), 기술통계를 산출하였으며 콜모고르프-스미르노프(Kolmogorov-smirnov) 검정을 통해 측정변수의 정규분포를 확인하였다. 각 집단 내 전방과 후방보행기에 따른 근활성도 변화를 비교하기 위해 각각 대응표본 t-검정(paired t-test)을 시행하였고, 보행기 종류에 따른 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단 간의 근활성도 차이를 비교하기 위해 독립표본 t-검정(independent t-test)를 실시하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 각 집단 내 보행기 종류에 따른 근활성도 비교

각 집단 내 전방과 후방보행기를 사용한 보행의 근활성도 변화는 다음과 같다(Table 2).

Table 2. Comparison of variables within and between walker types on each group

unit: %MVIC

Variables		Genu recurvatum(n=9)			Knee flexion(n=11)			t-value	p
		Mean±SD	t-value	p	Mean±SD	t-value	p		
Neck									
SCM	ant.	12.47±.91	3.932	.004*	13.38±1.21	5.888	.000*	-1.803	.087
	post.	10.43±1.13			11.39±1.79			-1.402	.177
SC	ant.	15.62±1.61	-6.841	.000*	14.49±1.11	-5.792	.000*	1.904	.072
	post.	17.53±1.41			16.46±1.55			1.638	.118
Trunk									
RA	ant.	13.70±1.65	8.785	.000*	16.09±3.27	8.800	.000*	-2.188	.043*
	post.	7.24±1.06			12.96±3.52			-5.321	.000*
ES	ant.	24.36±1.55	-9.802	.000*	23.20±3.74	-4.886	.000*	.870	.395
	post.	34.80±2.41			31.09±3.18			2.920	.009*
Legs									
GM	ant.	18.17±1.30	12.107	.000*	17.36±2.80	3.153	.009*	.888	.388
	post.	12.19±1.08			14.85±2.32			-3.502	.003*
RF	ant.	21.44±1.47	4.994	.001*	19.53±2.93	3.072	.011*	1.789	.090
	post.	18.06±1.23			17.60±3.17			.459	.653
MH	ant.	29.95±1.77	-5.724	.000*	33.48±2.32	-6.678	.000*	-3.799	.001*
	post.	32.63±1.98			35.64±2.23			-3.200	.005*
Soleus	ant.	18.20±2.16	-1.829	.105	18.85±2.65	-.158	.877	-.600	.556
	post.	18.78±1.77			18.91±3.24			-.109	.914

* P <.05

Note : SCM, Sternocleidomastoid; SC, Splenius Capitis; RA, Rectus Abdominus; ES, Erector Spinae; GM, Gluteus Maximus; RF, Rectus Femoris; MH, Medial Hamstring; Soleus, Soleus muscles
ant., Guardian walker; post., Kaye posture control walker

목 근육은 두 집단 모두 전방과 후방보행기에 따른 목빗근과 머리널판근 근활성도에 유의한 차이가 있었다(p<.05). 또한 몸통 근육에서도 두 집단 모두 전방과 후방보행기에 따른 배곧은근, 척추세움근 근활성도에 유의한 차이가 있었다(p<.05). 하지만 다리 근육의 경우에는 두 집단 모두 전방과 후방보행기 종류에 따른 가자미근 근활성도는 유의한 차이가 없었지만 큰볼기근, 넙다리곧은근, 안쪽 뒤넙다리근 근활성도는 유의한 차이가 있었다(p<.05).

2. 보행기 종류에 따른 두 집단 간의 근활성도 비교

보행기 종류에 따른 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단 간의 근활성도 차이는 다음과 같다(Table 2).

목 근육은 두 보행기 모두 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단간 목빗근과 머리널판근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다(p<.05). 몸통 근육의 경우에는 전방보행기를 사용했을 때 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단간 척추세움근 근활성도는 유의한 차이가 없었지만 배곧은근의 근활성도는 두 집단간 유의한 차이가 있었으며 후방보행기를 사용했을 때는 두 집단간 배곧은근과 척추세움근 근활성도에 유의한 차이가 있었다(p<.05). 다리 근육의 경우에도 전방보행기를 사용했을 때 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단간 큰볼기근, 넙다리곧은근, 가자미근 근활성도는 유의한 차이가 없었지만 안쪽 뒤넙다리근 근활성도는 두 집단간 유의한 차이가 있었으며 후방보행기를 사용했을 때는 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 집단간 넙다리곧은근, 가자미근 근활성도는 유의한 차이가 없었지만 큰볼기근과 안쪽 뒤넙다리근 근활성도는 두 집단간 유의한 차이가 있었다(p<.05).

Ⅳ. 고 찰

대부분의 뇌성마비 아동에게 이동 시 보행의 안정성과 독립성을 위해서 보행기를 처방하고 있다. 뇌성마비 아동의 보조장비 처방이 정상적인 보행을 촉진하고, 적은 에너지가 소비되도록 접근할 수 있다는(Ganguli 등, 1974; Kelly, 2002; Konop 등, 2009; Stallard 등, 1978) 것에 일반적으로 동의하지만 보행기 종류에 따른 보행특성과 신체정렬 상태의 변화에 대한 연구들(Bachschmidt 등, 2000; Greiner 등, 1993; Levangie 등, 1989; Logan 등, 1990, Mattsson과 Andersson, 1997)이나 보행기 종류에 따른 뇌성마비 아동의 상지 운동역학적 분석(Kelly 등, 2008; Strifling 2008) 등에 관한 선행연구들이 대부분이므로 환자의 개별적인 신체양상을 고려한 보행기를 실질적으로 임상에 적용하는 것은 많은 어려움이 있다. 또한 보행기와 관련된 대부분의 연구들이 한 집단의 전체 대상자들이 전방과 후방보행기 두 가지 상황에 참여하는 단일사례 실험설계라는 제한점이 있다. 따라서 본 연구에서는 경직성 뇌성마비 아동을 무릎관절 형태에 따라 과다젖힘과 굽힘구축으로 배분한 후 전방과 후방보행기를 적용했을 때 목, 몸통 및 다리의 근활성도 차이를 비교하였다.

경직성 양쪽마비 아동은 배근육이 발달되지 않아 몸통이 비활성화 되고, 다리의 굽힘근과 폄근의 동시수축으로 과도한 골반 기울임과 불충분한 엉덩관절 굽힘이 일어나므로(Dakahashi, 2000) 독립적으로 안정된 보행을 하기 위해서는 척추, 골반, 엉덩관절의 정상적인 신체배열에서 대칭적인 체중부하를 할 수 있어야 한다고 하였다(Sutherland, 1984). 이에 본 연구에서는 경직성 양지마비아의 기립 시 다리 근육의 실효치값과 골반 기울임각, 다리 관절각에 유의한 상관관계가 있다는 양경옥(2008)과 Jensen 등(1971)의 연구에 유추해서 뇌성마비 아동이 항중력적 똑바로 선 자세로 보행하는데 가장 적합한 보행기를 판단하였다. 또한 경직성 뇌성마비 아동의 두 가지 보행기 종류에 따른 차이 뿐만 아니라 이차적인 근육뼈대계 변형인 무릎관절 형태(무릎관절 과다젖힘과 굽힘구축)에 따른 목, 몸통 및 다리의 근활성도 차이를 비교하였다.

목빗근의 경우에는 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 모두 후방보다 전방보행기를 사용했을 때 근활성도가 높았고, 유의한 차이가 있었다. 이는 전방보행기를 사용했을 때 엉덩관절을 굽힌 상태에서

몸통을 과도하게 숙이면 중력중심선이 앞에 위치하므로 목 굽힘이 발생하였다는 보고와 유사하였다(Hoffinger 등, 1993; Kelly 등, 1997). 경직성 양쪽마비 아동의 정렬상태와 보행방식을 분석한 연구에서 몸통과 엉덩-무릎관절의 굽힘이 보행 양상에 영향을 주면 근육의 구축이 유발되므로 이 상태에서 척추 안정성을 유지하는 몸통 근력이 약하면 앞으로 기댄 채 어깨 굽힘과 팔꿈치 폄 상태로 보행기를 미는 경향이 있어 앞으로 전진이 어려울 뿐만 아니라 균형 상실로 넘어질 위험이 발생할 수 있다고 하였다(Carmik, 1985; Wilson, 1987). 머리널판근의 경우에도 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 모두 전방보다 후방보행기를 사용할 때 근활성도가 높았고, 유의한 차이가 있었다. 이는 후방보행기의 평행 막대가 아동의 뒤쪽에 위치하여 엉덩관절 폄근들이 몸통의 폄을 유도하므로(Perry, 1992) 목을 똑바로 세워서 정면을 바라보며 어깨 폄과 팔꿈치 굽힘으로 보행기를 끌도록 만드는 것이다. 이처럼 목빗근과 머리널판근 모두 보행기 종류에 따른 근활성도 차이는 있었지만 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군의 근활성도의 차이가 없어서 뇌성마비 아동의 무릎관절 변형이 목의 정렬에 미치는 영향은 크지 않은 것으로 보인다.

이재호와 원종임(2000)은 보행기 유형에 따른 신체정렬 상태의 변화를 비교한 연구에서 몸통관절각은 전방보행기에서 22.23±12.54°, 후방보행기에서 10.31±6.45° 이었고, 엉덩관절각은 전방보행기에서 28.40±1.98°, 후방보행기에서 16.68±18.20°으로 전방보다 후방보행기를 사용했을 때 유의하게 감소하여 후방보행기 사용이 기립자세를 보다 잘 유지할 수 있다고 하였다. 본 연구에서도 뇌성마비의 무릎관절 형태에 관계없이 후방 보다 전방보행기를 사용할 때 배곧은근과 넙다리곧은근의 근활성도가 유의하게 증가하였고, 상대적으로 척추세움근의 근활성도는 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 모두 전방보다 후방보행기를 사용할 때 유의하게 높았다. 이는 배곧은근과 넙다리곧은근 모두 전방 보다 후방보행기를 사용할 때 근활성도가 유의하게 감소하였으므로 배곧은근과 넙다리곧은근의 근수축이 상대적으로 높으며 골반 기울임각이 증가하는 전방보행기를 사용한 보행보다는 몸통과 엉덩관절이 폄 되므로 보다 직립적인 자세를 취할 수 있을 것이다. 이러한 결과는 후방보행기가 보행하는 동안에 더욱 똑바로 선 자세를 촉진시켜 안정성 있는 보행을 획득하는데 더 적당하다는 것을 보고한 여러 선행 연구(Greiner 등, 1993; Logan 등, 1990)와 일치하지만 뇌성마비 아동의 전방과 후방보행기를 사용한 보행은 시상면에서 몸통의 운동학이 보행기 종류에 의존하지 않고 몸통 기울임 정도가 유사하다고 주장한 연구(Bachschmidt 등, 2000)와 차이를 보였다. 이는 기립자세를 유지하는데 다리보다는 팔로 균형을 조절하면서 골반과 몸통을 전진시키면서 보행을 했기 때문이라고 사료된다.

Park 등(2001)은 후방보행기를 사용 할 때 보행주기 동안에 골반 기울임각의 감소, 초기접촉과 중간입각기에서 엉덩관절 굽힘각의 감소뿐만 아니라 무릎관절 굽힘각이 초기접촉에서 유의하게 감소하였으며 어떤 대상자에게도 입각기 동안에 무릎관절 과다젖힘이 나타나지 않는다고 하였다. 본 연구에서도 안쪽 뒤넙다리근의 근활성도의 경우에 무릎관절 과다젖힘군과 굽힘구축군 모두 전방보다 후방보행기를 사용했을 때 근활성도가 유의하게 증가하였다. 이러한 결과는 전방 보다 후방보행기를 사용했을 때 무릎관절 관절각이 4.08° 유의하게 감소하였다는 이재호와 원종임(2000)의 보고와 일치한다고 볼 수 있다.

보행에서 발목관절은 착지하는 동안에 충격흡수와 앞쪽으로 이동하는데 매우 중요하다. 본 연구에서 가자미근의 경우 무릎관절 변형은 물론 보행기 종류에 따른 근활성도에도 유의한 차이가 없었으므로 경직성 양쪽다리 뇌성마비는 무릎관절 형태와 보행기 종류에 상관없이 발목에서 발바닥굽힘이 일어난다고 해석할 수 있다. 이는 장딴지근과 종아리근의 정적 및 동적 연축이 보행의 입각기와 유각기 동안에 발목관절의 발바닥굽힘을 지속시키므로 발뒤꿈치가 들리게 된다는 것을 의미한다(Winter, 1983; Perry 1992).

전방보행기를 사용할 때 배곧은근과 안쪽 뒤넙다리근은 무릎관절 과다젖힘군 보다 굽힘구축군의 근활성도에 유의한 증가가 있었다. 하지만 후방보행기

를 사용할 때 배곧은근과 안쪽 뒤넙다리근은 무릎관절 과다젖힘군보다 굽힘구축군의 근활성도의 유의한 증가가 있었고, 척추세움근과 큰볼기근은 무릎관절 과다젖힘군 보다 굽힘구축군의 근활성도에 유의한 감소가 있었다. 이러한 결과는 뇌성마비 아동이 전방보행기로 보행하는 경우에 후방보행기를 사용할 때 보다 몸통은 더욱 굽혀지지만 엉덩관절과 무릎관절 폄이 상대적으로 증가하게 되고, 후방보행기를 사용하면 전방보행기에 비해서 몸통은 더욱 폄하게 되지만 엉덩관절과 무릎관절 굽힘은 상대적으로 증가되는 것으로 생각된다. 따라서 무릎관절 형태에 관계없이 모든 뇌성마비 아동이 골반 기울임각의 감소와 몸통 폄이 촉진되는 자세로 보행하도록 유도하기 위해서는 후방보행기가 이점이 있겠지만 무릎관절 과다젖힘이나 굽힘구축과 같은 무릎관절의 변형 형태를 고려한다면 무릎관절 과다젖힘군은 상대적으로 많은 엉덩관절과 무릎관절 굽힘을 유도하는 후방보행기를 사용하는 편이 도움이 되고, 반대로 무릎관절 굽힘구축군은 엉덩관절과 무릎관절 폄을 상대적으로 많이 촉진하는 전방보행기를 사용하는 것이 보행의 질적 개선에 도움이 될 것으로 사료된다.

하지만 본 연구는 특정기관의 뇌성마비 아동만을 대상으로 하였고, 대상인원이 적어서 연구결과를 일반화하는데 제한이 있으므로 뇌성마비를 대상으로 이차적인 변형을 예방할 수 있는 올바른 자세로 보행하기 위해서는 각각의 운동장애 특성에 맞는 보행기가 개발되어야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 경직성 양쪽다리 뇌성마비 아동 21명을 대상으로 무릎관절 형태와 보행기 종류에 따른 목, 몸통 및 다리의 근활성도 차이를 확인하고자 실시하였다. 연구 결과 무릎관절 형태에 상관없이 전방과 후방보행기 종류에 따라서 목, 몸통 그리고 다리 근육(가자미근을 제외)에서 근활성도의 유의한 차이가 있었다. 또한 보행기 종류에 따라서 무릎관절의 과다젖힘과 굽힘구축 형태 사이의 목의 근활성도는 유의한 차이가 없었지만 몸통과 다리의 근활성도는 유의한 차이가 있었다. 즉, 전방보행기를 사용할 때는 배곧은근과 안쪽 뒤넙다리근의 근활성도에 유의한 차이가 있었고, 후방보행기를 사용할 때는 배곧은근, 척추세움근, 큰볼기근, 안쪽 뒤넙다리근의 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 이러한 결과들을 통해 경직성 양쪽다리 뇌성마비의 무릎관절 형태는 어떤 종류의 보행기를 사용해서 보행하는지에 따라서 몸통과 다리의 근활성도에 차이가 발생하고, 이에 따른 신체정렬의 변화를 유도할 것으로 사료된다. 그러므로 향후 뇌성마비 아동의 신체적인 특성과 보행능력에 따른 이차적인 변형을 예방하기 위해서는 개별적인 장애에 가장 효율적인 보행패턴을 제공하는 보행기 처방이 필요할 것이다.

Acknowledgement

본 논문은 2010년도 부산가톨릭대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

참 고 문 헌

문곤성. 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동 역학적 분석과 근 활동의 근전도 분석. 연세대학교 대학원. 박사학위 논문. 2004.

양경옥. 경직성 양지마비아의 기립 시 하지근 활성과 하지 관절각에 관한 연구. 동신대학교 대학원. 석사학위 논문. 2008.

오태영. 관절가동기법이 양하지 뇌성마비 아동의 하지 기능에 미치는 영향. 대구대학교 대학원. 박사학위 논문. 2004.

이재호, 원종임. 전방 보행기와 후방 보행기가 뇌성마비아동의 보행 특성과 신체 정렬상태에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2000;7(2):55-65.

허정식. 뇌성마비 아동과 정상 아동의 보행 동작의 운동학적 분석. 한국스포츠리서치. 2000;63(6):127-38.

Bachschmidt R, Harris GF, Ackman J et al. Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy: anterior versus posterior walkers. Pediatric gait. 2000:217-23.

Bertoti DB, Gross AL. Evaluation of biofeedback seat insert for improving active sitting posture in children with cerebral palsy: A clinical report. Phys Ther. 1988;68(7):1109-13.

Bobath B. Bobath K. Motor development in the different types of cerebral palsy. 4th ed. London. Heinemann Physiotherapy. 1985.

Bobath K. A Neurophysiological basis for the treatment of cerebral palsy. Suffolk. England. Lavenham. 1980.

Dakahashi S. Beyond Pay for Performance. Translated by TJ Jung and HK Ham in Korean. Muhan Co. 2000.

Ganguli S, Bose KS, Datta SR et al. Biomechanical approach to the functional assessment of the use of crutches for ambulation. Ergonomics. 1974;17 (3):365-74.

Greiner BM, Czerniecki JM. Deitz JC. Gait parameters of children with spastic diplegia: a comparison of effects of posterior and anterior walkers. Arch Phys Med Rehabil. 1993;74(4): 381-5.

Hoffinger SA, Rab GT, Abou-Ghaida H. Hamstrings in cerebral palsy crouch gait. J Pediatr Orthop. 1993;13(6):722-6.

Horak FB, Nashner LM. Cental programing of postural movement: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol. 1986;55 (6):1369-81.

Jensen RH, Smidt GL, Johnston RC. A technique for obtaining measurements of force generated by hip muscles. Arch Phys Med Rehabil. 1971;52 (5):207-15.

Kelly IP, Jenkinson A, Stephens M et al. The kinematic patterns of toe-walkers. J Pediatr Orthop. 1997;17(4):478-80.

Kelly MB, Lucy LU, Stephen SK et al. Lower extremity characterization of walker-assisted gait in children with spastic diplegic cerebral palsy. Taylor & Francis Group LLC. 2008.

Kelly S. Oxygen cost, walking speed, and perceived exertion in children with cerebral palsy when walking with anterior and posterior walkers. Pediatr Phys Ther. 2002;14(3):159-61.

Konop KA, Strifling KM, Wang M et al. Upper extremity kinetics and energy expenditure during walker-assisted gait in children with cerebral palsy. Acta Orthop Traumatol Turc. 2009;43(2): 156-64.

Logan L, Byers-Hinkley K. Ciccone CD. Anterior versus posterior walkers: a gait analysis study. Dev Med Child Neurol. 1990:32(12):1044-8.

Levangie PK, Chimera M, Johnson M et al. The effects of posterior rolling walkers vs. the standard rolling walker on gait characteristics of children with spastic cerebral palsy. Phys Occup Ther Pediatr. 1989;9(4):1-17.

Mattsson E, Andersson C. Oxygen cost, walking speed, and perceived exertion in children with cerebral palsy when walking with anterior and posterior walkers. Dev Med Child Neurol. 1997; 39(10):671-6.

Michael W. Gait analysis: an introduction. cline chair of rehabilitation technology. 1988.

Norkin CC, Levangie PK. Joint structure and function. Philadelphia. FA Davis Co. 1992.

Park ES, Park CI, Kim JY. Comparison of anterior and posterior walkers with respect to gait parameters and energy expenditure of children with spastic diplegic cerebral palsy. Yonsei Med J. 2001;42(2):180-4.

Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. SLACK Co. 1992.

Schendel DE, Schuchat A, Thorsen P. Public health issues related to infection in pregnancy and cerebral palsy. Ment Retard Dev Disabil Res Rev. 2002;8(1):39-45.

Shumway-Cook A. Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications. Philadephia. Williams & Wilkins. 1995.

Stallard J, Sankarankutty M, Rose GK. A comparison of axillary, elbow and Canadian crutches. Rheumatol Rehabil. 1978;17(4):237-9.

Strinfling KM, Lu N, Wang M et al. Comparison of upper extremity kinematics in children with spastic diplegic cerebral palsy using anterior and posterior walkers. Gait Posture. 2008;28(3):412-9.

Strotzky K. Gait analysis in cerebral palsied and nonhandicapped children. Arch Phys Med Rehabil. 1983;64(7):291-5.

Sutherland DH. Gait disorders in childhood and adolescence. Lippincott Williams and Wilkins. 1984.

Tecklin JS. Pediatric physical therapy. 4th ed. Lippincott Williams and Wilkins. 2007.

Wilson JM. Developing ambulation skills. Black Scientific Publications. Oxford London. 1987.

Winter DA. Biomechanical motor pattern in normal walking. J Mot Behav. 1983;15(4):302-30.