

경직성 뇌성마비 소아의 다축 하지 보조기 설계를 위한 내·외전력 측정

김동진¹ · 이영신² · 김봉옥³ · 양신승⁴ · 박인식⁵

한국기계연구원 마이크로응용역학그룹¹, 충남대학교 기계설계공학과²,
충남대학교 의과대학 재활의학교실^{3,4}, 바이오메카닉스⁵
(2003년 7월 16일 접수, 2003년 10월 22일 채택)

A Study on the Adduction and Abduction Measurement of Children with Spastic Cerebral Palsy for the Development of Multi-axial Lower Extremity Orthosis

D.J. Kim¹, Y.S. Lee², B.O. Kim³, S.S. Yang⁴ and I.S. Park⁵

Micro System and Structural Mechanics Group., Korea Institute of Machinery and Materials¹,
Department of Mechanical Design Engineering, Chungnam National University²,
Department of Rehabilitation Medicine, College of medicine, CNU^{3,4}, Biomechanics Co., Ltd⁵
(Received July 16, 2003. Accepted October 22, 2003)

요약: 다축 하지 보조기의 설계는 정확한 내·외전력의 측정이 필요하다. 내·외전력 측정을 위해 정상아동과 장애아동들의 실험을 통해 내·외전력을 측정하였다. 내·외전력의 측정은 정지상태와 보행상태에서 측정되었으며, 다축하지 보조기의 측방지주에 장착된 변형률 게이지를 이용하여 측정하였다. 정지상태에서 경직성 뇌성마비 아동은 0.11 kgf부터 0.26 kgf까지 내전력만 나타났으나 보행상태에서 1.56 kgf의 내전력과 1.52 kgf의 외전력이 작용됨을 알 수 있었다.

Abstract: In the present study, the design of multi-axial lower extremity orthosis was presented with adduction and abduction force data which were measured from three children with cerebral palsy and a normal child. The measurements of adduction and abduction forces were conducted in standing and walking condition. Adduction and abduction forces were measured by strain gages which were attached on the lateral uprights of lower extremity orthoses. In the standing condition, adduction force of childrens was distributed from 0.11 kgf to 0.26 kgf. During the walking condition, adduction force was reached to 1.56 kgf and abduction force was reached to 1.52 kgf.

Key words: Adduction, Abduction, Rehabilitation, Spastic cerebral palsy, Multi-axial lower extremity orthosis

서 론

경직성 뇌성마비 아동은 하지 근력 약화와 동반된 근육경직으로 정상 보행보다 고관절에서 과도한 내전(adduction) 및 내회전(internal rotation)을 보이는 가위보행 양상이 흔하며 이로 인해 에너지 소모가 증가하며 보행 중 지구력이 감소하는

등 효율적인 보행이 어렵다. 또한 이를 방지하였을 경우 고관절 및 슬관절의 구축(contracture)이 발생한다. 이러한 과도한 내전에 의한 불안정한 보행을 정상적인 보행과 유사하게 만들기 위하여 구축이 심한 경우 수술적인 치료를 하며 그 전단계에서는 운동 치료나 하지 보조기(lower extremity orthosis)를 사용하는 것이 추천된다. 하지 보조기의 사용으로 고관절의 구축이나 아탈구(subluxation)을 막고 독립적인 걷기, 서기 등의 활동을 보조할 수 있다. 다축 하지 보조기는 다리의 내전 및 외전 하중을 충분히 지지하며, 고관절 및 슬관절 운동이 자유롭게 되도록 설계되어야 한다. 그림 1은 경직성 소아의 보조기 착용 전·후의 하지 정렬을 나타낸다. 그림 1(a)은 보조기 착용

본 연구는 보건복지부 벤처 및 중소기업 기술개발지원 연구개발 사업비에 의해 연구되었으며 이에 감사드립니다.

통신저자: 김동진, (305-606) 대전시 유성구 장동 171
한국기계연구원

Tel. 042)868-7401

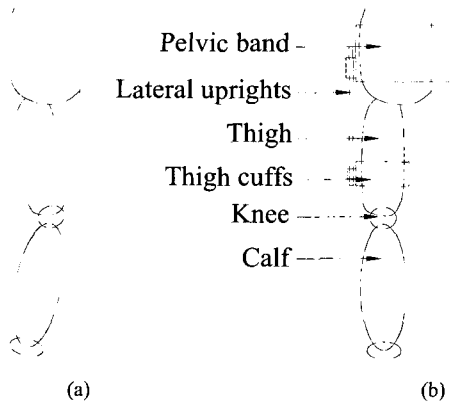


그림 1. 보조기 착용 전·후의 하지형상 (a) 전 (b) 후

전의 모습으로 하지의 과도한 내전을 보여준다. 그림 1(b)는 보조기 착용후 형상으로 정상적인 하지 정렬 상태를 유지한다. 보조기의 설계에 있어 중요한 관점은 아동의 사용에 무리가 없는 경량 구조물로 제작되어야 하며, 취급자(보호자 및 의료인)가 쉽게 조작할 수 있어야 한다. 또한 충분한 운동성능 및 강성을 유지해야 한다. 본 연구의 목적은 보조기 설계에 있어 경직성 아동의 하지에 발생하는 내전 및 외전하중을 측정하여 보조기 설계 데이터로 활용하는데 있다. 기존에 상용화된 보조기를 이용하여 실험을 수행하였다. 보조기에 변형률게이지(strain gage)를 부착하여 보행 중 발생하는 변형률을 측정하였으며, 하중보정을 통해 실제적인 하중값으로 환산하였다.

다축 하지 보조기의 구성

본 연구에 사용된 보조기는 CAMP사의 SWASHTM(The Standing, Walking and Sitting Hip Orthosis) 제품을 기본으로 국내에서 개량하여 제작한 것이다. 뇌성마비 소아의 정상 보행을 목적으로 제작되는 보조기는 골반대(pelvic band), 대퇴 커프(thigh cuffs) 그리고 골반대와 대퇴 커프의 측방지주(lateral uprights)로 구성된다. 그림 2는 시험에 사용된 보조기의 형상을 나타낸다. 골반대와 측방지주는 일정한 각도 내에서 3자유도의 운동이 원활히 이루어진다. 측방지주와 대퇴 커프는 사용자의 신장변화에 따라 조정이 가능하도록 제작되었다. 골반대와 대퇴 커프는 폴리 프로필렌으로 제작되었으며, 인체와 접촉되는 부분은 쿠션으로 마감처리 되어 있다. 측방지주는 다리에서 발생하는 내·외전력의 하중을 지지할 수 있는 기계구조용 강으로 제작되었다. 측방지주의 중간에 내·외전력의 측정을 위해 변형률게이지가 부착되어 있으며, 변형률 신호를 전송할 수 있는 케이블을 연결하였다.

실험장치 및 센서

다축 하지 보조기의 고관절과 슬관절을 연결하는 측방지주는 내·외전력 작용에 따라 미소한 변형이 발생되며 측방지주

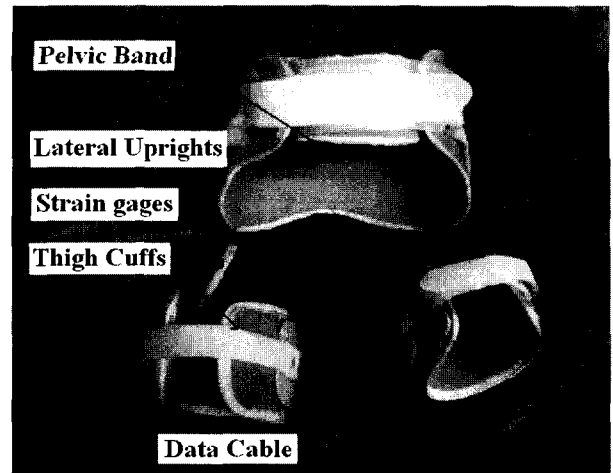


그림 2. 보조기의 형상

에 장착된 변형률게이지에 의해 내·외전력으로 환산할 수 있다. 그림 3(a)는 측방지주와 측방지주에 부착된 변형률게이지의 형상을 나타낸다. 보 형상을 갖는 측방지주의 4면 중에서 내·외전력 작용시 인장하중이 발생하는 면과 압축하중이 발생하는 면에 각각 2개의 변형률게이지를 부착하였다. 각각의 변형률게이지는 그림 3(b)에서 제시한 것과 같이 휘트스톤 브리지(Wheatstone bridge)의 풀 브리지(full bridge)를 형성한다. 측방지주의 변형률은 휘트스톤 브리지회로를 형성하는 변형률게이지와 증폭기에 의해 미소한 전기적 신호(mV)로 변환된다. 변형률게이지로부터 변환된 전기신호는 증폭기(amplifier), 필터(filter), A/D변환기를 통해 컴퓨터에서 처리가 가능한 디지털 신호로 변환된다. 디지털 신호는 DAQ 카드와 컴퓨터에 의해 실시간으로 데이터를 수집하며 저장된다. 본 실험에 사용된 증폭기는 변형률게이지의 신호를 측정할 수 있는 HBM사의 AB22A를 사용하였다. 변형률게이지는 KYOWA사의 120 Ω 저항의 1 mm 게이지를 사용하였다. 증폭기로 발생한 신호는 Io-tech 사의 DAQ216b카드를 통해 컴퓨터에 신호를 전달할 수 있으며, Dasy lab 프로그램에 의해 그래프로 실시간 출력된다. 그림 4는 센서가 장착된 보조기와 신호를 처리하기 위한 실험 장치의 개념도를 나타낸 것이다.

내·외전력 측정법

변형률 게이지가 부착된 실험용 보조기를 정상아동과 경직성 뇌성마비 아동에게 장착한 후, 보행 중에 발생하는 내·외전력을 측정하였다. 그림 5는 센서가 장착된 보조기를 착용하고 보행 보조기구를 이용하여 실험중인 뇌성마비 아동의 보행 형상을 나타낸다. 경직성 뇌성마비 아동은 근육의 경직 때문에 독립적이며 주기적 보행이 불가능하다. 실험 중에 주기적인 보행이 가능하도록 보행을 유도하여 실험하였다. 정상아동과 경직성 뇌성마비아동의 차이를 분석하기 위해 1명의 정상아동과 3명의 장애아동을 대상으로 동일한 장비와 동일한 방법으로

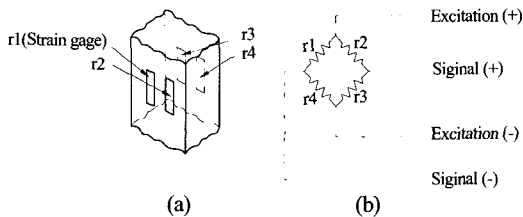


그림 3. 변형률게이지와 Wheatstone bridge 결선도



그림 5. 보행하는 장애아에 설치된 센서 장착 보조기

실험하였다. 표 1은 피 실험자의 신체사항 및 나이, 성별을 나타낸다. 그림 6은 경직성 뇌성마비 아동의 보행실험에서 보조기의 설치과정부터 보행까지 발생된 신호를 측정 결과를 나타낸다. “a”구간은 증폭기의 0점 조정구간을 나타낸다. “b”구간은 오른쪽 다리에 대퇴 커프를 장착하는 과정이다. “c”구간은 왼쪽 다리에 허벅지 대퇴 커프를 장착하는 과정이다. “d”구간은 보행 중 양쪽 다리에서 발생된 신호를 나타낸다.

결과 및 고찰

1. 정상 아동의 내·외전력

몸무게가 15 kg이며, 키가 97 cm인 정상아동을 대상으로 보행과 정지상태에서 발생하는 내전력 및 외전력을 측정하였다. 동일한 시간 내에 3회의 반복실험을 수행하였으며, 그림 7과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 정상아동은 보행기간중 외전력이 발생되지 않았으며, 내전력은 최소 0.11 kgf부터 최대 1.42 kgf까지 발생됨을 알 수 있었다. 보행구간동안 하중신호는 0.77 Hz(1.3 sec)의 주기적 특성을 나타내었다. 특히 보행 중 발의 바닥이 지면에 지지된 상태에서 하중 값이 증가되며, 발의 바닥이 지면에서 이탈 시에는 하중 값이 감소되는 특징을 나타내었다. 보행 중 발생하는 평균 내전력은 0.76 kgf가 나타났으며, 하중 변동 폭은 1.31 kgf가 나타났다.

정지상태에서 측방지주에서 측정되는 하중은 0.2 kgf부터 최대 0.41kgf의 내전력만 발생되었으며, 보행상태에서 나타나

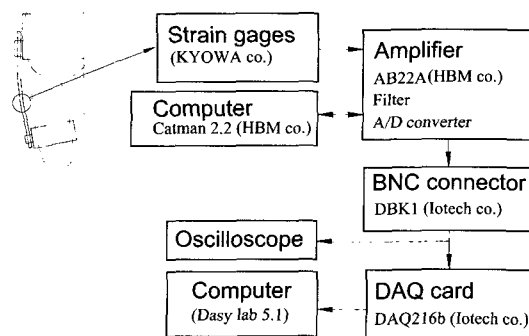


그림 4. 신호처리 계통도

표 1. 피 실험자의 신체사항

Division	Sex	Age(M)	Weight(kg)	Height(cm)
Control child	M	34	15.0	97
Child with CP 1	M	90	19.4	107
Child with CP 2	F	72	14.0	100
Child with CP 3	F	97	17.0	110

CP : Cerebral Palsy

는 주기적인 특징은 발생되지 않는다.

2. 경직성 아동의 내·외전력

경직성 뇌성마비 아동은 3명을 대상으로 시험하였으며, 피 실험자의 평균 몸무게는 16.8 kgf이며, 평균 키는 105.6 cm이다. 그림 8은 경직성 뇌성마비 아동의 정지와 보행 시 발생하는 하중을 나타낸 것이다. 정상아동과 달리 내·외전력이 동시에 나타나는 특징을 볼 수 있었다. 보행 중 발생하는 최대 내전력은 1.56 kgf이며, 최대 외전력은 1.52 kgf가 발생되었다. 경직성 뇌성마비 아동들의 보행주기는 0.25 Hz부터 0.41 Hz까지 분포하였으며, 분석하기 어려운 정도의 불규칙한 특징이 나타났다. 보행시 발생하는 하중 변동폭은 3.08 kgf이며, 평균하중은 0.02 kgf가 발생되었다.

그러나 정지 시에는 내전력만 나타났으며, 0.44 kgf부터 0.73 kgf까지 발생되었다. 경직성 뇌성마비아동의 정지상태에서 발생하는 내전력은 정상아동보다 평균적으로 2배정도 크게 나타났다. 그림 9는 정상아동과 경직성 뇌성마비 아동의 내·외전력 분포특성을 나타낸 것이다.

결 론

경직성 뇌성마비 아동이 사용하는 다축 하지 보조기는 다양한 운동특성 및 하중이 작용한다. 특히 경량의 조건을 만족하며 보행 중 발생하는 하중에 안전한 구조물이 되도록 설계해야 된다. 보조기 설계에 앞서 사용자의 사용조건에서 나타나는 하중특성을 분석하는 것이 선행되어야 된다. 본 연구는 경직성

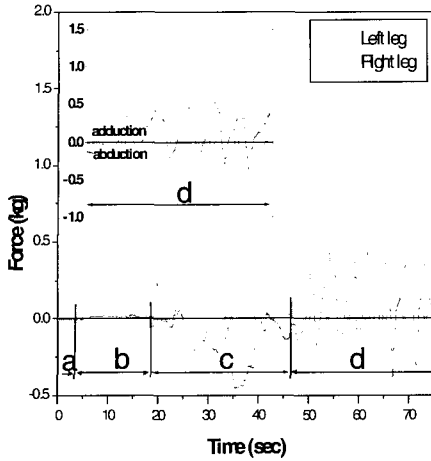


그림 6. 보조기의 설치부터 보행까지의 내·외전력 측정결과

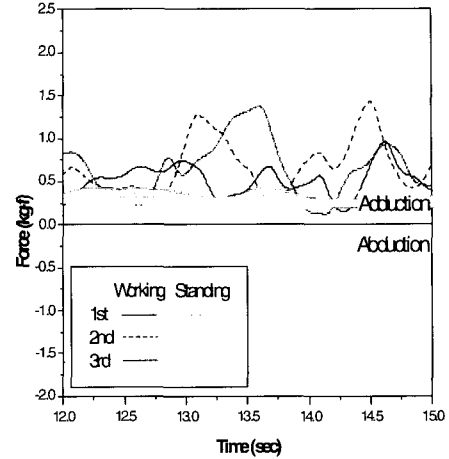


그림 7. 정상아동의 보행과 정지 중에 발생하는 내·외전력

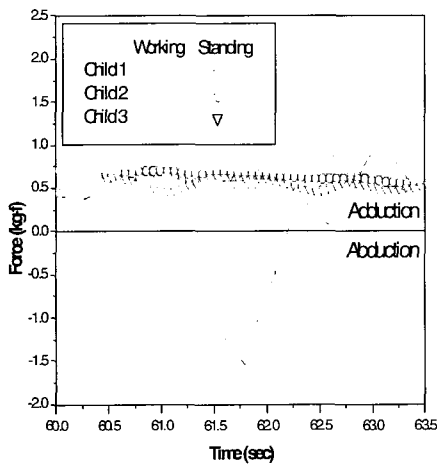


그림 8. 경직성 뇌성마비 아동의 보행과 정지 중에 발생하는 내·외전력

장애를 갖는 소아의 보행상태 혹은 정지상태에서 발생하는 내전 및 외전력을 측정하는 것이 목적이며 아래와 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) 정지상태에서 경직성 아동의 평균 내전력(0.61 kgf)이 정상아동의 평균 내전력보다 2배(0.31 kgf)가량 나타났다.
- (2) 정지상태에서는 정상아동 및 경직성 아동 모두 내전력만 나타난다.
- (3) 보행상태에서 정상아동은 내전력만 나타났으나 경직성 아동은 내전력 및 외전력이 같이 나타났다.
- (4) 경직성 장애아동의 보행중 하중은 최고 내전력 1.56 kgf가 발생되었으며, 최고 외전력 1.52 kgf가 나타났다.

참 고 문 헌

1. Young-Shin Lee, Kyung-Joo Choi, Kang-NHee Cho and Hyun-Kyoon Lim, "Development of Design Te-

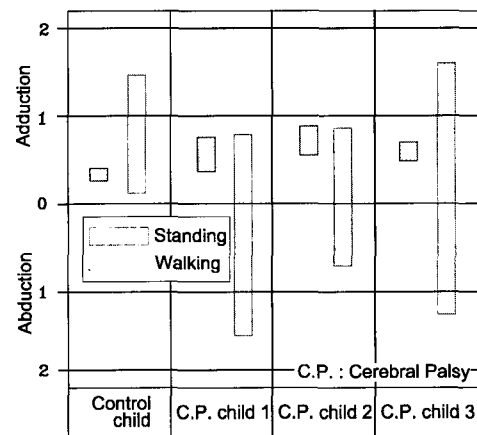


그림 9. 정상아동과 경직성 뇌성마비 아동의 내·외전력 분포

chniques of Plastic Ankle Foot Orthosis for the Hemiplegics(1)", Transactions of KSME A, Vol.26, No. 1, pp. 7-14, 2002

2. J. Perry, "The Mechanics of Walking : A Clinical Interpretation", American Physical Therapy Assoc., pp. 9-32, 1967

3. Young-Shin Lee, Bong-Ok Kim, Kang-Hee Cho and Hyun-Kyoon Lim, "3D Gait Analysis and the Design of Plastic Ankle Foot Orthosis", Journal of the KSME, Vol.40, No.2, pp.30-34, 2000

4. J. W. Dally and W. F. Riley, Experimental Stress Analysis, McGraw Hill, pp.223-233, 1991

5. S. J. Kang, K. H. Cho and Y. H. Kim, "Knee Joint Control of New KAFO for Polio Patients Gait Improvement", Proceeding of the KSPE 2002 Spring, pp. 132-135, 2002