

# 일반보행보조기(RGO)와 동력보행보조기(PGO)의 보행시 에너지 소모도 비교 평가 분석

강성재#, 류제청\*, 문무성\*

## Comparison of Energy Consumption of Reciprocating Gait Orthosis(RGO) and Powered Gait Orthosis(PGO) during Gait

Sung Jae Kang #, Jei Cheong Ryu \* and Mu Seong Mun \*

### ABSTRACT

The aim of this study ultimately is verifying that PGO gait is more efficient than RGO for paraplegics because the air muscle assists hip flexion power in heel off movement. The gait characteristics of the paraplegic wearing the PGO or RGO are compared with that of a normal person. PGO with air muscles was used to analyze the walking of patients with lower-limb paralysis, and the results showed that the hip joint flexion and pelvic tilt angle decreased in PGO. In comparison to RGO gait, which is propelled by the movements of the back, PGO uses air muscles, which decreases the movement in the upper limb from a stance phase rate of  $79\pm4\%$ (RGO) to  $68\pm8\%$ . The energy consumption rate was  $8.65\pm3.3$  (ml/min/ Kg) for RGO, while it decreased to  $7.2\pm2.5$ (ml/min/Kg) for PGO. The results from this study show that PGO decreases energy consumption while providing support for patients with lower-limb paralysis, and it is helpful in walking for extended times.

**Key Words** : Powered gait orthosis (동력보행보조기), Reciprocating gait orthosis (왕복보행보조기), Air muscle (공압근육), Rehabilitation (재활), Orthosis (보조기), Artificial muscle (인공근육), Paraplegic (마비환자)

### 1. 서론

교통사고, 산업재해 등으로 인해 척수에 손상을 입어 하지 및 사지 마비가 일어나는 인구가 꾸준히 증가하고 있다. 대부분의 하반신 마비환자는 운동기능의 상실로 인하여 근력의 약화, 감각기능의 소실, 방광 및 장 기능 통제 소실, 자율 신경의 이상 등의 증상을 나타낸다. 마비환자의 재활치료를

위하여 보조기를 이용한 보행훈련은 하지 관절의 구축방지 및 강직의 감소, 피부 욕창방지 효과뿐만 아니라 일상생활 동작 및 이동을 스스로 유지할 수 있도록 향상시킨다.

하반신 마비환자의 보행을 보조하기 위하여 Douglas<sup>1</sup> 등은 골반 밴드의 양쪽에 장하지 보조기가 부착된 교차 왕복보행보조기를 개발하였다. 이는 골반과 고관절에 연결된 밴드의 기계적 작동에

접수일: 2006년 6월 5일; 게재승인일: 2008년 5월 7일

# 교신저자: 재활공학연구소

E-mail: kangsj@korec.re.kr Tel. (032) 500-0770

\* 재활공학연구소

의하여 고관절 굴곡 또는 신전을 유도하였다. 하지만 왕복보행보조기는 체간의 움직임을 이용하여 보행을 하는 특성 때문에 과도한 에너지 소모를 유발하고, 이로 인하여 장시간 보행이 불가능하며 이동 거리 및 사용환경의 제약이 있었다.

따라서 Ruthenberg<sup>2</sup> 등은 4 절 링크와 CAM 시스템을 사용한 동력 보행보조기를 개발하여 왕복보행보조기의 과도한 에너지 소모도를 개선하고자 하였다. 선형 DC 모터에 의하여 1 자유도로 고관절 굴곡 및 신전을 보조하였으며, 마비환자의 보행분석과 에너지 소모도를 분석하였다. 실험결과 지면 반발력 및 최대 일률, 고관절 및 슬관절의 보행패턴이 정상보행과 유사하게 나타났다. 하지만 왕복보행보조기의 문제점이었던 보행 중 에너지 소모를 개선하였음에도 불구하고 모터를 사용한 동력보행보조기의 소비전력과 크고 복잡한 구조 때문에 실생활에서 사용하는데 많은 제약이 있었다.

Kang<sup>3</sup> 등은 기존의 동력보행보조기의 단점인 부피 및 사용시간 등을 개선한 공압 근육 제어형 동력보행보조기를 개발하였다. 하반신 마비환자의 보행능력 향상을 위하여 고관절 위치에 인공근육을 부착하여 고관절 신전을 보조한다.

따라서 본 연구에서는 동력보행보조기와 왕복보행보조기의 보행 패턴을 삼차원 보행분석을 통하여 분석하고, 고관절 굴곡을 보조를 위한 공압근육을 이용하여 하반신 마비환자의 감소된 에너지 소모도를 정량적으로 평가하고자 한다.

## 2. 왕복 보행보조기

### 2.1 구조

Douglas<sup>1</sup> 에 의해 최초 고안된 왕복보행보조기(RGO)는 하반신 마비환자의 보행을 위하여 두 개의 장하지 보조기를 흉추 보조기와 연결하고 고관절과 체중심의 10cm 아래에 부착된 골반밴드 회전장치를 이용하여 몸통을 뒤로 젖히면 입각기측 고관절이 신전 되면서 고관절 조인트와 연결된 측면 회전바의 상호작용에 의하여 반대측이 굴곡되어 보행을 유도한다. 왕복보행보조기의 경우 Otto bock<sup>4</sup> 및 Becker Orthopedic<sup>5</sup> 등 에서 상용화되어 공급되고 있다. 국내의 경우 착용자의 체형에 맞도록 석고 취형을 하여 다리 및 체간 플라스틱 지지대를 제작하고, 골반 밴드 및 고관절/슬관절 부품을 부착하여 완성한다(Fig. 1).

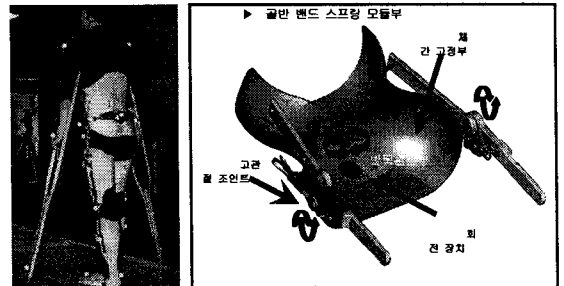


Fig. 1 Reciprocation gait orthosis

## 3. 동력보행보조기

### 3.1 동력보행보조기 구성

동력보행보조기(PGO)는 왕복보행보조기의 고관절 위치에 공압 근육을 부착하여, 보행을 보조한다(Fig. 2). 공압 근육은 체간 고정부와 대퇴부에 연결되어 유각기 시 고관절 굴곡을 도와준다. 따라서 동력보행보조기는 왕복보행보조기 보행 시 체간을 뒤로 젖히는 움직임을 줄여 하반신 마비환자의 에너지 소모를 줄여주어 장시간 보행이 가능하도록 제안 되었다.

동력보행보조의 공압근육 제어 시스템은 왕복보행보조기의 허리 부분에 공압 펌프 및 리튬전지, 제어기를 부착하였으며, 양팔에 부착된 근전 센서의 신호에 의해 보행을 보조하였다. 사용된 공압 펌프는 12W 2.5bar 출력의 경량 저전력 펌프로서, 제어 시스템의 총 무게는 2.2kg 이며, 연속 사용시간이 4 시간 이상 가능하다.

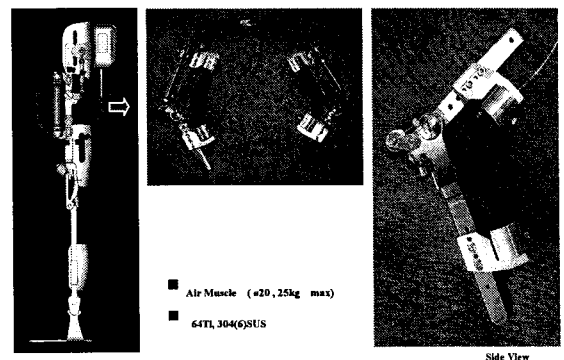


Fig. 2 Powered gait orthosis

### 3.2. PD 제어 시스템

공압 근육 내부의 공기압이 증가할 때 길이 변화는 식 (1)과 같이 압력(P)과 부하(F)에 따라 비선형적인 특성을 가진다.<sup>6</sup>

$$L = f(F, P) \quad (1)$$

따라서 공압 근육을 Fig. 2 와 같이 고관절에 적용하였을 때 공압 근육의 길이 L 과 고관절각도  $\theta$  값은 식(2)와 같은 관계를 가진다.

$$l_{muscle} = \sqrt{l_h^2 + l_l^2 - 2l_h l_l \cos\theta} \quad (2)$$

여기서  $l_h, l_l$  은 각각 고관절 회전 중심에서 공압 근육의 양 고정점까지의 거리이다. 그 결과 식 (1)(2)로부터 외부힘 F 가 고정일 때 공압 근육에 가한 압력 P 와 그에 따른 변화된 고관절 각도  $\theta$  값은 비선형식으로 나타난다.

입력압력 P 에 대한 출력 고관절 각도  $\theta$  각의 선형화된 시스템응답특성 G(s)을 실험에 의해 구하였다. 밸브의 개폐 시간에 따른 고관절의 각도변화는 이차 시스템 특성을 가진다. 공압근육을 가진 PGO 고관절의 입출력 전달함수를 식(3)과 같이 모델링하였다.

$$G(s) = \frac{K\beta}{s^2 + \alpha s + \beta} \quad (3)$$

공압근육과 밸브를 포함하는 피드백 제어시스템의 선형화된 모델 G(s)의 제어입력은 목표각도에 대한 오차 e 에 비례미분하는 PD 제어기를 사용하였다.<sup>7</sup>

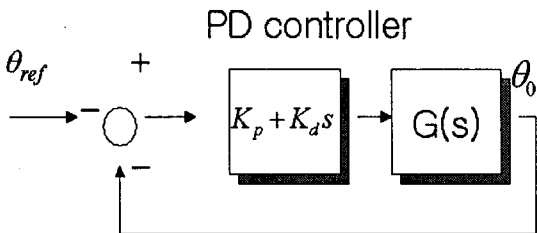


Fig. 3 Block diagram of position control system

동력보행보조기의 공압근육 제어 시스템은 실시간 제어기, 솔레노이드 밸브와 컴프레서로 구성

된다. 실시간 제어기는 고속의 연산속도를 가지면서 다양한 입출력 포트와 AD 변환, 직렬통신, PWM 출력기능이 내장된 마이크로프로세서 (ATMega-128, ATMel Co.)를 채용하였다. 솔레노이드 밸브는 좌우 각 1조씩 설치하였다.

공압 근육 제어 프로그램은 선점형 실시간 커널(preemptive real-time kernel)인 uCOS-II8 로 구현하여, 실시간 제어가 가능하도록 하였다. 실행 태스크(task)는 좌우 공압근육의 압력 제어를 위한 20[msec] 주기의 2 개의 태스크와, 100[msec] 주기의 데이터 신호처리 태스크, 그리고 50[msec] 주기의 AD 변환 태스크 등, 총 4 개의 태스크로 구성하였다. 각 태스크의 실행은 먼저, AD 변환 태스크에서는 실행 주기마다 순차적으로 4 개의 센서 중 1 개의 센서의 압력을 AD 변환하고, 이동평균(moving average)을 취하여 해당하는 센서의 현재 압력으로 기록한다. 고관절 인공근육 압력 제어 태스크에서는 발센서와 근전도 센서의 신호 값에 의한 제어압력이 현재 압력이 제어 압력보다 작을 경우, 그 차이에 비례하는 듀티비(duty ratio)로서 PWM 밸브개폐 제어를 수행한다. 이때 PWM의 캐리어 주파수(carrier frequency)는 밸브의 최대 응답주파수와 제어 태스크의 주기를 고려하여, 50[Hz]로 제어된다(Fig. 4).

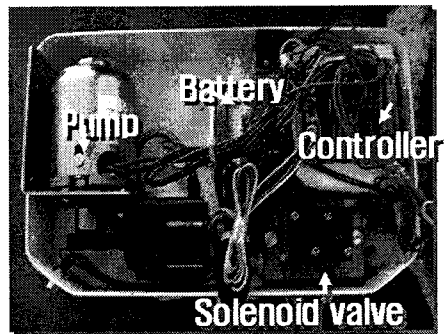


Fig. 4 Air muscle controller

#### 4. 실험 방법

본 연구에서는 왕복보행보조기와 동력보행보조기 착용시 보행특성 비교를 위하여 하반신 마비환자 3 명에 대하여 에너지 소모도 분석과 보행분석을 실시하였다(Fig. 5). 평균 나이, 키, 몸무게는 각각 33.25±11.5 세, 170±1.7 cm, 60.5±7.5kg 이었다.

동작분석을 위하여 적외선 CCD 카메라들이 인식하는 반사 마커들은 피검자의 엉치뼈(sacrum), 좌우 위 앞 엉덩가시(ASIS; Anterior Superior Iliac Spine), 좌우측 큰 뼈돌기(Great trochanter), 좌우측 넓적다리(thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤꿈치에 부착하고 힘 측정판이 설치되어 있는 보도에서 평행봉을 설치하고 실험하였다. 피검자의 운동학적(kinematic) 특성을 파악하기 위하여 적외선 CCD 카메라 6 대, 25mm 반사 마커(reflective marker)를 사용하였으며, 컴퓨터 및 데이터 처리 장치로는 Vicon 370(영국, Oxford Metrics 사)을 사용하였다.

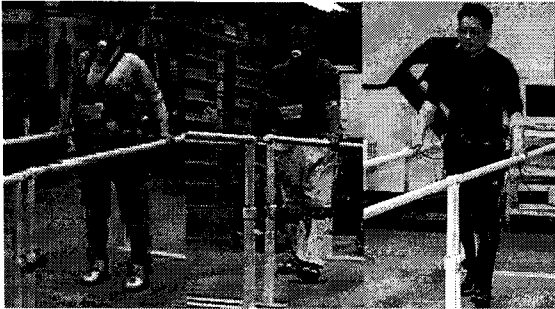


Fig. 5 Measuring energy consumption test

족관절과 슬관절의 경우 고정된 상태로 보행을 하기 때문에 보행분석 인자로는 고관절 굴곡 각도와 입각기, 유각기 비율, 보행속도, 최대 굴곡 각도로 설정하였다. 동력보행보조기의 경우 좌우에 부착된 공압 근육을 이용하여 고관절 굴곡을 보조한다. 양측 손가락 굽힘근에 부착된 근전 센서를 이용하여 착용자의 보행의도 시점을 검출하여 보행을 보조하였다. 각 피검자는 유도하고자 하는 보행 속도, 보행보폭에 따라 근전 센서를 이용하여 조절할 수 있도록 되어 있다.

각 피검자는 동력보행보조기(PGO)와 왕복보행보조기(RGO) 두 가지 보행보조기에 대하여 호흡가스 분석기(K4, KOSMED, Italy)를 착용하고 5m 평행봉 위를 3 분간 왕복 운동하였다. 호흡가스 분석기는 Fig. 6 과 같이 터빈이 부착된 마스크와, 가스분석기, 배터리로 구성되어 있다.<sup>9</sup> 실험 시작 전 각 피검자는 호흡가스 분석기를 착용하여 불편한 점을 배제하기 위하여 익숙해지도록 착용 훈련을 하였으며 심박수와 VO<sub>2</sub> 가 안정 상태가 된 후부터

측정하였다.

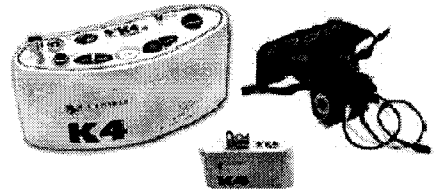


Fig. 6 Energy consumption tester

## 5. 결과 및 토의

Fig. 7 과 같이, 고관절 굴곡/신전 각도의 크기는 정상 보행 보다 RGO/PGO 보행 시 작다. 이는 정상 보행에 비하여 보조기를 이용한 마비환자의 보폭과 분속수가 작기 때문이다. RGO 와 PGO 고관절 굴곡각도는 각각  $16 \pm 3^\circ$ ,  $15 \pm 6^\circ$  이다. 두 경우 관절 굴곡각도의 차이는 적지만, RGO 보행의 경우는 상체의 움직임을 이용하여 고관절 움직임을 발생시키므로 입각기 비중이 커지고 유각기 비율이 줄어든다. 또한 자세균형 불안정성 때문에 입각기시 고관절각도가 불안정하게 움직인다. PGO 보행은 몸통의 움직임에 의해 이동되는 RGO 보행과 달리 공압 근육을 이용하여 보행하기 때문에 상체의 움직임이 적어지는 특성이 있다. 이는 두 가지 보행보조기의 보행에서 보행주기 입각기 비율이  $79 \pm 4\%$ (RGO)에서  $68 \pm 8\%$ 로 향상되게 한다.

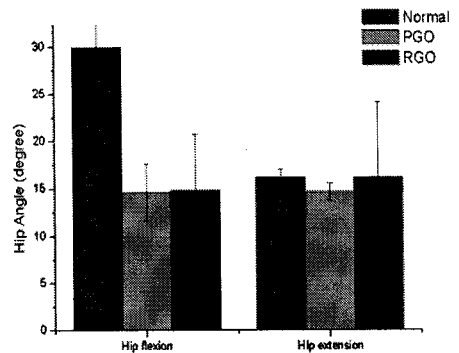


Fig. 7 Hip flexion/extension angle

PGO 와 RGO 의 경우 마비환자의 보행 안전을 위하여 슬관절을 고정시킨 후 보행한다. 따라서 정상보행과 달리 슬관절의 움직임이 없고, 이 때

문에 부자연스러운 보행이 되어 Fig. 8 과 같이 슬관절 굴곡 각도가 정상보행과 큰 차이를 보인다. 동력보행보조기의 보행을 개선하기 위해서는 슬관절 부위에 입각기 안정성과 유각기 슬관절 굴곡을 자유롭게 되는 제어장치가 필요하다.<sup>10</sup>

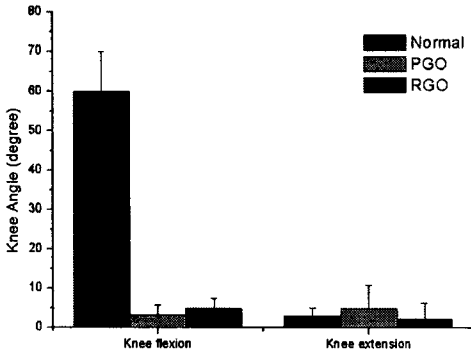


Fig. 8 Knee flexion/extension angle

족관절의 움직임은 입각기측의 고관절 높이를 조절하여 체중심 이동을 최소화 하는데 기여한다.<sup>10</sup> 또한 PGO 와 RGO 보행시 족관절의 움직임은 초기 입각기에 체중에 의하여 단하지 보조기의 플라스틱의 탄성변형에 의하여 발생된다. 이는 보행 중 체중심의 수직이동을 감소시켜준다.<sup>10</sup>

Fig. 9 와 같이 RGO 의 경우 배굴 각도가 PGO 에 비하여 크다 게 나타난다. 골반 및 체간의 움직임에 의하여 족관절에 PGO 보행보다 큰 탄성변형이 발생되기 때문이다.

보행 중 골반의 움직임은 자세 균형 및 보행 중 에너지 소모 최소화와 밀접한 관계가 있다. 정

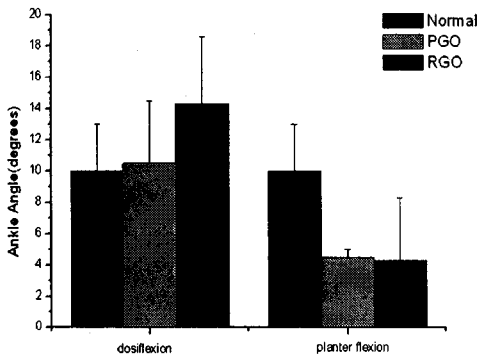


Fig. 9 Ankle dorsiflexion/plantar flexion angle

상보행에서 골반 경사는 고관절의 수직이동을 감소시켜 몸통 전체의 무게중심의 수직이탈을 최소화 하여 에너지 소모를 최소화 한다.<sup>10</sup> Fig. 10 과 같이 PGO 와 RGO 보행 시 골반 경사는 정상보행보다 크게 나타난다. 정상보행과 달리 PGO 와 RGO 보행은 슬관절 굴곡이 되지 않기 때문에 보행을 위해서 더 큰 골반 경사가 필요하다. RGO 의 경우 체간의 신전을 유도하여 고관절 굴곡을 발생 시키므로 가장 큰 골반 경사가 발생되고, PGO 의 경우는 공압 근육의 도움으로 인하여 RGO 보다 적은 골반 경사가 발생된다. 골반경사의 감소로 PGO 보행은 RGO 보행보다 적은 에너지 소모를 한다고 할 수 있다.

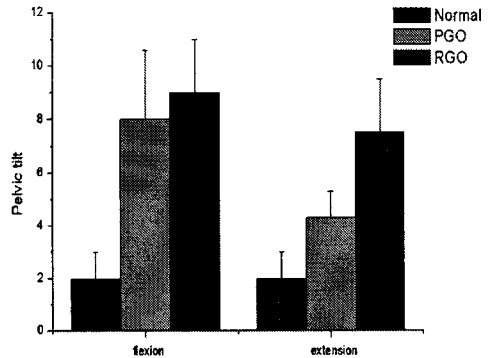


Fig. 10 Pelvic tilt angle

골반의 회전 또한 체중심의 좌우 이동에 많은 영향을 준다. 따라서 PGO 보행의 골반 회전 또한 RGO 보행보다 적은 에너지 소모를 한다고 할 수 있다.

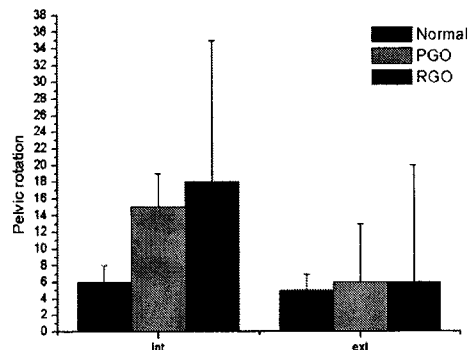


Fig. 11 Pelvic rotation angle

보행 중 인체의 에너지 소모량은 산소의 소모량을 측정하여 분석한다. 보행에 사용되는 근육이 산소를 소모하며 근력이 발생하는 힘의 크기에 따라 에너지 소모량은 증가한다. 보행분석 결과 PGO 보행은 RGO 보행에 비하여 골반 경사와 회전이 감소함을 알 수 있었다. 이것은 RGO 보행보다 적은 에너지 소모를 뜻한다. 고관절, 슬관절, 그리고 족관절의 경우는 기계적인 움직임으로 유도되는 움직임이므로 에너지 소모와는 상관관계가 없는 것으로 생각된다. 에너지소모도 측정 실험결과 산소소모도는 Fig. 12 와 같이 RGO 보행 시 8.65±3.3 (ml/min/Kg) 이며 PGO 보행 시 7.2±2.5(ml/min/Kg) 였다. RGO 보행이 과도한 골반의 움직임 때문에 PGO 보다 적은 분속수 임에도 불구하고 PGO 보행보다 에너지 소모가 큰 것을 확인시켜준다.

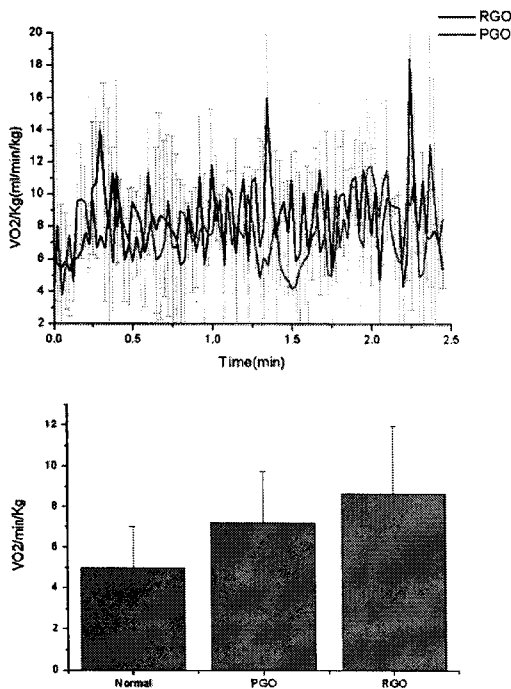


Fig. 12 Energy consumption

PGO 보행은 몸통의 움직임에 의해 이동되는 RGO 보행과 달리 공압 근육을 이용하여 근력 보조를 이용하여 보행하기 때문에 상체의 움직임이 적어지고 RGO 보다 편한 보행이 유도된다. 보행 주기 중 입각기 비율이 RGO 보다 개선되며, 보행 분속수는 PGO 가 RGO 보다 향상되는 것을 보행분

석을 통하여 확인하였다(Table 1).

Table 1 RGO, PGO gait parameter

	입각기(%)	유각기(%)	분속수 (step/min)
RGO	79±4	20±6	61±3
PGO	68±8	31±2	77±2
Normal	60	40	104

### 6. 결론

공압근육을 이용한 동력보행보조기를 이용하여 하반신 마비환자의 보행을 분석한 결과로서

1) PGO 보행 시 고관절 굴곡 및 골반 경사각도는 기존 왕복보행보조기 보행보다 감소함을 나타낸다.

2) 허리의 움직임에 의해 추진되는 RGO 보행과 달리 PGO 는 공압 근육을 이용하여 보행하기 때문에 상체의 움직임이 적어져 입각기 비율이 79 ±4%(RGO)에서 68±8%로 향상된다.

3) 에너지 소모도는 RGO 보행 시 8.65±3.3 (ml/min/Kg)이며, PGO 보행 시 7.2±2.5(ml/min/Kg) 로 감소한다.

### 후 기

본 논문은 보건복지부 의료공학융합기술개발 사업(과제번호: 02-PJ3-PG6-EV03-0004)의 지원으로 이루어 졌습니다.

### 참고문헌

1. Douglas, R., Larson, P. F., Ambrosia, R. and McCall, R. E., "The LSU reciprocation gait orthosis," Orthopedics, Vol. 6, pp. 834-839, 1983.
2. Ruthenberg, R. M., Neil, A. W. and John, E. B., "An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis," J. of Rehabilitation, Vol. 34, No. 2, pp. 203-213, 1997.
3. Kang, S. J., Ryu, J. C., Kim, G. S. and Mun, M. S., "Hip Joint Control of POG's Gait for paraplegic,"

- Key Engineering Materials, Vol. 326, No. 1, pp. 735-738, 2006.
4. [http://www.ottobockus.com/PRODUCTS/CUSTOM\\_ORTHOTICS/unilateral\\_joint\\_system.asp](http://www.ottobockus.com/PRODUCTS/CUSTOM_ORTHOTICS/unilateral_joint_system.asp)
  5. <http://www.beckerorthopedic.com/rgo/rgo.htm>
  6. Chou, C. P. and Hanaford, B., "Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles," IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 1, pp. 90-102, 1996.
  7. Mudi, R. K. and Pal, N. R., "A robust self-tuning scheme for PI- and PD type fuzzy controllers," IEEE Trans. Fuzzy Syst., Vol. 7, No. 1, pp. 2-16, 1999.
  8. Labrosse, J. J., "MicroC/OS-II, The Real-Time Kernel 2nd ed," CMP Books, pp. 73-336, 1990.
  9. Crandall, C., Taylor, S. and Raven, P., "Evaluation of the Cosmed K2 portable telemetric oxygen uptake analyzer," Med Sci Sports Exercise, Vol. 26, No. 1, pp. 108-111, 1994.
  10. Saunders, J. B. D. M., Inman, V. T. and Elberhart, H. S., "The major determinants in normal and pathological gait," Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 35, No. 1, pp. 543-558, 1953.