

## 보행 장애인을 위한 로봇형 보행훈련 시스템의 개발

황성재, 손중상, 김정윤, 손랑희, 김영호  
연세대학교 의공학과, 연세의료공학연구원

### Development of the Robotic Gait Trainer for Persons with Gait Disorder

Hwang Sung-Jae, Son Jong-Sang, Kim Jung-Yoon, Sohn Ryang-Hee, Kim Young-Ho  
Department of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering, Yonsei University

**Abstract** - In this study, we developed a robotic gait trainer which induces the active gait training based on predefined continuous proper lower extremity joint movements. AC servo motors and linear actuators were used to control hip and knee joints of patients and the weight support system was used to support the patient's weight during the gait training. We also implemented a GUI program to set the gait training pattern with several training parameters and to confirm states of patients and the system through the visual feedback. The effectiveness of the gait training system will be determined by the long-term clinical experiments in the future. We expect that the developed robotic gait training system could be applied very practically to recover gait abilities for persons with gait disorder.

#### 1. 서 론

보행(gait)은 인간의 고유한 신체적 기능 중 하나로, 가장 일반적인 운동이자 사람이 매일 기본적으로 하는 활동이다. 이러한 보행능력을 상실한 보행 장애인들에게 보행훈련은 독립의 수준과 삶의 질을 향상시키는데 있어 매우 중요한 부분을 차지한다[1]. 우리나라의 65세 이상 노령인구는 2000년을 기점으로 총 인구의 7%를 상회하여 고령화 사회(aging society)에 진입하였고 2006년 기준 총인구의 9.5%이며, 2017년에는 14%에 이르게 되어 우리나라가 고령사회(Aged society)가 될 것으로 전망되고 있다(2050년에 전 인구의 37%로 예상). 보건복지가족부의 장애인구 통계에 따르면, 우리나라의 등록 장애인구 중 보행 장애인은 2007년 3월말 기준으로 전체 인구의 약 2.4%인 127만명 정도이며, 1990년대 이후 매년 지속적으로 증가하고 있다. 보행 장애인의 약 90%가 후천적 장애에 의한 것이며, 후천적 장애 원인의 50% 정도가 각종 질환으로 인하여 발생되며 그 중 뇌졸중이 가장 높은 비율을 나타내고 있다. 특히, 60세가 넘는 사람에게 신체불균형을 일으키는 뇌졸중은 최근 국내에서 급격히 증가하고 있으며, 뇌졸중으로 인한 사망통계는 선진국의 경우 인구 10만 명당 41.7명인 반면에 우리나라는 74.7명의 높은 수치를 기록하고 있다. 뇌졸중 후 초기에는 51%의 환자가 전혀 걸을 수 없고 12%는 부축을 받아 걸을 수 있으며 37%가 독립적 보행이 가능한 것으로 보고되어 있다. 재활치료 후 64%에서는 독립적 보행이 가능하도록 회복이 되지만 나머지 36%는 보행이 불가능하거나 의존적인 상태로 남게 되며, 보행 기능이 회복된 경우에도 여러 가지 운동기능의 장애로 인한 비정상적 보행 패턴을 보이게 된다[2].

보행훈련은 이들에 제약이 있는 보행 장애를 가진 환자들에게 잔존 감각을 활용하여 독립보행에 필요한 능력을 습득시키기 위하여 수행된다. 보행 장애인의 보행능력 회복을 위한 재활훈련을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적인 도움이 필요하며 특히 환자들의 균형감각을 향상시키고, 인내성을 높이기 위해 반복적이고 체계적인 보행훈련이 요구된다. 뇌졸중 후의 보행 장애에 대한 재활치료가 있어 전통적으로는 치료사에 의한 수동적으로 정상 운동 패턴의 촉진과 감각 자극이 이용되어져 왔으나, 근래에는 환자가 보다 능동적으로 마비측 상하지를 기능적 동작에 사용할 수 있도록 환경을 조성함으로써 기능을 학습하게 하는 운동조절 재활습 이론에 근거한 치료법들이 강조되고 있다[3].

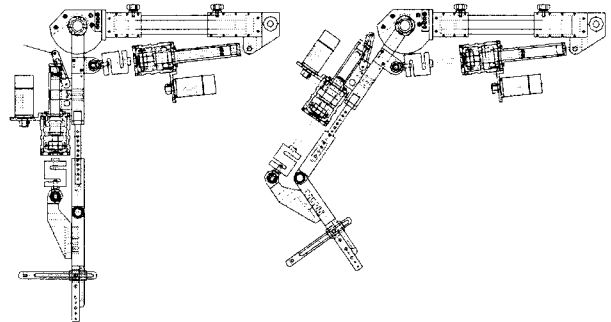
80년대 중반에 Barbeau와 Finch는 체중지지(body weight support)를 통한 트레드밀(treadmill)에서의 보행훈련을 제안하였다[4]. 또한 Wernig와 Auuller[5]는 부분적인 체중지지 상태에서 뇌졸중 환자를 트레드밀 위에서 보행훈련 시켜 임상적 치료효과를 보고하였다. 그러나 트레드밀 위에서 훈련하는 동안, 한 두 명의 치료사가 마비환자의 사지와 체간의 움직임을 잡아주면서 보행을 유도해야 하는 단점이 있었다. 국내에서는 장애인에 대한 보행훈련을 위하여 노약자 및 장애인 재활을 위한 지능형 보행사 훈련 로봇이 개발된 바 있으나 환자 자신이 의도하는 방향으로만 이동이 가능하여 정상적인 보행패턴을 제공하지 못하였고, 적극적인 보행훈련을 유도할 수 없었다. 보행 장애인의 능동적 보행훈련을 유도하고 정상보행 패턴에 맞는 관절운동을 제공하는 보행훈련 시스템의 개발 연구가 전무한 상태이다.

본 연구에서는 AC 서보모터와 선형 액추에이터(actuator)를 사용하여 척수 손상 혹은 뇌졸중 환자와 같은 보행 장애인의 엉덩관절과 무릎관절을 정상보행 특성에 맞게 제어하여 능동적 보행훈련을 유도할 수 있고 지속적이며 규칙적인 보행훈련을 자동화할 수 있는 로봇형 보행훈련 시스템을 개발하고자 한다.

#### 2. 본 문

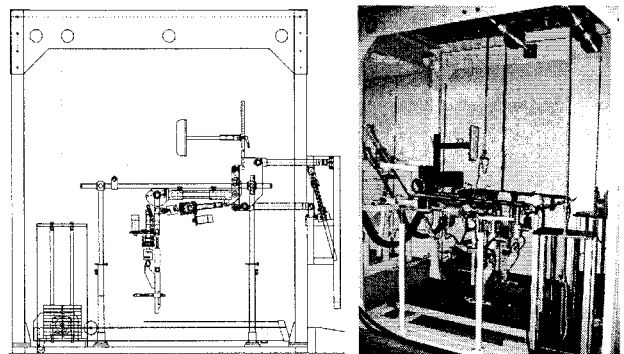
##### 2.1 관절운동 구동부 및 시스템 외형 설계

상용 설계 프로그램(AutoCAD 2006, Autodesk Inc., U.S.A)을 사용하여 그림 1과 같이 로봇형 보행훈련 시스템의 관절운동 구동부를 설계하였다. 엉덩관절과 무릎관절의 운동을 제어하기 위해서 보행 시 요구되는 최대 관절 모멘트(엉덩관절: 1N·m/kg, 무릎관절: 0.5N·m/kg)[6] 및 회전속도를 충분히 유도할 수 있고 소형/경량인 AC 서보모터(HC-MFS23: 최대 토크 1.9N·m/kg, 최대 회전속도 4500rpm, MITSUBISHI ELECTRIC, Japan)를 선정하고, 모터의 회전운동을 직선운동으로 전환하여 일정 길이만큼 구동부를 가변시킬 수 있는 볼스크류 타입의 선형 액추에이터(actuator)를 설계하였다. 사용자의 신장에 맞추어 대퇴부와 하퇴부의 길이를 조절할 수 있도록 설계하였고, 각 구동부는 링크로 기구부 몸체와 고정시키고, 각 관절에 Encoder(E40H8-3600-6L-5, Autonics, Korea)를 고정시켜 관절 회전각을 측정하였다. 그리고 각 관절의 운동 시 구동부에서 관절에 전달되는 하중 값을 측정하기 위해 로드셀(U2D, KOREA LOADCELL & SYSTEM, Korea)을 설치하였다.



<그림 1> 관절운동 구동부 설계

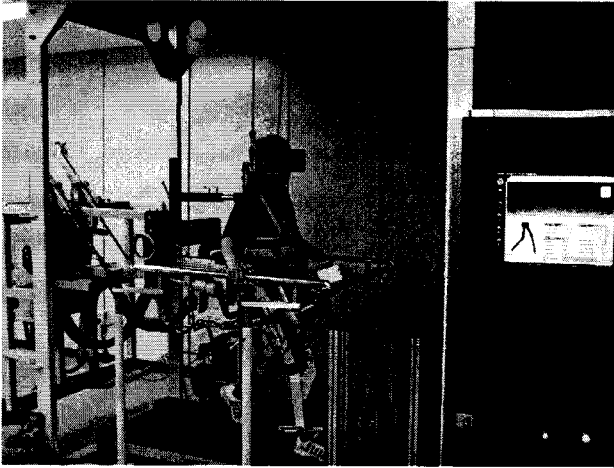
보행훈련 시스템의 전체 크기는 바닥의 트레드밀 크기와 사용자의 키, 보행훈련 시 보장 및 보복 등을 고려하여 2.30m(W)\*1.35m(L)\*2.80m(H)로 설계하였고, 보행훈련 시 사용자의 체중을 지지해 줄 수 있도록 최대 200kg 까지 지지 가능한 하니스 및 하중 지지를 위한 도르래와 감속기(Worm reducer, Model 75, 감속비 30:1, (주)삼양감속기, Korea)로 구성된 사용자 체중지지 시스템 설계하였다. 또한 보행훈련 중 사용자의 안전과 편의를 위해 폭과 높이가 조절될 수 있는 안전바를 설계하였고, 보행 중 상체를 받칠 수 있는 상체지지대를 설계하였다. 관절운동 구동부와 상체지지대 등을 기구부로 구성하였고 이 기구부가 상승하여 시스템 후방으로 사용자가 출입할 수 있도록 회전축을 설계하였다. 사용자가 시스템 출입 시 필요한 보행 훈련 기구부 상승/하강 보조용 공압 리프팅 시스템을 설계하였다(그림 2).



<그림 2> 전체 시스템 외형 설계 및 제작

## 2.2 시스템 제어 하드웨어 구성

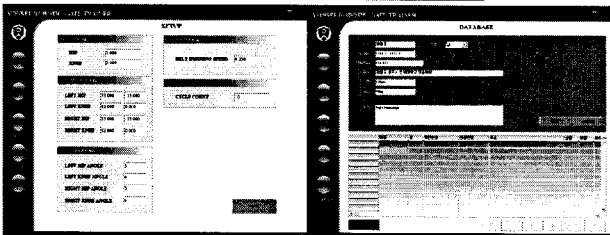
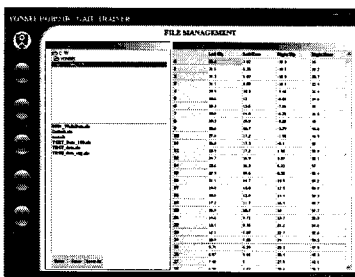
개발된 로봇형 보행훈련 시스템의 제어를 위해서 산업용 PC(Intel(R) Pentium(R) Dual CPU E2160@1.80GHz 1GB RAM, O/S: Windows XP)에 하드웨어를 구성하였다. 보행훈련을 위한 양 하지 관절의 제어를 위해 독립적인 4축의 직선 보간 제어가 가능한 모션 제어용 IC(CAMC-QI, (주)아진엑스텍, Korea)가 장착된 모터전용 제어 모듈 보드(SMC-4V04, (주)아진엑스텍, Korea) 설치하였고, 트래드밀의 동기화된 제어를 위해서 보간 기능을 지원하는 Single chip 2Axis Motor Control LS(CAMC-FS, (주)아진엑스텍, Korea)가 장착된 모터전용 제어 모듈 보드(SMC-2V03, (주)아진엑스텍, Korea) 설치하였다. 그리고 각 관절의 운동 시 구동부에서 관절에 전달되는 하중 값을 로드셀에서 전달받기 위하여 A/D Board(NI6220, NI Cop., U.S.A.) 설치하였다. 또한 전체 전원을 동기화하고, 배선용 차단기, 회로 보호기, 교류전자개폐기 등 전기안전장치를 설치하였다. 그림 3은 제작된 로봇형 보행훈련 전체 시스템을 보여주고 있다.



〈그림 3〉 개발된 로봇형 보행훈련 시스템

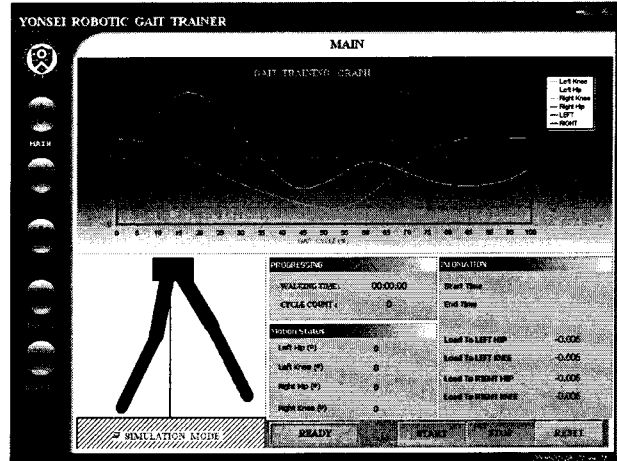
## 2.3 보행훈련 프로그램 GUI 개발

로봇형 보행훈련 시스템의 훈련 프로그램 설정을 위해서 상용 프로그램(C++builder2006, Borland, U.S.A.)을 사용하여 GUI(graphic user interface)를 개발하였다. 그림 4와 같이 사용자의 보행패턴 파일을 로드하여 한 보행주기 동안의 양하지 관절 보행패턴을 입력할 수 있도록 하고, 훈련 시 보행 속도 및 보행주기 횟수, 각 관절의 최대 허용 값 등의 훈련 파라미터 설정할 수 있도록 하였다. 또한, 구동부의 소형 근접센서를 통해 볼스크류 조기 위치 값 설정하고, 관절축의 엔코더를 통해 각 관절의 회전각을 측정할 수 있도록 하였다. 그리고 사용자의 정보 및 훈련 일지를 저장하여 보행훈련 Database를 구축할 수 있도록 하였다.



〈그림 4〉 보행패턴/훈련 파라미터 설정 및 보행훈련 Database

그림 5와 같이, 사용자의 안전 및 구동의 적절성을 판단하기 위해 시뮬레이션 모드를 설정하였고, 보행훈련 중 사용자 및 시스템의 상태 및 상황을 확인할 수 있도록 설정하였다. 또한, 돌발 상황 시에는 환자 또는 관리자가 즉각적으로 훈련을 중단할 수 있도록 하였고, Reset 또는 Initialize를 통해 엉덩/무릎관절을 초기 중립상태로 천천히 돌아가도록 설정하였다. 항상 훈련 시작 시에는 초기화(Initialize)를 거친 후 보행 준비 상태인 Ready를 하도록 설정하였다.



〈그림 5〉 개발된 보행훈련 프로그램 GUI

## 3. 결 론

척추 손상 혹은 뇌졸중 환자와 같은 보행 장애인의 보행능력을 회복시키기 위해서 기존에는 한 두 명의 치료사가 트래드밀 위에서 훈련하는 동안 보행 장애인의 사지와 체간의 움직임을 잡아주면서 보행을 유도하거나, 워커의 기능을 대신하는 보행사 훈련 로봇으로 보행을 유도하는 재활훈련을 하였다. 이러한 훈련방법은 정상적인 보행패턴을 훈련시키는 데 있어서 부정확하고 비효율적이며 사용자의 적극적인 보행훈련을 유도할 수 없는 단점을 가지고 있었다. 따라서, 본 연구에서는 기존 보행훈련 시스템의 단점을 보완할 수 있도록 보행 장애인의 능동적인 보행훈련을 유도하고, 지속적이며 규칙적으로 정상보행 패턴에 적합하게 보행훈련을 할 수 있는 로봇형 보행훈련 시스템을 개발하였다. AC 서보모터와 선형 액츄에이터를 사용하여 보행 장애인의 엉덩관절과 무릎관절을 제어하였고, 체중지지 시스템을 통해 훈련하는 동안 보행 장애인의 체중을 지지할 수 있도록 하였다. 또한 보행훈련 프로그램 GUI를 통해 보행훈련 패턴 및 훈련 파라미터를 설정할 수 있도록 하였고, 시뮬레이션 모드 및 보행훈련 중 사용자 및 시스템의 상태 및 상황을 확인할 수 있도록 설정하였다. 개발된 시스템이 임상적으로 훈련효과를 높인다고 정확히 판단하기 위해서는 향후 시스템의 정확성 및 효율성이 평가되고 장기간의 임상실험을 통한 추가 연구가 요구된다. 본 연구에서 개발된 로봇형 보행훈련 시스템은 다양한 형태의 장애를 가지고 있는 보행 장애인들의 보행능력 회복을 위한 재활훈련에 매우 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

## 후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 (02-PJ3- PG6-EV03-0004)의 지원 및 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원에 의한 것이다.

## 참 고 문 헌

- [1] Patla A., "A framework for understanding mobility problems in the elderly", In Vraik RL, Oatis CA(eds): Gait Analysis: Theory and Application, St. Louis, Mosby-Year Book, Inc., 1995
- [2] Wade D. T., Wood V. A., Heller A., "Waking after stroke : measurement and recovery over the first three months", Scand J. Rehabil. Med., vol. 19, pp.25-30, 1987
- [3] Hesse S., Bertelt C., Jahnke M. T., Schaffrin A., Baake P., Malezic M., Mauritz K. H., "Treadmill training with partial body weight support as compared to physiotherapy in non-ambulatory hemiparetic patients", S stroke, vol. 26, pp.976-981, 1995
- [4] Barbeau H., Wainberg M., Finch L., "Description and application of a system for locomotor pattern of spastic paretic patients", Can J. Neurol. Aci., vol. 16, pp.315-325, 1989
- [5] Wernig A., Auuller S., "Treadmill locomotion with body weight support in persons with severe spinal cord injuries", Paraplegia, vol. 30, pp.229-238, 1992
- [6] Winter D. A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd ed. Wiley-Interscience Publication, 1990