

## 보행 재활을 위한 신체 자중 보상용 모바일 로봇에 관한 연구

서승환<sup>1</sup>, 유승남<sup>3</sup>, 이상호<sup>2</sup>, 한창수<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>한양대학교 기계공학과, <sup>2</sup>한양대학교 메카트로닉스공학과, <sup>3</sup>한국원자력연구원

### Development of Body-Weight-Support System for Walking Rehabilitation

Seung-Whan Suh<sup>1</sup>, Seung-Nam Yu<sup>3</sup>, Sang-Ho Lee<sup>2</sup> and Chang-Soo Han<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Department of mechanical engineering, Hanyang University,

<sup>2</sup>Department of mechatronics engineering, Hanyang University,

<sup>3</sup>Korea Atomic Energy Research Institute

**요약** 최근 고령화 사회로의 진입 및 장애 인구의 증가로 인해, 인간의 복지를 위한 자동화 시스템에 대한 수요가 늘고 있다. 특히 재활 자동화와 관련한 로봇 시스템은 환자 본인 및 치료 보조자에 대한 수고를 덜어주면서도 기존의 전통적인 재활효과에 상응하는 성과를 얻을 수 있을 것으로 기대되고 있다. 본 연구는 하지 근력이 약화된 사용자들의 신체 자중을 보상해줌과 동시에 정상인과 같은 패턴의 보행 훈련을 수행할 수 있는 모바일형 보행 재활 시스템을 제안하고자 한다. 특히, 자중보상 시스템은 신체의 자세 변화 특징을 반영하여, 기구학적인 분석을 통해 구현하였으며 보행 가이드를 위한 제어 알고리즘과 더불어 메인 컨트롤 시스템이 내장된 모바일 플랫폼에 통합 적용되었다. 이러한 모바일 플랫폼은 사용자의 보행 속도의지를 반영하는 UCS(User Command System)와 플랫폼 자체에 내장된 자율주행 알고리즘의 병합되어 운용되도록 고안되었으며, 본 논문에서는 보행 훈련시의 BWS(Body Weight Support)의 효과에 대한 검증에 집중하고자 한다. 이를 위해 인체의 근전도 신호를 측정할 수 있는 EMG(Electromyography) 센서를 활용하여, BWS 및 모바일로봇을 활용한 자중 보상 시의 피험자의 하지 근력 패턴을 측정 및 분석하여, 정상 보행자와의 차이점을 비교함으로써 본 연구의 타당성을 검증하였다.

**Abstract** As the population of elderly people and disabled people are increased, various demands for human welfare using robot system are raised. Especially autonomous rehabilitation system using robot could reduce the human effort while maintaining the its intrinsic efficacy. This study deals with mobile gait rehabilitation system which combined with BWS (Body Weight Support) for training of elderly and handicapped people who suffer the muscle force weakness of lower extremity. BWS which is designed by kinematic analysis of body lifting characteristics and walking guide system are integrated with main control system and wheeled platform. This mobile platform is operated by UCS (User Command System) and autonomous trajectory planning algorithm. Finally, through the EMG (Electromyography) signal measuring and its analysis for subject, performance and feasibility of developed system is verified.

**Key Words** : Body weight Support (BWS), Assistive Robot, Gait Rehabilitation System

### 1. 서론

보행 재활 훈련은 하지의 근육이 수축됨으로써 하지가

구부러진 채 움직이지 않거나 일정한 방향의 운동이 제한 받는 것을 예방할 수 있으며 골다공증, 경련, 욕창과 같은 병리와 관계되는 몇몇의 장애를 피하거나 줄일 수

본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 '고기능 로봇 매니플레이션 연구센터' 지원사업 (NIPA-2010-C7000-1001-0002) 및 2010년 HYU연구특성화사업으로 지원받아 연구되었음 (HYU-2010-T)

\*교신저자 : 한창수(winboy@hanyang.ac.kr)

접수일 10년 08월 10일

수정일 (1차 10년 09월 02일, 2차 10년 09월 30일)

게재확정일 10년 10월 15일

있다. 특히, 오랫동안 보행하지 않았던 환자들이 하지의 근육과 뼈에 심각한 변화가 일어난 이후에 보행을 시도할 경우 부상의 위험이 증가한다. 따라서 환자들은 자신의 자세나 보행을 유지하기 위한 근육의 힘을 만드는 것이 불가능하기 때문에 부분적인 체중지지(Body Weight Support, BWS)나 넘어서는 것을 보호하는 것이 필수적으로 요구된다고 할 수 있다. 보행 재활에서 Orthopedic scooter, Bath bike와 같은 기구들은 에너지 소비를 감소시키고 보행 훈련에 도움을 주지만, BWS 방법에서 ‘지지하는 힘의 조절’이라는 기본적인 조건은 만족시키지 못하는 것으로 평가되고 있다. [1]

BWS 방법은 신경학상의 손상을 입은 환자의 재활 훈련을 위한 치료 방법으로 보행패턴의 표현을 용이하게 하는 의미에서 1985년에 Finch가 제안하였다.[2] 현재는 마비 또는 편마비 환자들에게 체중지지가 없는 상태에서 훈련하는 것보다 BWS 훈련의 결과가 상당히 좋다는 것이 증명되고 있다. Barbeau는 Treadmill 위에서 훈련하면서 수동으로 조절되는 기어박스와 슬립기어를 사용한 모터에 의해 환자의 체중을 지지하여 주는 재활기구를 제작하였다.[3] 보행 훈련 로봇인 AID-1은 공압을 이용하여 환자의 몸을 지지하여 체중을 감소시켜 준다.[4] 로봇을 사용하여 체중을 지지하는 REHABOT은 환자를 정해진 경로로 보행할 수 있도록 보조하는데, 평행식 지지대(Parallel bar)를 사용하여, 보행훈련 수행이 어려운 중증 장애 환자들을 대상으로 시스템을 적용하였다. [5]

본 논문에서는 보행 재활을 위한 BWS 메커니즘을 제안함과 동시에, 이를 모바일 시스템에 통합 적용하고자 하며 하지 근력이 약화된 환자들을 대상으로 시스템의 성능을 검증하고자 한다. 특히 본 시스템은 상체의 하중을 물리적으로 지지함으로써, 보행 운동과 환자 스스로 서기 및 앉기가 가능하도록 설계되어 있는데, 다음 절에서 자세히 기술하기로 한다. 본론에서는 이러한 BWS의 기구학적 설계 및 모바일 시스템과의 기구학적 통합과 이를 위한 제어시스템을 제시하고, 실제 피험자의 근육활성도 신호 검출 및 분석을 통한 시스템 성능 고찰에 대해 기술하고자 한다.

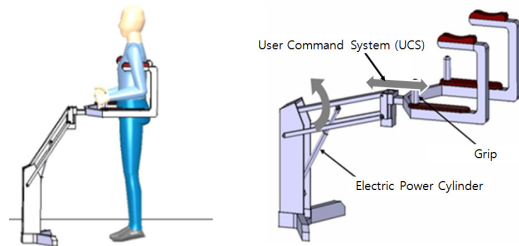
## 2. 시스템 설계

### 2.1 시스템 구성

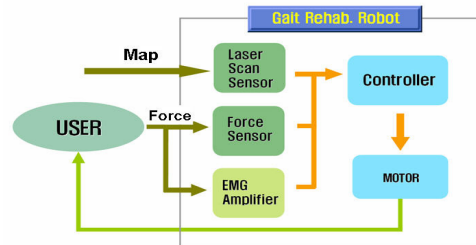
전체 시스템은 크게, 보행 훈련을 위한 장애물 회피 및 최적 보행 경로를 기반으로 전체 시스템의 이동을 담당하는 보행 가이드 시스템과, 보행 및 좌립 보조를 위한

BWS 메커니즘의 두 개의 시스템으로 나눌 수 있다. 보행 가이드 시스템에서는 보행을 위한 여러 가지 정보 제공하며, BWS는 보행 및 기립 시에 환자의 체중부하를 감소시켜준다. 본 논문에서는 후자의 BWS에 대해서 집중적으로 논할 것이며, 전자의 연구는 참고문헌에서 확인할 수 있다. [6-7]

그림 1은 본 연구에서 제시한 BWS의 기본 메커니즘 구조이며, 그림 2는 이를 활용한 전체 시스템 운용개념을 도식적으로 표현한 것이다.



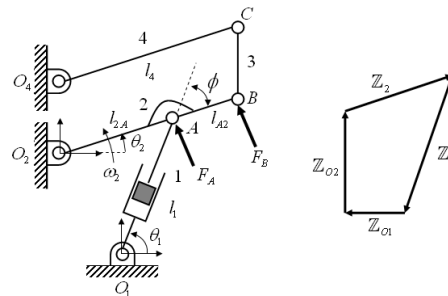
[그림 1] BWS 메커니즘의 구조



[그림 2] BWS를 이용한 시스템 운용 전략

### 2.2 BWS의 기구학적 분석

매니플레이터의 설계를 위하여 한국성인 남성의 인체 모델을 사용하였다.(그림 1) 상용화된 3차원 설계 프로그램에서 제공하는 인체모델에 대해서 한국인의 평균 신장과 각각의 신체 부위 정보를 적용하였다.



[그림 3] BWS 메커니즘의 기구학적 개략도

동시에 직립 및 자세 굽힘 시의 몸의 이동 경로를 획득하는 한편, BWS의 말단부가 이러한 범위 안에 있도록 제한하였다. 그림 3은 기구 해석을 위한 BWS의 기구 메커니즘 구조를 도시하고 있으며, 각각의 요소들에 대한 파라미터를 설정하여 BWS 말단부에서의 위치, 속도, 힘 변화를 시뮬레이션하기 위한 수식화를 시도하였다.

1) Position

$$\begin{aligned} Z_{o2} + Z_2 - Z_{o1} - Z_1 &= 0 \\ l_{o2}j + l_{2A}e^{j\theta_2} - l_{o1} - l_1e^{j\theta_1} &= 0 \\ \phi &= \theta_1 - \theta_2 \\ k_1 &= l_{2A} - l_1\cos\phi \\ k_2 &= -l_1\sin\phi \\ \therefore \theta_2 &= 2\tan^{-1} \frac{k_2 + \sqrt{k_2^2 - k_1^2 + l_{o1}^2}}{k_1 + l_{o1}} \end{aligned}$$

2) Velocity

$$\begin{aligned} \omega_2 &= \frac{l_1\cos(\theta_2 + \phi) - l_1\dot{\phi}\sin(\theta_2 + \phi)}{l_1\sin(\theta_2 + \phi) - l_{2A}\sin\theta_2} \\ \therefore v_y &= (l_{2A} + l_{A2}) \cdot \omega_2\cos\theta_2 \end{aligned}$$

3) Force

$$\begin{aligned} F_A &= F\sin\phi \\ F_B &= \frac{l_{2A}}{l_{2A} + l_{A2}} \cdot F \\ \therefore F_y &= F_B\cos\theta_2 \end{aligned}$$

다음은 BWS 말단부의 하중 인가 해제 시의 힘 (Unloading Force) 구현을 위한 선형 운동 구동기의 힘 제어를 위한 제어 알고리즘을 설계한다. 힘 센서에 미치는 힘은 로봇이 사람의 체중부하의 차와 상관관계를 갖고 있으며 이를 수학적 모델로 표현하기 위해서 사람의 몸을 탄성계수가  $k$ 인 선형탄성체로 가정하였다. BWS 말단부의 속도를  $v$ 라 하고 몸의 속도를  $u$ 라고 했을 때, Force sensor에 인가되는 힘  $f$ 는 다음식과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} f &= -k\Delta x = -k(v - u)\Delta t \\ f &= -k(v - u) \end{aligned}$$

이러한 가정으로부터 End-effector의 속도 제어 규칙은 속도의 변화율을 인가되는 힘  $f$ 에 비례하도록 하였다.

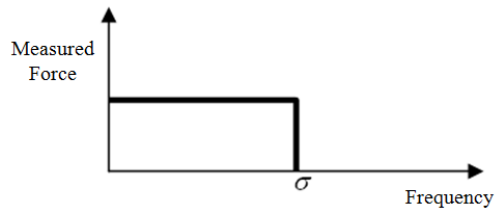
$$\dot{v} = Kf$$

그러나 보행 시 인체의 수직 속도는 걸음을 내딛을 때 마다 주기적이면서 무작위로 변화한다고 가정하여 최근

인가된 힘의 평균을 취하여 속도의 변화율이 그 평균값에 비례하도록 하는 제어 규칙을 설계하였다.

$$\dot{v} = K \int_0^t \omega(\tau) f(t - \tau) d\tau$$

여기서  $w(t)$ 는 가중치를 나타내는 함수이다. 위의 제어 규칙을 통해서 힘 센서에 인가되는 힘 중에서 주파수가  $\sigma$  이상인 고주파 성분을 제어 규칙에서 배제할 수 있으며, 인체의 수직속도에 대한 진동수와 힘센서에 의해 감지된 사용자의 자중과의 관계를 표현한 가우스 함수의 Fourier 변환 결과는 그림 4와 같은 형태의 이상적인 로패스 필터의 특성을 보인다.



[그림 4] Simulation with Motor Controller

위 제어 규칙을 이산화하여 다음과 같은 최종적인 관제식을 구한다.

$$\dot{v} = -K^* \int_0^t \omega(t - \tau) [v(\tau) - u(\tau)] d\tau$$

여기서  $K^* = K \cdot k$

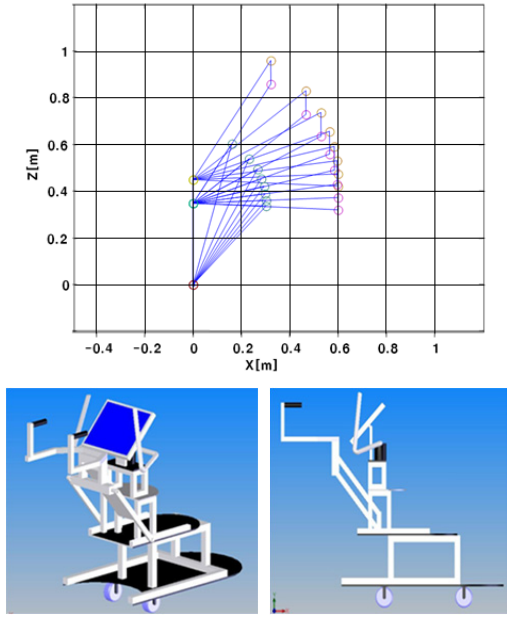
따라서 위의 식을 이용하여 힘센서에서 측정한 힘을 피드백하여 모터를 제어 하였다. 이것은 환자가 마치 중력장이 감소하여 걷는 것처럼 느낄 것이다.

### 3. 하드웨어 제작

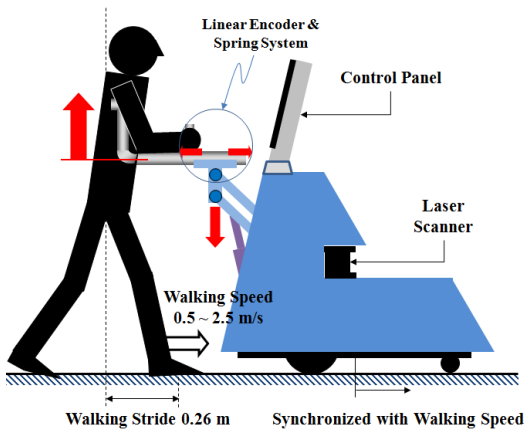
#### 3.1 자중보상 메커니즘 구현

매니퓰레이터의 메커니즘 설계를 검증하기 위하여 모의시험을 실시하였다. 좌립 시 몸의 이동경로를 고려하여 그림 5와 같이 설계하였으며, 매니퓰레이터의 말단부의 경로를 시뮬레이션 하였다. 또한 사용자의 안전을 위해 본 시스템에는 사용자와 시스템을 연결하는 별도의 인터페이스를 적용하였으며, 이는 특히 사용자의 거드랑이 부분을 통하여 상체의 하중을 안정적으로 시스템에 인가함과 동시에, 보행 재할 시 하지에 가해지는 부담을 최소화

하면서, 보행 재활 본연의 목적을 수행할 수 있도록 설계하였다. 그림 6은 본 연구에서 제안한 전체 시스템의 개념을 도시하고 있다.



[그림 5] Simulation and Mechanical Design of BWS

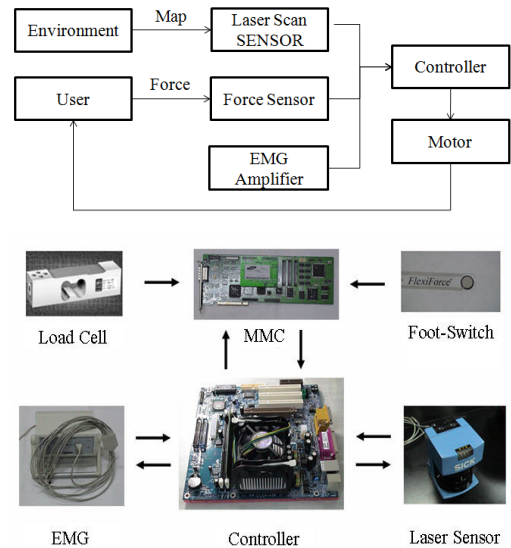


[그림 6] 인체 자중 보상형 보행 보조시스템 개념도

### 3.2 제어 시스템 구현

본 논문에서 제안한 시스템을 실질적으로 구동하기 위해서 자중 보상 매니플레이터의 힘 제어 알고리즘을 그림 7과 같이 설계하였다. 제어시스템은 기본적으로 로봇에 인가되는 사용자의 체중의 차이를 이용하는 방식으로 구현되었으며 특히 사용자의 신체 자중이 BWS에 인가될 때 발생하는 BWS 말단부의 속도 및 사용자의 신체

의 인가 속도의 차이를 통해 시스템을 모델링 하였다. 특히, 보행 훈련시 보행자의 하중의 일부가 시스템에 연속적으로 인가되므로, 시스템의 무게중심을 전면 기저부에 두었으며, 허용 한계체중을 80kg으로 제한하였다. 이를 통하여 추가적인 시스템의 전후/좌우 방향의 시스템 전복 위험은 해소할 수 있었으며, 기본 BWS의 정도를 제어하기 위한 액추에이터 힘 제어 및 UCS를 통한 사용자 조향의도를 판별에 주력할 수 있었다.



[그림 7] BWS의 하드웨어 구성 및 신호 흐름도

또한 실제 시스템을 통해 사용자와 재활시스템 간의 힘 입력의 차이를 힘 센서로 감지하여, 사용자의 자세 제어를 수행하였다. 위의 그림은 이러한 전체 시스템의 신호 흐름 및 각 구성요소간의 관계를 도시한 것이다. 본 시스템의 신호처리부는 크게 자중 보상을 위한 신호처리 시스템과 사용자의 주행의도를 파악하여 처리하는 주행 제어신호 처리부로 나뉜다. 주행 의도의 경우, 사용자 상체 지지부와 로봇 메커니즘을 연결하는 지지부에 사용자의 주행의도를 파악할 수 있는 UCS(User Command System)를 적용하였다.

본 시스템은 미끄럼 방식의 메커니즘을 적용하고, 직선형 엔코더를 부착하여 사용자의 보행 속도와 보행 재활 로봇의 주행 속도간의 차이를 직접적으로 측정할 수 있도록 하였다. 특히, 인위적인 저항력을 생성하기 위하여 스프링 메커니즘을 내장하여 일정 이상의 입력조건을 만족해야만 주행 명령 이벤트로 간주하도록 설계하였다. [표 1]은 실험을 통해 취득한 입력신호 패턴의 평균적인 입력조건을 나타내고 있다.

[표 1] 시스템 주행 시의 UCS를 통한 사용자 평균 입력치

구분	Force [N]		이동 속도 [m/sec]
	감속	가속	
고령인	12	400	1.26
일반인	80	150	2.34

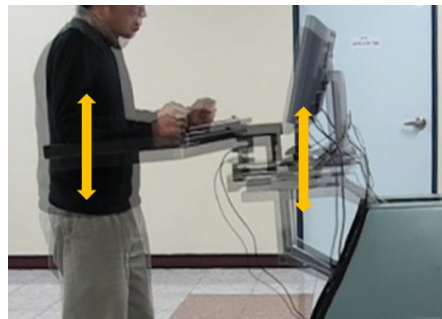
위의 표에서 가속 시 고령인이 일반인에 비해 UCS에 더 큰힘을 가하는 것으로 측정되었는데, 이는 고령의 피험자들이 보행 가속 시 상대적으로 약한 하지 근력을 보완하기 위해 상체의 하중을 앞으로 기울이는 습성에서 기인하는 것으로 판단된다. 또한 감속 시에는 하지 및 허리의 힘이 동반되는 견인력이 필요하지만, 고령인의 경우에는 이와 같은 동작 대신에 시스템을 감속시키기 위해 주저앉는 동작을 취함으로써 시스템을 감속시키는 성향을 보였으며, 이는 위의 표와 같이 일반인에 비해 고령인이 훨씬 작은 감속력을 UCS에 입력하는 결과로 나타났다. 이러한 연령대별 가속 감속 입력 패턴은 본 시스템에 국한되는 실험적 결과로서 다른 방식의 조작 및 탑승 형태를 가지는 보행보조 시스템에 일괄적으로 적용하는 것은 타당치 않다.

한편, 시스템의 주행을 위한 구동부는 사용자의 신체 및 시스템 자중을 모두 감당할 수 있는 대용량의 전동기 및 관련 제어시스템을 사용하였으며 이로 인해 발생하는 신호 잡음이 자중 보상 제어시스템에 미치는 영향을 최소화하기 위해 각각의 신호 전달부를 독립적으로 구성하였다. 시스템의 구동 원리는, 먼저 사용자의 상체를 지지하는 메커니즘과 연결된 로드셀(Load Cell)을 통해 보행 훈련 시 사용자가 시스템에 체중을 인가하는 정도에 따른 힘 값을 입력 받음과 동시에 UCS를 통해 사용자의 보행 속도에 대한 의지를 측정하여 제어 시스템에서 시스템 양 바퀴의 구동 속도 명령을 생성한다. 물론, UCS를 통해 입력된 값이 사전에 설정한 입력 신호 패턴과 비교하여 조향입력으로 판단될 경우, 각 바퀴의 속도 차에 의한 조향력을 발생시킬 수도 있다. 또한, 실험을 위해서 사용자의 신발에 FSR(Force Sensing Resister) 센서 및 EMG (Electromyography) 센서를 부착하여 보행 시 근력 지원 정도를 측정할 수 있도록 하였다. 특히, 본 시스템은 병원 혹은 가정 내 운용이 가능하도록 각종 장애물을 회피하거나, 사전에 획득한 지도 및 장애물 정보에 의한 정적, 동적 회피를 수행할 수 있는 자율주행 기능도 탑재되어 있는데, 이와 관련한 내용은 참고문헌을 참조하기 바란다. [7-8]

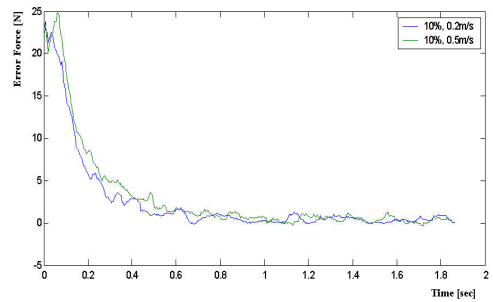
#### 4. BWS 성능 실험

전술한 절차를 통해 설계된 BWS 및 이를 결합한 모바일형 보행보조 시스템의 성능 시험을 수행하였다. 그림 8은 제자리에서 사용자가 시스템에 자신의 하중을 전가하였을 때의 거동을 실험한 장면을 도시하고 있다.

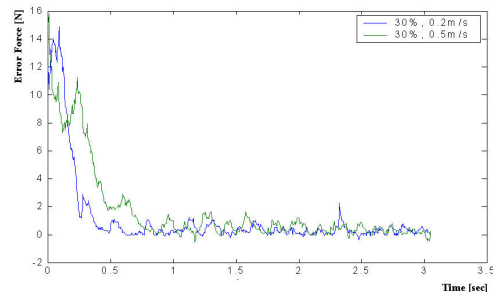
그림 9는 보행시의 BWS의 자중지원 정도에 따른 거동 제어 양상을 나타낸 것으로서, BWS의 자중 보상 정도의 변화 및 보행속도의 변화에 상관없이 일정 수준의 자중 보상을 위한 자세제어가 적절히 이루어짐을 확인할 수 있다.



[그림 8] BWS 제어 실험 이미지 (정지 시)

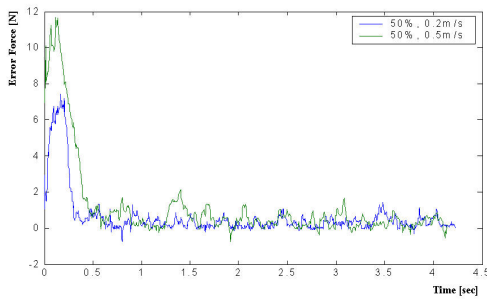


(a) BWS LEVEL 10% (0.2-05m/s 보행속도)



(b) BWS LEVEL 30% (0.2-05m/s 보행속도)





(c) BWS LEVEL 50% (0.2-0.5m/s 보행속도)

[그림 9] 자중 보상 정도에 따른 BWS 제어 결과

사용자의 근골격계에 대한 정량적인 지원 성능을 평가하기 위하여 사용자의 하지의 주요 근육 부위 (quadriceps femoris (QF), medial hamstrings (MH), gastrocnemius (GA), and tibialis anterior (TA))에 대해 표면전극을 부착하여 보행 시 발생하는 근육활성화 정도를 EMG 측정 장치로 취득하였다.

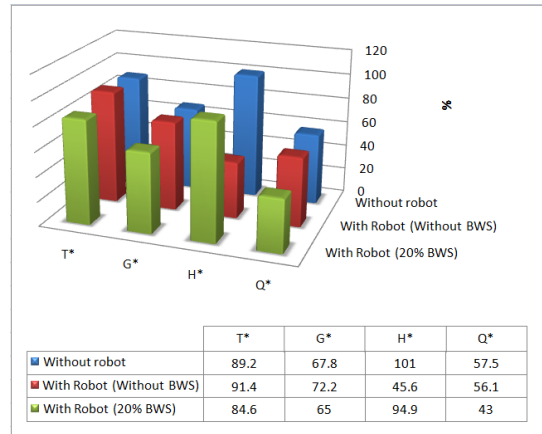


[그림 10] BWS 제어 실험 이미지 (보행 시)

전체적인 실험은 10미터의 거리를 0.5m/s의 이동속도로 상체 하중 미 지원 (0% 지원), 20%, 40% 지원 등의 세 가지 경우에 대해 보행을 시행함으로써 이루어졌다. (그림 10) 실험에 사용된 측정장비는 Myosoft™ software (Noraxon USA®, Scottsdale, AZ®)를 사용하였다.

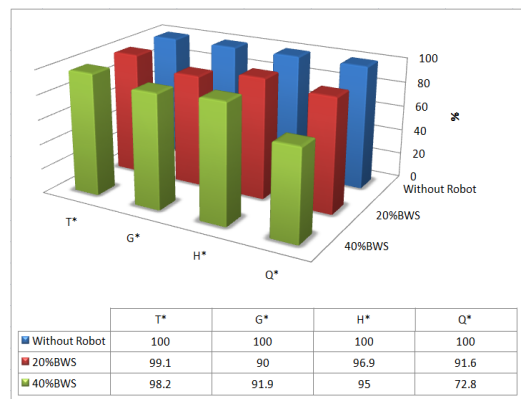
그림 11은 보행보조로봇의 유무 및 BWS기능의 유무에 따른 MVIC (Maximum Voluntary Isometric Contraction)의 백분율을 나타낸 것으로서, 정상 보행 시 각 하지 근육이 동작하는 패턴을 기준으로 하였을 때, 본 시스템 사용자의 근육 활성화 패턴의 변화를 관찰한 것이다. BWS 지원이 없는 보행보조로봇의 경우, Hamstring의 근력 발생정도가 일반 보행에 비해 지나치게 축소되어 적절한 보행훈련이라 보기 어려웠다. 이는 과도한 상체 자중보상에 기인하는 것으로 판단된다. 이에 비해, 20% 가량의 BWS를 적용하였을 경우에는 전체적으로 일반보행 수준에 근접하는 훈련강도를 확보할 수 있었으며,

이러한 결과는 상체 하중에 대한 부담을 20% 정도 경감한 상태에서 취득한 결과로서 하지 근력이 약화된 피험자들이 상대적으로 적은 상체 하중 부담에 대해서도 일반 보행과 유사한 보행 패턴의 훈련이 가능함을 입증한 것이라 할 수 있다.



[그림 11] 보행보조로봇의 기능에 따른 하지의 근육부위별 %MVIC (EMG)

그림 12는 BWS의 정도에 따른 인체 하지 근육활성도를 5회 반복 실험 후의 평균치로 나타낸 것이다. 그림에 도시된 바와 같이 40% BWS 지원 시, Quadriceps에서의 28% 가량의 근력 경감효과가 나타난 것을 제외하면, 각각의 BWS 지원정도에 따른 평균 근육활성도의 이질화가 크지 않음을 알 수 있다. 이는 정상 보행의 재현성이라는 측면에서 40%의 BWS도 환자의 하지 근력약화 정도에 따라서 충분히 활용이 가능함을 확인할 수 있었다.



(\*Q: quadriceps; H: hamstrings; G: gastrocnemius; T: tibialis anterior)

[그림 12] BWS 지원정도에 따른 하지 근육부위별 평균 근육활성도

### 5. 결론 및 고찰

본 연구에서는 보행 재활을 위한 이동로봇 시스템을 제안하였다. 특히, 한국 성인 남성의 인체모델을 사용하여 보행 및 좌립 시 몸의 이동경로를 검증하였으며, 이를 토대로 하여 인체 자중 보상 메커니즘을 고안함과 동시에 사용자의 보행 속도 의지에 대응할 수 있는 사용자 명령입력 장치를 탑재한 모바일형 보행 보조시스템을 개발하여 성능을 검증해 보았다. 본 연구의 결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 하지근력이 약화된 노약자나 환자들을 대상으로 하여 상체의 하중을 경감할 수 있는 보행 재활로봇 시스템을 제안하였다.
2. 환자의 보행의지에 따라 자중 보상정도 및 로봇 시스템의 진행속도를 조절할 수 있는 직관적인 조작 체계를 적용하였다.
3. 시스템의 실제적인 운용실험을 통하여, 자중 보상이 이루어진 상태에서도 충분히 정상적인 패턴의 보행 재활 훈련이 가능함을 반복적인 근전도 신호측정 실험을 통해 검증하였다.

향후에는 본 시스템의 자율 운행기능을 고려한 다각적인 훈련 프로그램의 고안 및 장기적인 임상실험에 대한 효과를 추가적으로 논할 예정이다.

### 참고문헌

[1] J.M. Visintin and H. Barbeau, The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients, *Le J. Canadien des Sci. Neurol.*, Vol. 16, No. 3, pp. 315-325, 1989

[2] L. Finch and H. Barbeau, "Influences of partial weight bearing on normal human gait: The development of a gait retraining strategy," *Can. J. Neurolog. Sci.*, vol. 12, p. 183, 1985.

[3] H. Barbeau, M. Wainberg, and L. Finch, "Description of a system for locomotor rehabilitation," *Med. Biol. Eng. Comp.*, vol. 25, pp. 341-344, 1987.

[4] T. I. Ide, N. Akamatsu, and I. Nakajima, "Development of a gait training robot (AID-1)," *Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 29, pp. 825-828, 1986.

[5] J. Kawamura, T. Ide, S. Hayashi, H. Ono, and T. Honda, "Automatic suspension device for gait training," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 17, no.2, pp. 120-125, 1993.

[6] 장재호, 박동진, 한창수, "보행재활을 위한 이동로봇의 제어 알고리즘 연구," 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2002.

[7] 안정우, 박동진, 권태중, 한창수, "자율 주행차량의 경로추종 제어 알고리즘," 한국정밀공학학회논문집 제17권 제4호, 한국정밀공학학회, pp. 121 - 128, 2000.

[8] G.W. Gleim and J. A. Nicholas, "Metabolic costs and heart responses to treadmill walking in water at different depths and temperature," *Amer. J. Sports Med.*, vol. 17, no. 2, pp. 248-252, 1989.

### 서 승 환(Seung-Whan Suh)

[정회원]



- 1999년 2월 : 한양대학교 기계공학 (공학사)
- 2001년 2월 : 한양대학교 정밀기계공학 (공학석사)
- 2003년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 기계공학 (박사과정)
- 2006년 4월 ~ 현재 : 대こん코퍼레이션 (팀장)

<관심분야>

필드형 로봇, 나노 모션 메커니즘, 특수환경 시스템

### 유 승 남(Seung-Nam Yu)

[정회원]



- 2004년 2월 : 한양대학교 기계공학과 (공학사)
- 2006년 2월 : 한양대학교 일반대학원 정밀기계공학과 (공학석사)
- 2009년 8월 : 한양대학교 일반대학원 기계공학과 (공학박사)
- 2010년 11월 ~ 현재 : 한국원자력연구원 선임연구원

<관심분야>

지능형 군사 및 보행로봇, 인간-로봇 협업시스템

**이 상 호**(Sang-Ho Lee)

[정회원]



- 2002년 8월 : 한양대학교 산업경영대학원 메카트로닉스공학 (공학석사)
- 2007년 3월 : 한양대학교 일반대학원 메카트로닉스공학 (박사과정)
- 2009년 1월 ~ 현재 : 충남테크노파크 전략산업기획단 연구원

<관심분야>

지능형 군사로봇, 전자제어, 산업정책·전략기획

---

**한 창 수**(Chang-soo Han)

[정회원]



- 1989년 12월 : Univ. of Texas at Austin 기계공학과 박사
- 2008년 1월 ~ 현재 : 로봇산업 혁신클러스터 자문단 위원
- 2008년 10월 ~ 현재 : 한국과학영재콘텐츠협회 회장
- 2009년 1월 ~ 현재 : 차세대성장동력 지능형로봇사업 실무위원

<관심분야>

지능형 로봇, 첨단 자동차, 로봇산업 정책·기획