

정상인에서 쭈그림보행 시뮬레이션 시 관찰된 보상적 전략

김택훈

한서대학교 물리치료학과

권오윤

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, 보건환경대학원 인간공학치료학과, 보건과학연구소

이충휘, 조상현

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학연구소

권혁철

대구대학교 재활공학과

김영호

연세대학교 의공학과, 의공학연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터,
첨단의료기기 기술혁신센터

Abstract

Compensatory Strategy Observed in the Simulated Crouch Gait of Healthy Adults

Kim Tack-hoon, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

Kwon Oh-yun, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Dept. of Ergotherapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University

Yi Chung-hwi, Ph.D., P.T.

Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University

Kwon Hyuk-cheol, Ph.D., P.T.

Dept. of Rehabilitation Technology, Daegu University

Kim Young-ho, Ph.D.

Dept. of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering
Research Institute for Medical Instrumentation & Engineering
Technology Innovation Center for Medical Instruments, Yonsei University

This simulation study investigated the characteristics of normal gait, 30° crouch gait, 30° crouch/equinus gait, 45° crouch gait, 45° crouch/equinus gait. The knee flexion angles were restricted using a specially designed orthosis. This study was carried out in a motion analysis laboratory of the National Rehabilitation Center. Fifteen healthy male subjects were recruited for the study.

The purposes of this study were (1) to compare spatiotemporal parameters, kinematics, and kinetic variables in the sagittal plane among the different gait, (2) to investigate the secondary compensatory strategy, and (3) to suggest biomechanical physical therapy treatment methods. The pattern and magnitude observed in each condition were similar to those of normal gait, except the peak knee extension moment of the unrestricted ankle motion-crouch gait. However, the speed of the 45° crouch gait was half that of a normal gait. The ankle joint moment in the crouch/equinus gait showed the double-bump pattern commonly observed in children with spastic cerebral palsy, and there was no significant difference in gait speed as compared with normal gait. The peak ankle plantar-flexor moment and ankle power generated during the terminal stance in the crouch/equinus conditions were reduced as compared with normal and 45° crouch gaits ($p < .05$). The crouch/equinus gait at the ankle joint was an effective compensatory mechanism. Since ankle plantarflexion contracture can be exacerbated secondary to the ankle compensatory strategy in the crouch/equinus gait, it is necessary to increase the range of ankle dorsiflexion and the strength of plantarflexion simultaneously to decrease the abnormal biomechanical advantages of the ankle joint.

Key Words: Compensatory strategy; Crouch gait; Gait analysis.

I. 서론

뇌성마비에서는 중추신경계의 손상으로 인해 선택적인 근 조절의 소실, 보행 동안 원시반사패턴의 증가, 비정상적인 근 긴장도, 관절 주위의 주동근과 길항근의 상대적 불균형, 균형 반응의 결여 등이 전부 또는 일부 나타난다. 즉 뇌성마비 아동은 정상보행에 필요한 요소들의 결여로 인해 보행장애가 발생한다(Gage 등, 1995). 뇌성마비 아동의 보행과 정상보행의 차이는 여러 가지가 있지만 그 중 중요한 것은 뇌성마비 아동의 보행패턴과 관련된 생체역학적인 제약(biomechanical constraint)으로 인해 비정상 보행패턴이 강화된다는 것이다(Davids 등, 1999).

Gage(1991)는 강직성 사지마비와 같은 복잡한 신경근계질환의 일차적인 비정상적 보행은 중추신경계 손상에 의한 병적인 운동출력(motor output)에 의해 발생하지만, 일차적인 문제를 보상하는 적응기전에 의해서도 발생한다고 하였다. 일차적인 보행의 변화와 대처기전(coping mechanism)에 의한 변화의 차이를 구별하는 것은 매우 힘든 일이며 운동분석시스템(motion analysis system) 없이는 불가능하다고 하였다. Aktas 등(2000)은 횡단면(transverse plane) 보행분석에서 정적인 상태의 해부학적 이상으로 비정상적 보행을 예측하려 했으나 해부학적인 요소만으로는 운동의 양적인 변화를 예측할 수 없었다고 하였다.

O'Byrne 등(1998)은 55명의 편측성 뇌성마비, 91명의 양하지성 뇌성마비 아동을 대상으로 3차원 동작분석

을 실시하여 보행패턴을 경직성 하지보행(stiff leg gait), 전반슬보행(genu recurvatum gait), 쭈그림보행(crouch gait) 등 8개로 분류하였다. Lin 등(2000)은 23명의 강직성 양하지마비 아동들의 46개의 지절에 대해 보행패턴을 쭈그림패턴(crouch pattern), 전반슬패턴(recurvatum pattern), 점프패턴(jump pattern)으로 나누어 분석을 시도하였다. 뇌성마비 중 양하지 강직성 마비나 사지마비의 경우에 쭈그림보행이 가장 흔한 비정상 보행이며, 이러한 비정상적인 운동과 관련한 생체역학적인 이해가 부족하다고 하였다(Sutherland와 Cooper, 1978). DeLisa와 Gans(1998)는 뇌성마비의 강직성 쭈그림보행은 고관절 내전, 내회전, 발목의 침착, 전족부 외전이 입각기에 동반되어 나타난다고 하였다. Gage(1991)는 강직성 사지마비 아동의 경우 입각기에 무릎관절이 30~40° 정도 굴곡되어 보행한다고 하였다. Steinwender 등(2001)은 뇌성마비의 쭈그림보행은 고관절과 무릎관절이 일반적으로 굴곡되고, 발목관절은 배측굴곡에서 침착변형까지 다양하다고 하였다.

쭈그림보행의 원인을 뒤넙다리근(hamstring)의 단축이나 강직으로 보는 연구들이 있고(Damron 등, 1991; Dhawlikar 등, 1992; Drummond 등, 1974), 뒤넙다리근보다는 고관절 굴곡근인 큰허리근(psoas major)의 굴곡 구축에 의한 결과로 보는 연구들(Delp 등, 1996; Hoffinger 등, 1993)도 있으며, 발목관절 저축굴곡근의 강직이나 단축에 기인한다고 보는 연구도 있다(Ounpuu 등, 1996).

상위운동신경원 손상환자의 보행을 교정하기 위한

치료방법으로 선택적 후근 절제술(Wong 등, 2000), 외과적인 수술(DeLuca 등, 1998)이 사용되고, 이러한 수술 후 발목관절의 배측굴곡각도와 보행 시 발뒤꿈치 닿기(heel contact)가 향상되었다고 하였다(Damron 등, 1994; Rose 등, 1993). 그리고 쭉그림보행을 교정하는 방법으로도 외과적 신장 수술을 실시하였다(Thompson 등, 2001). 그러나 수술 후 무릎관절의 운동학적 변화는 있었으나, 골반의 위치를 바로잡는 효과는 미미했다고 하였다(DeLuca 등, 1998). 강직성 뇌성마비의 경우, 건이나 근육을 늘이는 외과적 연장술이 정적 구축과 균형 능력 회복에 가장 효과적인 것으로 보이지만, 외과적 연장술은 근 약화를 초래할 수 있다(Gage, 1991). 그리고 장기적으로도 보행능력이나 보행의 효율성을 증진시켰다는 긍정적인 결과를 보고하지는 못했다(Kerrigan 등, 2000).

Pierce 등(1997)은 11명의 강직성 뇌성마비 아동을 대상으로 후근 절제술을 실시하기 전과 후의 운동형상학과 운동역학 자료를 비교하였는데 수술 후 근긴장도는 감소하고 수동 배측굴곡각도는 증가가 있었으나, 보행 시 초기 발 닿기(initial heel contact) 동안의 무릎굴곡과 발목관절 저측굴곡은 변화가 없었다고 하였다. Kerrigan 등(2000)은 상위운동신경원 손상에 의한 발끝보행(toe-walking)은 비정상에 대한 대처에 의해 이차적으로 발생했으며, 이차적인 대처기전은 정상보행보다 무릎관절과 발목관절의 최대 에너지 생성이 작았다고 하였으며, 이것은 생체역학적인 보상적 이점(compensatory advantage)에 의한 것이라고 하였다.

Carlson 등(1997)은 강직성 뇌성마비 아동에게 발목관절 보조기를 착용하게 한 후 운동학적인 분석을 하였는데, 보조기 착용 전보다 발뒤꿈치 떼기(heel off) 시점에서 발목관절의 저측굴곡모멘트(ankle plantarflexion moment)가 증가하였고, 발목관절의 에너지 생성이 유의하게 감소하였다고 하였다. 이것은 보조기가 뇌성마비 아동에게 생체역학적인 이득을 제공한 결과라고 하였다. 외과적 연장술이나 약물 등의 치료로 이러한 보상작용에 의한 역학적인 이점이 없다면 보행의 효율성이 감소한다고 하였다(Kerrigan 등, 2000). Gage(1991)는 비정상 보행이 가능했던 뇌성마비 아동을 대상으로 보행능력을 증진시키기 위해 실시한 비현실적인 반복적 수술이 더 심한 장애를 만들어 일상활동과 보행을 불가능하게 했다고 하였다.

보행과 관련된 생체역학적인 치료모형을 이용하여

정상보행을 만들기 위해서는 보행의 효율을 증가시키기 위한 관련 근육근의 약화된 작용을 대체시키는 방법을 사용하거나, 원위근육을 강화시켜야 한다고 하였다(Kerrigan 등, 2000). 대표적인 신경생리적 치료법 중 하나인 보바스(Bobath) 치료의 경우, 신전성 강직(extensor spasticity)이 보행 시 발목관절과 발가락의 배측굴곡을 방해한다고 하였으며, 치료는 발목 신전근의 강직을 감소시켜야 한다고 하였다(Bobath, 1980). 그러나 비정상 보행패턴의 원인이 근 약화에 기인한다면 이러한 치료방법은 환자의 근력을 더욱 약화시켜 수행능력을 더욱 악화시킬 것이다(Kerrigan 등, 2000). 실제로 근육 약화는 정상수준의 근력을 생성할 수 없는 강직성 편마비 환자들에서 볼 수 있으며, 근력의 결핍으로 인해 자세 유지, 운동의 시작, 근골격계의 부하상태 동안의 운동조절 등에 필요한 장력을 생성하는 근육의 능력이 감소된다고 하였다(Schmidt와 Rogers, 1982).

기존의 정상인을 대상으로 한 생체역학적인 보행연구는 표준화된 보행자료를 얻어 데이터베이스를 구축하기 위한 연구이거나(Davis 등, 1997; Kaufman, 1998; Kleissen 등, 1997), 환자를 대상으로 한 보행연구에서 정상자료와 비교하기 위한 대조군 역할이었다(DeLuzio 등, 1997; Lehmann 등, 1992; Perry, 1992). Kerrigan 등(1998)은 정상인을 이용하여 환측의 경직성 다리보행(stiff-legged gait)을 하는 환자의 유각기 특성을 시뮬레이션하였다. 이러한 역동적 모형(dynamic model)을 이용한 시뮬레이션을 통해 환자에 따른 특정기전(patients specific mechanism)을 이해할 수 있는 가능성을 보여주었다. Zajac 등(2003)은 역동적 시뮬레이션이 환자와 관련된 더 많은 자료를 얻을 수 있어 환자의 치료에 도움을 준다고 하였으며, 환자를 통한 실험에서는 측정할 수 없는 자료를 만들 수 있기 때문에 보다 개선된 치료의 목표를 성취할 수 있다고 제안하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 건강한 성인 남자 15명을 대상으로 실시하였다. 하지에 선천적인 기형, 정형외과적 혹은 신경학적 질환이 있는 자, 하지나 허리 부위의 통증을 있는 자는 제외하였다. 모든 대상자는 연구내용에 대한 충분한 설명을 듣고, 동의한 경우 실험에 참여토록 하였다.

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성 (N=15)

	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
평균±표준편차	26.8±3.2	174.0±6.3	74.1±8.0

예비실험은 2002년 2명을 대상으로 9월에 실시하였고, 본 실험은 2003년 1월 6일부터 2003년 1월 30일까지 국립재활원 운동분석실에서 실시하였다. 연구대상자의 평균 연령은 26.8 세, 그리고 신장은 174.0 cm, 그리고 체중은 74.1 kg이었다(표 1).

2. 실험기기 및 과정

운동형상학과 운동역학적 자료는 국립재활원의 운동 분석실에 있는 Elite 시스템¹⁾을 이용하였다. Elite 시스템은 표본추출율(sampling rate) 50 Hz로 측정된 적외선 카메라 4개, 힘 측정판(force plate) 2개, 이들 신호를 통합하는 Elite 소프트웨어 등으로 구성되어 있다. 일반적인 실험순서는 대상자에게 실험에 편한 복장으로 갈아입게 한 후, 인체계측학 자료(anthropometric data)를 측정하였다. 양쪽 다리에 각각 다이얼 로크 무릎보조기(dial lock knee brace)를 착용한 후(그림 1) 보조기를 고정하기 위하여 탄력붕대로 감았다(그림 2). 그리고 적외선 반사 표식자 9개를 S.A.F.Lo (Serrizio di Analisi della Funzionalità Locomotion) 절차에 입각하여 부착하였다. 체중은 모든 것을 착용한 후에 측정하였다. 보행을 하기 전에 선 자세에서 운동형상학적 기준점을 설정한 후 각 보행조건을 순서적으로 측정하였다.

3. 보행방법과 보행주기의 측정

정상보행과 쭈그림보행 등 모두 5개의 보행조건에서 각 관절의 각도와 시상면에서 각 관절의 모멘트, 일률을 각 5회씩 측정하여 한 보행주기를 100%로 표준화하여 평균하였다.

가. 보조기의 착용 방법 및 적외선 반사 표식자 부착
보조기는 다이얼 로크 보조기로 15° 간격으로 각각 굴곡, 신전 제한을 할 수 있으며, 본 실험에서는 잠그지 않은 상태, 30° 신전 제한, 45° 신전 제한을 둔 조건에서 각각 실험하였다. 그러나 보행 시 보조기의 신전 제한 각도와 실제 무릎관절의 신전각도와는 약간의 차이가 있었다. 적외선 반사 표식자는 엉치뼈 1개, 위뒤엉덩



그림 1. 보조기를 착용한 옆모습(탄력붕대 감기 전)



그림 2. 보조기를 착용한 옆모습(탄력붕대 감은후)



그림 3. 45° 쭈그림/발끝보행 준비자세 (탄력붕대 감은 후)

뼈가시에 각 2개, 무릎 보조기 관절에 각 2개, 가쪽복사 뼈에 각 2개, 5째 발허리뼈머리에 각 2개로 총 9개를 부착하였다.

1) T.S. Milan, Italy.

나. 정상보행과 쭈그림보행 방법

각 보행조건은 첫 번째 정상보행으로 보조기는 착용하였지만 무릎의 운동을 제한하지 않은 상태이고(그림 2), 두 번째는 30° 쭈그림보행(crouch gait)으로 무릎보조기를 30° 신전만 제한한 상태에서 발목을 통제하지 않았고, 세 번째는 30° 쭈그림/발끝보행(crouch/equinus gait)으로 무릎보조기를 30° 신전만 제한한 상태에서 발목을 저축굴곡한 상태에서 고정하는 발끝보행을 하게 하였고, 네 번째는 45° 쭈그림보행으로 45° 무릎관절 신전을 제한한 상태에서 발목관절을 통제하지 않았고, 다섯 번째는 45° 쭈그림/발끝보행으로 무릎보조기를 45° 신전만 제한한 상태에서 발끝보행하게 하였다(그림 3). 보조기를 착용한 후 흘러내리거나 돌아가는 것을 방지하기 위해 탄력붕대를 감아 보조기 윗부분을 견고하게 고정하였다. 각각의 보행속도는 각 조건에서 가장 편한 속도로 걷게 하였고, 측정을 시작하기 전 대상자가 각 보행조건에 익숙해질 때까지 충분한 연습기간을 두었다. 각 조건의 보행횟수는 왼발이 왼쪽 힘 측정판을 정확하게 밟아 지면반발력 자료가 측정된 보행주기를 5회 저장하여 처리하였다.

다. 보행주기의 표준화방법

대상자내, 대상자간의 보행조건을 비교하기 위하여 시상면에서의 운동역학 자료인 모멘트, 일률과 운동형상학 자료인 관절각도 자료를 아스키(ASCII) 파일로 저장한 뒤 MatLab 프로그램을 이용하여 보행주기를 100% (0%: 초기 접지기 100%: 동측 발의 초기 접지기)로 표준화하였다. 그리고 모멘트와 일률은 체중으로 나누어 표준화하였다.

4. 분석방법

보행조건별 보행속도의 대상자내 신뢰도는 급간내 상관계수(Intraclass Correlation Coefficients; ICCs[3,1])로 구하였다. 다섯 보행조건간 보행속도, 입각기, 확보

장, 분보수와 각 관절의 최대 굴곡 신전각도, 각 관절의 최대 굴곡과 신전모멘트, 그리고 각 관절의 최대 일률의 생성(generation)과 흡수(absorption)의 값 차이를 구하기 위하여 반복측정에 의한 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 실시하였다. 다중비교를 하기위해 Bonferroni 보정(adjustment)을 사용하였다. 유의수준 α 는 .05로 하였다. 자료의 통계처리를 위해 윈도 SPSS 10.0 (Statistical Package for the Social Sciences) 프로그램을 사용하였다.

III. 결과

1. 보행조건간 보행변수의 비교

다섯 가지 보행조건간 보행속도에 대한 대상자 내 신뢰도 검사를 실시한 결과 ICCs는 정상보행이 .71~.81, 30° 쭈그림보행이 .81~.83, 30° 쭈그림/발끝보행이 .79~.99, 45° 쭈그림보행이 .93~.99, 45° 쭈그림/발끝보행이 .98~1.00이었다. 보행조건간 보행속도, 입각기, 확보장과 분보수는 유의한 차이가 없었다($p>.05$)(표 2).

2. 보행조건간 관절각도의 비교

보행조건간 발목관절, 무릎관절, 고관절의 각도는 최대 발목관절 배측굴곡과 최대 무릎관절 신전과 굴곡, 최대 고관절 신전각도에서 유의한 차이가 있었다($p<.05$)(표 3). 최대 발목관절 배측굴곡각도는 45° 쭈그림보행이 14.5°로 가장 컸고, 정상보행은 11.9°, 30° 쭈그림보행은 10.5°로 30° 쭈그림/발끝보행의 -8°, 45° 쭈그림/발끝보행의 -1.2°보다 유의하게 컸다($p<.05$)(그림 4). 고관절의 최대 신전각도는 정상보행이 16.8°로 45° 쭈그림보행의 35°, 45° 쭈그림/발끝보행의 5.3°보다 유의하게 컸으며($p<.05$), 30° 쭈그림/발끝보행이 11.6°로 30° 쭈그림보행의 8.9°보다 유의하게 컸다($p<.05$)(그림 5).

표 2. 보행조건간 보행변수의 비교

(N=15)

보행변수	정상	30° 쭈그림	30° 쭈그림/발끝	45° 쭈그림	45° 쭈그림/발끝
보행속도(m/s)	1.09±0.34	.87±.39	.84±.38	.58±.46	.89±.16*
입각기(% 보행주기)	62.25±1.77	61.86±2.09	62.71±2.50	63.18±1.74	63.58±1.11
확보장(m)	1.17±0.36	.94±.42	.92±.41	.65±.51	.99±.17
분보수(steps/min)	103.80±30.52	95.50±40.84	94.12±40.36	68.48±53.10	108.42±10.00

*평균±표준편차

표 3. 보행조건간 최대 관절각도의 비교

(N=15)

최대 관절각도(°)	정상	30° 쭈그림	30° 쭈그림/발끝	45° 쭈그림	45° 쭈그림/발끝	p
발목관절 배측굴곡	11.9±4.5	10.5±5.2	-8±7.1	14.5±5.9	-1.2±5.6*	.00
발목관절 저측굴곡	13.4±5.1	16.3±6.8	25.4±8.4	12.8±5.8	18.6±11.4	.06
무릎관절 신전	-3.7±3.6	-12.3±8.2	-15.6±7.1	-22.7±5.6	-23.6±9.4	.00
무릎관절 굴곡	58.7±6.6	56.8±6.7	52.2±7.3	61.0±6.8	52.2±15.7	.00
고관절 신전	16.8±5.1	8.9±5.9	11.6±6.5	3.5±7.0	5.3±6.1	.00
고관절 굴곡	30.5±6.0	33.1±6.6	30.9±8.7	34.7±6.5	30.5±11.6	.11

*평균±표준편차

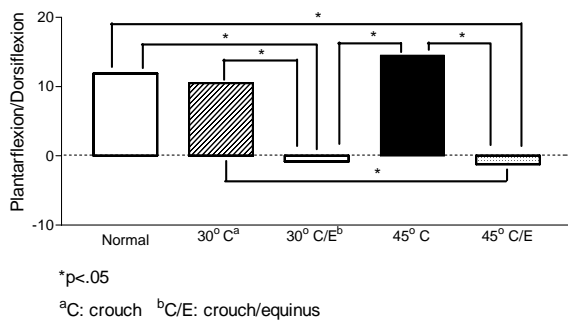


그림 4. 보행조건간 발목관절 최대 배측굴곡각도 비교

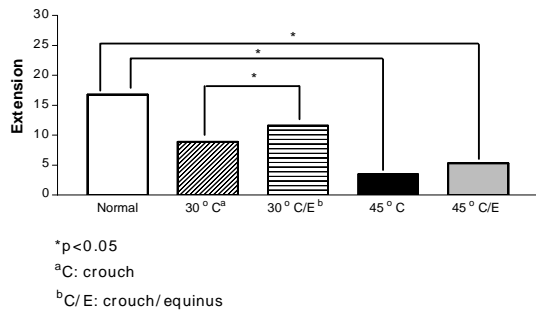


그림 5. 보행조건간 고관절 최대 신전각도 비교

표 4. 보행조건간 시상면 최대 관절모멘트의 비교

(N=15)

최대 관절모멘트(Nm/kg)	정상	30° 쭈그림	30° 쭈그림/발끝	45° 쭈그림	45° 쭈그림/발끝	p
초기입각기 배측굴곡	.16±.06	.15±.06	.00±.28	.1±.03	-.02±.26*	.00
저측굴곡	1.20±.13	1.07±.09	1.12±.11	1.11±.12	1.09±.13	.01
입각기말기 저측굴곡	1.20±.13	1.07±.09	1.02±.0.14	1.11±.12	.96±.13	.05
무릎신전	.92±.31	1.15±.23	.86±.30	1.33±.20	1.02±.22	.01
고관절신전	.89±.19	.88±.16	1.05±.20	.84±.19	.99±.22	.03

*평균±표준편차

3. 보행조건간 관절모멘트의 비교

보행조건간 관절모멘트는 초기 입각기의 최대 배측 굴곡모멘트, 최대 저측굴곡모멘트, 입각기 말기의 최대 저측굴곡모멘트, 최대 무릎관절 신전모멘트, 그리고 최대 고관절 신전모멘트에서 유의한 차이가 있었다 ($p < .05$)(표 4). 초기 입각기 시 최대 배측굴곡모멘트는 정상보행과 쭈그림보행 조건들이 쭈그림/발끝보행 조건 들보다 유의하게 높았다($p < .05$)(그림 7). 말기 입각기의 최대 저측굴곡모멘트는 정상보행이 1.20 Nm/kg으로 30° 쭈그림/발끝보행보다 유의하게 높았다($p < .05$)(그림 8). 최대 무릎관절 신전모멘트는 45° 쭈그림보행 이 1.33 Nm/kg으로 정상보행의 .92 Nm/kg보다 유의하 게 높았다($p < .05$)(그림 9). 최대 고관절 신전모멘트는 30° 쭈그림/발끝보행이 1.05 Nm/kg으로 30° 쭈그림보행 의 .88 Nm/kg보다 유의하게 높았다($p < .05$)(그림 10).

4. 보행조건간 관절일률(power)의 비교

보행조건간 관절일률은 최대 발목관절 에너지 생성 (generation), 초기 입각기의 최대 발목관절 에너지 흡수(absorption), 그리고 최대 무릎관절 에너지 흡수에서 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(표 5). 최대 발목관절 에 너지 생성은 정상보행과 30° 쭈그림보행, 그리고 45°

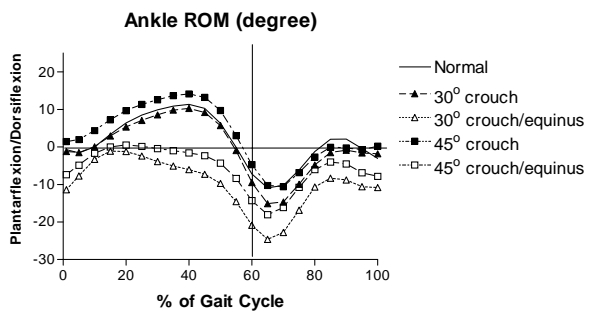
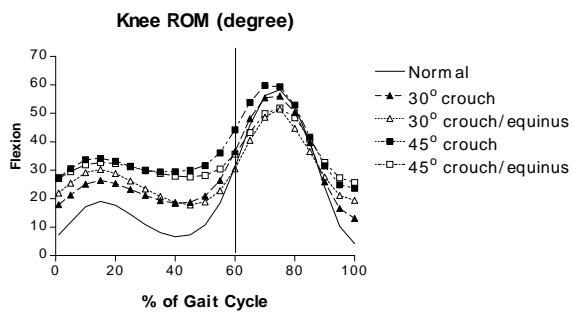
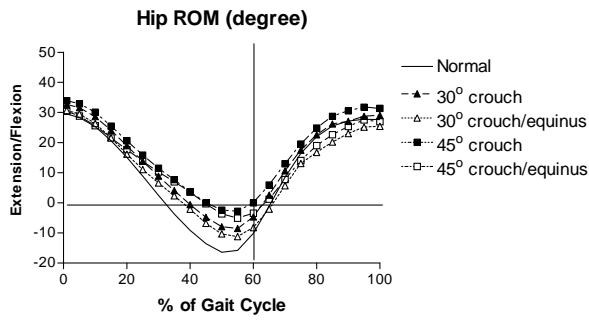


그림 6. 시상면에서의 보행조건간 평균 관절각도

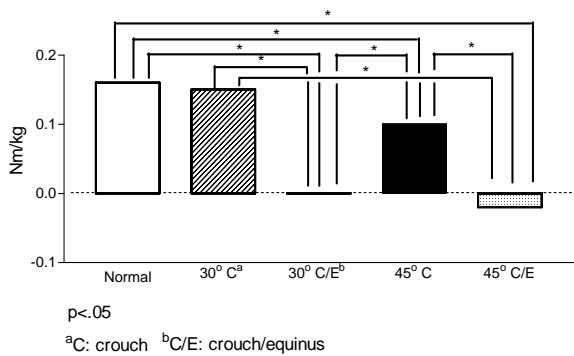


그림 7. 보행조건간 초기 입각기의 발목관절 최대 배측굴곡모멘트 비교

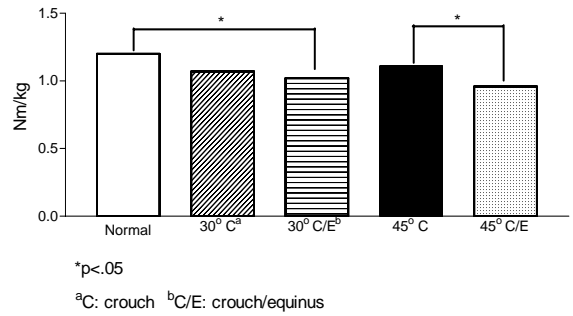


그림 8. 보행조건간 말기 입각기의 발목관절 최대 저축굴곡모멘트 비교

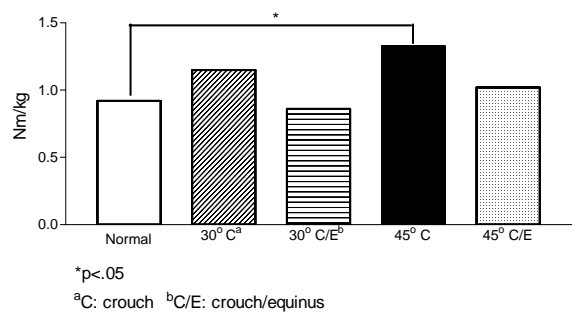


그림 9. 보행조건간 무릎관절 최대 신전모멘트 비교

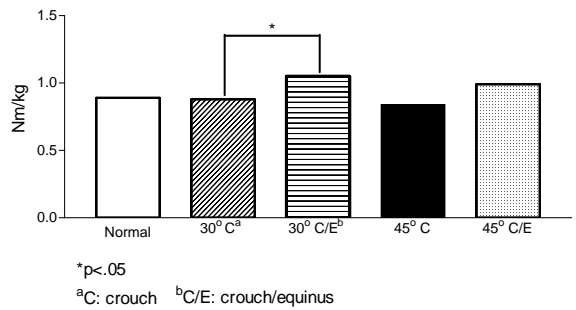


그림 10. 보행조건간 고관절 최대 신전모멘트 비교

쭈그림보행이 35° 쭈그림/발끝보행, 45° 쭈그림/발끝보행보다 유의하게 컸다(p < .05)(그림 12). 초기 입각기의 최대 발목관절 에너지 흡수는 쭈그림/발끝보행 조건들이 정상보행과 쭈그림보행 조건들보다 유의하게 컸다(p < .05)(그림 13). 최대 무릎관절 에너지 생성은 보행조건간 유의한 차이가 없었다(p > .05). 하중 반응기(loading response) 시 최대 무릎관절 에너지 흡수는 쭈그림보행 조건들이 쭈그림/발끝보행조건보다 유의하게 컸다(p < .05)(그림 14). 최대 고관절 에너지 생성과 흡수는 유의한 차이가 없었다(p > .05)(표 5).

표 5. 보행조건간 시상면의 최대 관절일률의 비교

(N=15)

최대 관절일률(W/kg)	정상	30° 쭈그림	30° 쭈그림/발끝	45° 쭈그림	45° 쭈그림/발끝	p
발목관절 에너지생성	2.30±.58	.82±.24	1.48±.63	2.37±.95	1.17±.70*	.04
발목관절 에너지흡수	-.23±.11	-.19±.07	-.84±.32	-.28±.12	-.68±.40	.00
무릎관절 에너지생성	.60±.37	.61±.28	.55±.26	.52±.25	.54±.37	.93
무릎관절 에너지흡수	-.69±.33	-.77±.34	-.36±.19	-.70±.30	-.29±.14	.00
고관절 에너지생성	.98±.27	.82±.24	.97±.42	.79±.31	.82±.41	.20
고관절 에너지흡수	-.22±.09	-.13±.12	-.15±.07	-.10±.10	-.13±.11	.07

*평균±표준편차

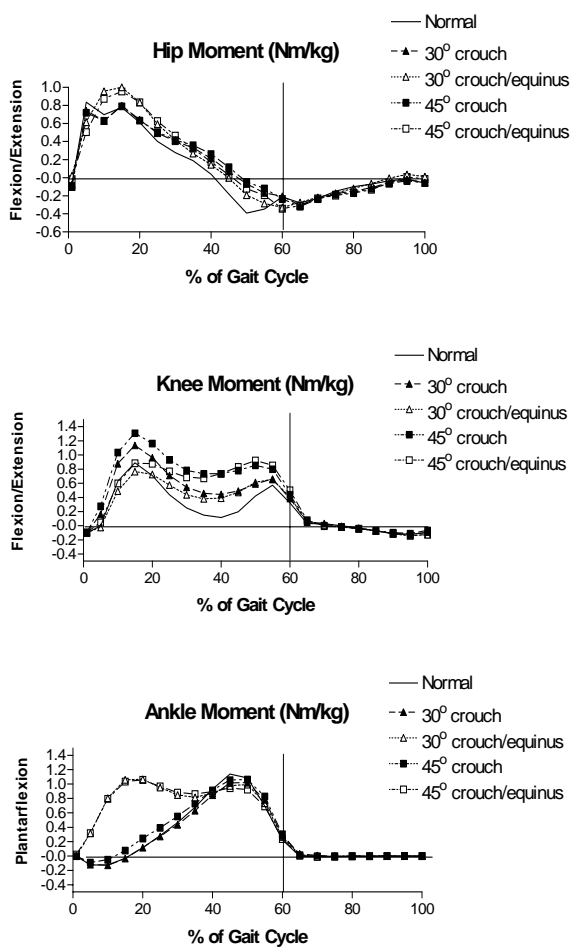


그림 11. 시상면에서의 보행조건간 각 관절의 평균모멘트

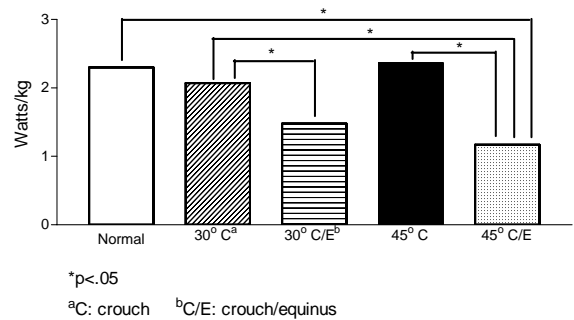


그림 12. 시상면에서의 보행조건간 최대 발목관절의 에너지 생성 비교

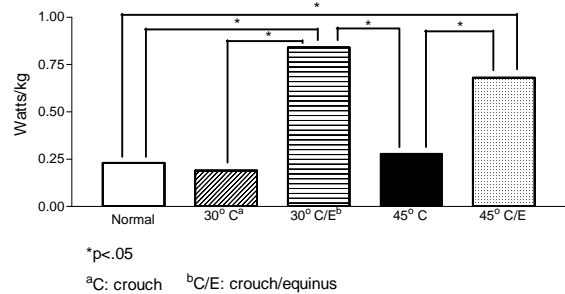


그림 13. 시상면에서의 보행조건간 최대 발목관절의 에너지 흡수 비교

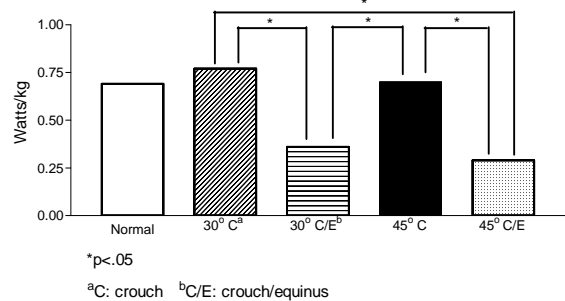


그림 14. 시상면에서의 보행조건간 최대 무릎관절 에너지 흡수 비교

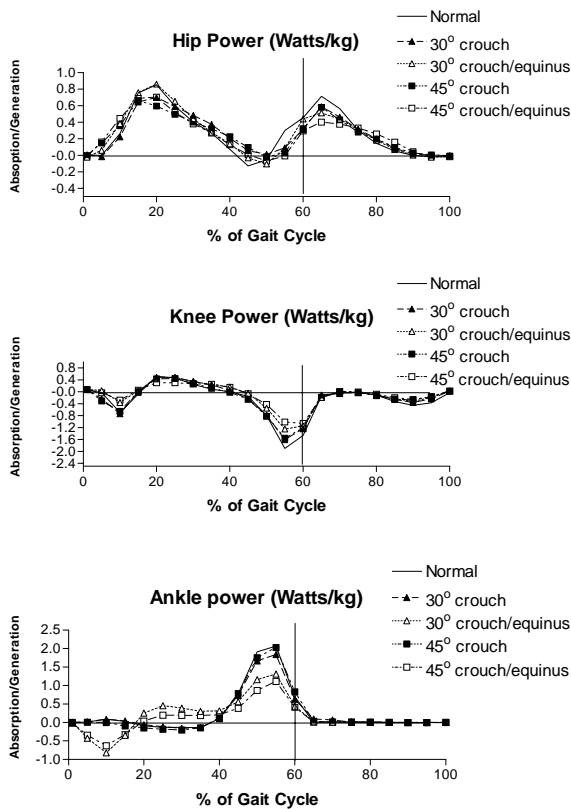


그림 15. 시상면에서의 보행조건간 각 관절의 평균 일률

IV. 고찰

1. 연구방법에 대한 고찰

Sutherland와 Cooper(1978)는 뇌성마비 중 강직성 마비 환자에게 쭈그림보행이 가장 흔한 반면 이러한 비정상적인 보행에 대한 생체역학적인 이해는 부족하다고 하였다. 그러나 현재는 컴퓨터와 생체역학적 평가방법을 이용한 보행의 평가는 이차적 또는 보상에 의한 보행변화로부터 일차적인 원인을 구별하는데 필요한 자료를 제공해 준다(Davids 등, 1999). 그리고 보행분석 시스템이 보급되면서 뇌성마비에 대한 보행의 연구에서 운동역학, 운동형상학, 근전도를 이용한 생체역학적 연구가 최근까지 꾸준히 이루어지고 있다(Baddar 등, 2002; Lin 등, 2000; Policy 등, 2001; Thompson 등, 2001).

Riley와 Kerrigan(1999)은 역동적 시뮬레이션 모형이

신경학적 손상환자와 이로 인한 보행 이상 사이의 연결을 이해하는데 큰 잠재성이 있다고 하였다. Thomas 등(1996)의 연구에서 정상인을 대상으로 시뮬레이션한 연구 결과, 외부적 모멘트가 뇌성마비를 대상으로 한 연구결과(Lai 등, 1988; Sutherland와 Davids, 1993)와 유사한 양상을 보여, 정상인의 관절위치를 변화시킨 연구가 비정상적 보행을 대신 평가하는데 유용할 수 있다고 제안하였다. 또한 Zajac 등(2003)은 시뮬레이션이 환자를 통한 실험에서는 측정할 수 없는 자료를 만들 수 있기 때문에 보다 개선된 치료목표를 세울 수 있다고 하였다.

Thomas 등(1996)은 중추신경계 손상이 없는 5명의 성인 여자와 1명의 정상 성인 남자를 대상으로 보행조건을 정상보행, 발끝보행, 쭈그림보행, 쭈그림/발끝보행으로 구분하여 실험하였다. 그러나 이 연구에서는 보행변수와 근전도, 관절모멘트, 생리학적 소모지수의 차이만을 보았고, 관절일률(joint power)과 생체역학적인 이점에 대한 언급은 없었다. Kerrigan 등(2000)은 정상인을 대상으로 발끝보행의 역학적 이점에 관하여 발목관절모멘트와 관절일률 자료를 분석하였다. 본 연구에서는 Thomas 등(1996)의 연구에 없었던 관절모멘트와 일률비교를 통해 이차적 보상전략에 의한 생체역학적 이점을 알아보았다.

정상인에서 보행속도가 변화하면 관절 운동역학 곡선의 패턴은 변화가 적지만 최대 모멘트와 일률의 진폭은 유의하게 변화한다. 병적인 보행의 경우 최대 모멘트와 일률의 진폭만 변하는 것이 아니라, 운동역학 곡선의 패턴도 변화한다고 하였다(Winter, 1991). 그래서 운동역학적인 측면에서 크기와 조절능력의 차이를 평가하려면 보행속도를 확인해야 한다(Ounpuu 등, 1996). 본 연구에서 보행조건간 보행속도, 입각기, 활보장과 분보수는 유의한 차이는 없었다($p > .05$)(표 2). 그러므로 본 연구의 보행조건간 모멘트와 일률의 차이는 보행속도에 영향을 받지 않았음을 알 수 있다. 다섯 가지 보행조건간 보행속도에 대한 대상자내 신뢰도 검사를 실시한 결과, 급간내 상관계수(ICCs)는 정상보행이 .71~.81, 30° 쭈그림보행이 .81~.83, 30° 쭈그림/발끝보행이 .79~.99, 45° 쭈그림보행이 .93~.99, 45° 쭈그림/발끝보행이 .98~1.00으로 양호하였다.

운동형상학과 운동학자료를 시상면만 측정된 것은 관상면의 무릎관절의 운동은 중요성이 낮고, 횡단면의 운동학적인 자료의 계산은 가능하지만, 결과를 해석하

기가 어렵다고 하였다(Gage, 1991). Winter(1987)는 정상성인의 보행 에너지의 85%가 저측굴곡근에서, 15%가 고관절 굴곡근에서 나온다고 하였다. 보행의 에너지가 시상면에서 작용하는 근육군에서 주로 발생하기 때문에 본 연구에서는 시상면만 측정하였다.

쭈그림보행을 시뮬레이션하기 위해 무릎관절의 신전각도를 제한하는 무릎보조기를 사용하여 보행 했을 때 무릎관절의 신전각도를 30°, 45°로 제한하였다. 그러나 보행 시 실제 무릎의 최대 신전각도는 30° 쭈그림보행이 -12.3°, 30° 쭈그림/발끝보행이 -15.6°, 45° 쭈그림보행이 -22.7, 45° 쭈그림/발끝보행이 -23.6°로 신전 제한각도와 약간의 차이가 있었다.

2. 연구결과에 대한 고찰

뇌성마비 아동의 시상면에서 가장 흔한 보행의 변화는 과도한 무릎관절의 굴곡과 발목관절의 과도한 저측굴곡이다. 본 연구의 쭈그림/발끝보행이 여기에 해당된다. 초기 접촉기(initial contact)와 하중 반응기(loading response) 동안 쭈그림/발끝보행을 하는 강직성 사지마비 아동의 경우, 무릎관절이 30~40° 정도 굴곡되고, 발목관절은 중립상태에서 지면에 닿게 된다. 위와 같은 보행을 하는 아동의 경우 1차 로커(first rocker)를 건너뛰어 2차 로커(second rocker)로 보행을 시작하고, 그 결과 하중 반응기 동안 무릎관절 굴곡과 발목관절 저측굴곡이 무릎관절 신전과 발목관절 배측굴곡을 대신하게 된다(Gage, 1991).

초기 입각기 시의 최대 배측굴곡모멘트는 쭈그림/발끝보행 조건들이 정상보행, 쭈그림보행 조건들보다 유의하게 감소하였다($p < .05$). 이것은 정상보행과 쭈그림보행 조건에서 입각기의 앞정강근의 원심성 수축으로 인한 배측굴곡모멘트가 발생하지만 발목관절이 저측굴곡되어 있는 쭈그림/발끝보행 조건은 발끝이 먼저 접지되어 지면반발력이 발목관절 전방에 위치하기 때문에 저측굴곡모멘트가 발생한 것으로 볼 수 있다.

정상보행과 쭈그림보행 조건들의 저측굴곡모멘트는 입각기 말기에 최대였으나, 쭈그림/발끝보행 조건은 입각기 초기에 최대 저측굴곡모멘트를 보였다(표 4). Lin 등(2000)의 연구에서는 쭈그림보행을 보이는 뇌성마비 아동이 입각기 대부분에서 저측굴곡모멘트가 빠르게 증가했으며 최대 저측굴곡모멘트는 .90 Nm/kg이었다. 본 연구의 정상보행이 1.20 Nm/kg, 30° 쭈그림보행이 1.07 Nm/kg, 30° 쭈그림/발끝보행이 1.12 Nm/kg, 45° 쭈그림

보행이 1.11 Nm/kg, 그리고 45° 쭈그림/발끝보행이 1.09 Nm/kg으로 Lin 등(2000)의 연구보다 더 큰 최대 저측굴곡모멘트를 보였다. 본 연구의 최대 저측굴곡모멘트는 보행조건별로 유의한 차이가 있었다. 그러나 저측굴곡모멘트의 최대값이 나타나는 시점에 차이가 있었다. 쭈그림/발끝보행 조건들은 입각기 초기에 최대값이 나타났고, 정상보행과 쭈그림보행 조건들은 말기 입각기에 최대 저측굴곡모멘트가 나타났다. Thomas 등(1996)의 연구도 침착 조건인 발끝보행에서 입각기 초기에 초기 저측굴곡모멘트가 나타났다고 하였다. Pierce 등(1997)은 강직성 사지마비의 입각기 초기에 저측굴곡모멘트가 빠르게 증가했다가 감소하고, 다시 입각기 말기에 증가하는 발목관절의 운동역학적 두 개의 봉우리 패턴(double bump pattern)의 원인에 대하여 연구하였다. 이 연구에서 연구대상 아동들에게 후근 절제술을 실시하였고, 수술 후 근긴장도의 감소와 발목의 수동 배측굴곡각도가 증가하였으나 대부분에서 두 개의 봉우리 패턴은 계속 나타났다고 하였다. 연구대상 중 비정상적 패턴이 없어진 아동의 경우, 발목에서 뒤꿈치 닿기가 일어났으며, 1차 로커가 정상적으로 이루어졌다고 하였고, 발의 지면 닿기와 1차 로커간에는 강한 상관관계가 있다고 하였다. 본 연구의 30°, 45° 쭈그림보행 조건은 발목의 운동을 통제하지 않았기 때문에 정상보행과 같은 모멘트패턴을 보였다.

말기 입각기의 최대 저측굴곡모멘트는 30° 쭈그림/발끝보행 시 정상보행 조건보다 유의하게 낮았고, 45° 쭈그림/발끝보행이 45° 쭈그림보행보다 유의하게 낮았다($p < .05$). Kerrigan 등(2000)의 연구에서 정상인의 발끝보행 조건이 .55 Nm/kg으로, 정상보행 시 .79 Nm/kg보다 유의하게 낮아 본 연구의 결과와 같았다. 쭈그림/발끝보행 조건이 정상보행이나, 45° 쭈그림보행 조건보다 최대 발목관절 저측굴곡모멘트가 낮은 이유로는 보상적 적응전략(compensatory adaptive strategy)을 들 수 있다. 보상적 적응전략은 보행 동안 균형을 유지하기 위해 사용된다. Winter와 Yack(1987)는 건강한 노인군을 젊은 성인군과 비교했을 때 입각기 초기 뒤꿈치 닿기보다는 발 전체로 닿는 것이 많았고, 진출기(push off) 동안 일률이 감소되어 있으며 양하지 지지기가 길었고, 보장이 짧아져 있다고 하였다. Gage(1991)도 발목관절 저측굴곡근의 정적, 동적 구축이 있는 경우, 발끝-발끝보행(toe-toe walking)이 되어 입각기 동안 족부 전면의 아주 좁은 부위 압력이 집중되는 불안정성이 나타난

다고 하였다.

다음으로 생각해 볼 수 있는 것은 발끝보행을 할 때, 보행의 효율성을 증가시키는 생체역학적 보상에 의한 이점(biomechanical compensatory advantage)이 있다는 것이다. 즉 발끝보행 동안 발목관절은 저축굴곡되어 있어 이것이 발목관절과 지면반발력 선(ground reaction force line) 사이의 거리를 짧게하여 입각기 말기에 저축굴곡근의 근력생산을 감소시킨다는 것이다. Kerrigan 등(2000)은 이것이 저축굴곡근이 적은 힘으로 효과적으로 진출기를 수행할 수 있도록 해주며, 보행의 효율성을 높이는 보상적 방법이라고 하였다. 본 연구의 쭈그림/발끝보행 조건에서 이러한 생체역학적 보상작용을 보이고 있다.

최대 무릎관절 신전모멘트는 45° 쭈그림보행이 1.33 Nm/kg으로 정상보행의 .92 Nm/kg보다 유의하게 높게 나타났다($p<.05$)(그림 9). 쭈그림보행처럼 중간 입각기에 무릎관절의 과도한 굴곡이 있다면 지면반발력이 무릎관절 뒤쪽으로 이동되어 외부적 굴곡모멘트가 발생한다. 무릎관절의 불안정은 입각기 동안 내부적 무릎관절 신전모멘트에 의해 안정을 유지하며 넵다리네갈래근이 이 시점에서 중요하게 작용한다(Gage, 1991). 이러한 이유로 중간 입각기에서 쭈그림보행 조건이나 쭈그림/발끝보행 조건들이 정상보행 조건보다 최대 무릎관절 신전모멘트가 높았을 것이다.

최대 고관절 신전모멘트는 30° 쭈그림/발끝보행이 1.05 Nm/kg으로 30° 쭈그림보행의 .88 Nm/kg보다 유의하게 높게 나타났다(그림 10). Winter와 Sienko(1988)는 절단 환자의 입각기에서 발목관절 저축굴곡근의 작용이 없는 것을 고관절 신전모멘트가 커지는 것으로 보상작용을 한다고 하였다. Kerrigan 등(2000)은 하중 반응기 동안 무릎관절 신전근의 근력이 필요할 때, 발목관절과 무릎관절의 최대 근력이 적게 생성된다면 근위부인 고관절에서 이를 대신할 것이라고 하였다. Kerrigan 등(2000)은 발끝보행 조건이 하중 부하기나 유각기에 정상보행 조건보다 최대 고관절 신전모멘트가 유의하게 증가한다고 하였으며 본 연구의 결과와 유사하였다.

최대 발목관절 에너지 생성은 정상보행과 쭈그림보행 조건들이 쭈그림/발끝보행 조건들보다 유의하게 컸다($p<.05$)(그림 12). 최대 발목관절 에너지 생성은 입각기 말기에 발생했으며(그림 15), 발목관절 최대 저축굴곡모멘트가 발생하는 시점과 일치한다. Kerrigan 등(2000)의 연구에서 진출기의 발목관절의 최대 에너지

생성은 발끝보행이 1.13 Watts/kg이었고, 정상보행이 2.09 Watts/kg으로 유의한 차이가 있었다. 이는 본 연구와 유사한 결과이다.

발목관절의 일률에서 초기 입각기의 최대 에너지 흡수는 정상보행과 30°, 45° 쭈그림보행보다 30°, 45° 쭈그림/발끝보행이 통계학적으로 유의하게 높았다($p<.05$). 이것은 Kerrigan 등(2000)의 연구와 같으며, 높은 에너지 흡수는 하중 반응기 동안 발목관절 저축굴곡근의 원심성 수축과 아킬레스건의 수동적 신장에 의해 발생한다고 하였다. 이러한 흡수된 에너지는 다시 전유각기나 입각기 말기의 힘의 회복 동력으로 이용되어 발목관절 저축굴곡근의 구심성(concentric) 활동의 요구를 감소시킨다고 하였다. 상위운동신경원 손상환자와 같이 발목관절의 저축굴곡 긴장도가 증가된 환자들은 위와 같은 작용에 의해 증가된 에너지 흡수 기전을 기능적으로 이용하여 전유각기의 추진 에너지로 재이용한다. 반대로 치료에서 이러한 증가된 긴장도를 감소시킨다면 생체역학적 이점이 없어져, 보행의 효율성을 떨어뜨리게 된다고 하였다(Kerrigan 등, 2000). 편마비 환자 중 초기 입각기에 발뒤꿈치가 닿는 대신 발가락이 닿는 환자의 경우에는 발목관절 배축굴곡모멘트보다 저축굴곡모멘트가 높게 나타났다(Abel 등, 1998; Perry, 1992). 체중부하가 일어나면서 발목관절에 초기 배축굴곡 운동이 나타나는데, 저축굴곡근의 조기 수축에 의해 이러한 동작을 방해한다. 이것은 입각기 초기 일률의 흡수로 나타난다고 하였다(Abel 등, 1998).

하중 반응기 시 최대 무릎관절 에너지 흡수는 쭈그림보행 조건들이 쭈그림/발끝보행 조건들보다 유의하게 컸다($p<.05$)(그림 14). 이 결과는 발목관절의 차이로 인해 발생한 것으로 생각되며, 쭈그림/발끝보행 조건들의 경우 발목관절이 저축굴곡되어 있어 넵다리네갈래근의 효과적인 원심성 조절이 어려웠기 때문일 것이다. 최대 고관절 에너지 생성과 흡수는 유의한 차이가 없었는데($p<.05$)(표 5), 이것은 원위부인 발목관절에서 먼저 보상적 전략을 사용하였기 때문에 근위부의 작용이 줄어들어 보행조건별로 차이가 없었다고 생각된다. 쭈그림/발끝보행 조건들이 정상보행이나 쭈그림보행 조건보다 입각기 말기 최대 발목관절 저축굴곡모멘트와 최대 에너지 생성이 적었다. 이 결과는 쭈그림/발끝보행 조건들이 이차적인 보상전략에 의한 생체역학적인 이점을 이용하고 있으며 주로 근위부보다는 원위부인 발목관절에 있었다고 볼 수 있다. 쭈그림/발끝보행 조건들의 경우 발

목관절에서 보상전략을 사용하고 있기 때문에 발목관절 저축굴곡 구축이 더욱 강화될 것으로 예상할 수 있다.

임상에서 외과적 연장술이나, 보툴리눔 독소(botulinum toxin)와 같은 처치(Koman 등, 2000; Ounpuu 등, 1996)는 강제적 신장운동으로 늘릴 수 없는 원위근의 구축이나 강직을 치료하는데 사용되어 왔다. 그러나 외과적 연장술이나 약물 등의 치료로 이차적 보상작용에 의한 생체역학적인 이점이 없다면 보행의 효율이 떨어질 수 있다(Kerrigan 등, 2000), 이러한 처치 후 감소한 역학적 이점을 대신하기 위해 원위근의 근력을 우선적으로 강화시키는 근력강화운동을 적극적으로 실시하는 것이 필요하다. 보행과 관련된 생체역학적인 치료모형에서 정상보행을 만들기 위해서는 보행의 효율을 증가시키기 위한 관련 근육의 약화된 작용을 대치시키는 방법을 사용하거나, 원위 근육을 강화시켜야 한다고 하였다(Kerrigan 등, 2000). Corcoran 등(1970)과 Kerrigan 등(1996)은 저축굴곡근이나 배축굴곡근이 약한 환자에게 발목보조기를 착용시켰더니 발목의 토크가 증가하고 정상보행에 가깝게 회복되었다고 하였다. 뇌성마비 아동에게 보행 동안 근전도 바이오피드백을 이용하여 저축굴곡근을 자극하여 힘의 생산을 증가시켰더니 발끝보행이 감소하였으며(Colborne 등, 1994), 전기자극 치료를 통한 저축굴곡근 강화도 같은 결과를 보였다(Carmick, 1993).

쭈그림/발끝보행 조건의 경우 발목관절에서 무릎관절 굴곡에 대한 보상전략을 보이고 있다. 따라서 쭈그림/발끝보행의 보행교정을 위한 방법으로 발목관절의 비정상적인 생체역학적인 이점을 감소시키기 위해 발목관절의 배축굴곡각도를 증가시키고 동시에 저축굴곡근의 근력을 강화시키는 것이 효과적일 수 있다고 생각한다.

3. 제한점 및 제언

본 연구에서 시뮬레이션한 쭈그림/발끝보행의 관절모멘트와 일률이 다른 연구의 뇌성마비 아동의 쭈그림보행 자료(Baddar 등, 2002; Lin 등, 2000; Ounpuu 등, 1996)와 유사한 운동형상학, 운동역학적인 패턴을 보여 병적 보행에 대한 시뮬레이션의 가능성을 보여주었다. 그러나 실제 뇌성마비 아동의 자료를 대조군으로 비교하지 못했기 때문에 자료의 일반화에는 제한이 있다. 쭈그림보행의 패턴은 시상면의 변화 뿐만 아니라 내전, 내회전 같은 관상면과 횡단면의 변화도 있기 때문에 추후 골반과 몸통, 상지가 포함된 3차원적인 연구가 필요하다고 생각되며, 운동역학적인 자료에 대한 효과적인 분석

을 위해 근전도 신호의 측정도 병행되어야 하겠다. 본 연구 결과에서 쭈그림/발끝보행을 교정하기 위해서 원위부의 근력강화운동이 필요하다고 했지만, 이러한 결과를 뇌성마비 아동에게 적용하기 위해서는 효과적으로 근력을 증진시킬 수 있는 방법에 대한 다양한 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결론

본 연구는 정상인에게 무릎관절 각도 제한을 둘 수 있는 보조기를 착용 시킨 후 정상보행과 30°, 45° 쭈그림보행, 30°, 45° 쭈그림/발끝보행으로 시뮬레이션하였다. 보행조건 간의 시공간적 보행변수, 시상면의 운동형상학적, 운동역학적 자료를 비교하여 생체역학적인 제약에 의한 하지 근육의 이차적인 보상전략을 알아보고, 생체역학적 접근법을 제시하는 것이다.

본 연구의 병적 보행조건에서 원위 관절에 대한 시뮬레이션은 30°, 45° 쭈그림/발끝보행 조건이었다. 발목관절의 움직임에 제한하지 않은 쭈그림보행 조건은 최대 무릎관절 신전모멘트를 제외한 나머지 운동역학적인 결과는 정상보행과 유사한 패턴과 크기를 보였으나, 보행속도는 정상보행보다 45° 쭈그림보행에서 2배 느리게 나타났다. 쭈그림/발끝보행 조건들은 발목관절의 모멘트 자료가 경직성 뇌성마비 아동과 유사한 두 개의 봉우리 패턴을 보였다. 그리고 보행속도는 정상보행과 차이가 없었다. 본 연구의 결과 쭈그림/발끝보행 조건들이 정상보행 조건이나 45° 쭈그림보행보다 입각기 말기 최대 저축굴곡모멘트와 최대 에너지 생성이 유의하게 적었다($p < .05$). 쭈그림/발끝보행 조건들이 이차적인 보상전략에 의한 생체역학적인 이점을 이용하고 있으며 근위부 보다는 원위부에 있었다고 볼 수 있다. 쭈그림/발끝보행 조건의 경우 발목관절에서 보상전략을 사용하고 있기 때문에 발목관절 저축굴곡 구축이 더욱 강화될 것으로 예상할 수 있다. 따라서 쭈그림/발끝보행의 경우 발목관절의 비정상적인 생체역학적인 이점을 감소시키기 위해 발목관절의 배축굴곡각도를 증가시키고 동시에 저축굴곡근의 근력을 강화시키는 것이 필요할 것이다.

인용문헌

- Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL, et al. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79:126-133.
- Aktas S, Aiona MD, Orendurff M. Evaluation of rotational gait abnormality in the patient cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2000;20(2):217-220.
- Baddar A, Granata K, Damiano DL, et al. Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: Effects of gastrocnemius-soleus lengthening. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:736-744.
- Bobath B. *Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment.* 3rd ed. London, Heinemann Medical Books, 1980.
- Carlson WE, Vaughan CL, Cristopher L, et al. Orthotic management of gait in spastic diplegia. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997;76(3):219-225.
- Carmick J. Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part I: Lower extremity. *Phys Ther.* 1993;73:505-513.
- Colborne GR, Wright FV, Naumann S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: A controlled study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:40-45.
- Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelman GL. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiplegic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51:69-77.
- Damron TA, Breed AL, Roecker E. Hamstring tenotomies in cerebral palsy: Long-term retrospective analysis. *J Pediatr Orthop.* 1991;11:514-519.
- Damron TA, Greenwald TA, Breed AL. Chronologic outcome of surgical tendoachilles lengthening and natural history of gastroc-soleus contracture in cerebral palsy. A two-part study. *Clin Orthop.* 1994;301:249-255.
- Davids JR, Foti T, Dadelstein J, et al. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: A kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *J Pediatr Orthop.* 1999;19(4):461-469.
- Davis RB, Ounpuu S, DeLuca PA. Gait data: Reporting, archiving, and sharing. In: Allard P, Cappozzo A, Lundberg A, et al. eds. *Three-Dimensional Analysis of Human Locomotion.* New York, Wiley & Sons, 1997:389-406.
- DeLisa JA, Gans BM. *Rehabilitation Medicine: Principle and Practice.* 3rd ed. Philadelphia, Lippincott-Raven, 1998.
- Delp SL, Arnold AS, Speers RA, et al. Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: Implications for muscle-tendon surgery. *J Orthop Res.* 1996;14:144-151.
- DeLuca PA, Ounpuu SM, Davis RB, et al. Effect of hamstring and psoas lengthening on pelvic in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 1998;18(6):712-718.
- DeLuzio KJ, Wyss UP, Zee B, et al. Principle component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs pathological gait patterns. *Hum Mov Sci* 1997;16:201-217.
- Dhawlikar SH, Root L, Mann RL. Distal hamstring lengthening in patients who have cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:1385-1391.
- Drummond DS, Rogala E, Templeton J. Proximal hamstring release for knee flexion and crouched posture in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56:1596-1602.
- Gage JR. *Gait Analysis in Cerebral Palsy.* London, Mac Keith Press, 1991.
- Gage JR, DeLuca PA, Renshaw TS. Gait analysis: Principles and applications. Emphasis on its use in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77-A(10):1607-1623.
- Hoffinger SA, Rab GT, Hassan Abou-Ghaida MS. Hamstrings in cerebral palsy crouch gait. *J Pediatr Orthop.* 1993;13:722-726.
- Kaufmann KR. Future directions in gait analysis. *J Rehabil Res Dev. Monograph.* 1998;002:85-112.
- Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Sheffler LR, et al. A tool to assess biomechanical gait efficiency: A preliminary clinical study. *Am J Phys Med Rehabil.* 1996;75:3-8.
- Kerrigan DC, Roth RS, Riley PO. The modelling of

- adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait & Posture*. 1998;7:117-124.
- Kerrigan DC, Riley PO, Rogan S, et al. Compensatory advantage of toe walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:38-44.
- Kleissen RFM, Litjens MCA, Baten CTM, et al. Consistency of surface EMG patterns obtained during gait from three laboratories using standardized measurement technique. *Gait & Posture*. 1997;6:200-209.
- Koman LA, Mooney JF, Smith BP, et al. Botulinum toxin type a neuromuscular blockade in the treatment of lower extremity spasticity in cerebral palsy: A randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *J Pediatr Orthop*. 1997;20:108-115.
- Lai KA, Kuo KN, Andriacchi TP. Relationship between dynamic deformities and joint moments in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1988;6:690-695.
- Lehmann JF, De Lateur BJ, Price R. Biomechanics of abnormal gait. *Phys Med Rehabil Clin North Am*. 1992;3:125-138.
- Lin CJ, Guo LY, Su FC, et al. Common abnormal kinetic patterns of the knees in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2000;11(3):224-232.
- O'Byrne JM, Jenkinson A, O'Brien TM. Quantitative analysis and classification of gait pattern in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. *J Child Neurol*. 1998;13(3):101-108.
- Ounpuu S, Davis RB, DeLuca PA. Joint kinetics: Methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Gait & Posture*. 1996;4:62-78.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare (NJ), Slack Inc, 1992.
- Pierce RA, Buckon CE, Sienko, et al. Is the double bump ankle moment pattern caused by spasticity? *Gait & Posture*. 1997;5:139.
- Policy J, Torburn L, Rinsky L, et al. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *J Pediatr Orthop*. 2001;21(6): 784-789.
- Riley PO, Kerrigan DC. Kinetics of stiff-legged gait: Induce dacceleration analysis. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1999;7:420-426.
- Rose SA, DeLuca PA, Davis RB, et al. Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1993;13: 727-732.
- Schmidt GL, Rogers MW. Factors contributing to the regulation and clinical assessment of muscular strength. *Phys Ther*. 1982;62:1283-1290.
- Steinwender G, Saraph V, Zwick EB, et al. Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait. *Gait & Posture*. 2001;13:78-85.
- Sutherland DH, Cooper L. The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia. *Orthop Clin North Am*. 1978;9:143-154.
- Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthopaed Related Res*. 1993;288:139-147.
- Thomas SS, Moore C, Kelp-Lenane C, et al. Simulated gait patterns: The resulting effects on gait parameters, dynamical electromyography, joints moments, and physiological cost index. *Gait & Posture*. 1996;4:100-107.
- Thompson NS, Baker RJ, Cosgrove AP, et al. Relevance of the popliteal angle to hamstring length in cerebral palsy crouch gait. *J Pediatr Orthop*. 2001;1(3):383-387.
- Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Ontario, University of Waterloo Press. 1987:38-39.
- Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: Stride-to stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1987;67:402-411.
- Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below knee amputee gait. *J Biomech*. 1988;21:361-367.
- Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*.

2nd ed. Waterloo, University of Waterloo Press,
1991.

Wong MK, Chen CL, Hong WH, et al. Motor control
assessment for rhizotomy in cerebral palsy. *Am J
Phys Med Rehabil.* 2000;79(5):441-450.

ZajacFE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and
muscle coordination of human walking Part. II:
Lessons from dynamical simulation and clinical
implications. *Gait & Posture.* 2003;17:1-17.