

◆ 특집 ◆ 생체 역학의 최근 연구 동향

# 하지 동작분석 기반 착용형 로봇 시스템 개발

## Development of Wearable Robot System based the Analysis of the Lower Limbs

장재호<sup>1</sup>, 이희돈<sup>2</sup>, 장혜연<sup>2</sup>, 한정수<sup>3</sup>, 한창수<sup>2</sup>, 손웅희<sup>1,2</sup>  
Jae Ho Jang<sup>1</sup>, Hee Don Lee<sup>2</sup>, Hye Yoen Jang<sup>2</sup>, Jung Soo Han<sup>3</sup>, Chang Soo Han<sup>2</sup>  
and Woong Hee Shon<sup>1,2</sup>

1 한국생산기술연구원 (Korea Institute of Industrial Technology)

2 한양대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.)

3 한성대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hansung Univ.)

✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: 031-400-4062

Key Words: Muscle Power Assisting (근력지원), Motion Analysis (동작분석), Intent Signal (동작의도신호), Wearable Robot (착용형 로봇)

### 1. 서론

산업 현장에서의 자동화, 특히 공장 자동화는 정형화된 생산라인과 균일한 작업물을 다루는 측면에서 성공적인 자동화를 이루었다. 일반적 산업 현장에 적용되고 있는 로봇은 센서를 사용하여 주변 환경에 대한 정보를 획득하여 모델링된 환경 내에서 동작이 가능하다. 필드현장에서는 작업특성상 작업공정 및 작업물의 정형화가 어렵기 때문에 자동화로 접근하는데 어려움이 있다. 필드환경에서의 자동화를 위해서는 작업환경에 대한 보다 다양한 정보들의 획득이 필요하고, 측정된 환경정보를 토대로 정확한 판단을 내릴 수 있는 인공지능 분야의 도약적인 발전이 필요하다. 따라서 자동화보다는 인간의 조작에 의해 운용되는 높은 가반 하중의 전력장비, 건설장비 혹은 인간의 물리력에 전적으로 의존하는 수동, 반 자동 공구를 통하여 작업이 이루어 진다. 특히 인간의 발, 다리와 같은 우수한 접근성과 손, 팔과 같은 정교한 핸들링 기능 및 작업속련도, 자율판단을 상당 부분 활용해야 하는 측면에서 완전한 자동화는 현재의 기술상황에서는 불가능 하다.<sup>1</sup>

이에 대한 대안 중의 하나로 최근 개발되고 있

는 착용형 로봇(Wearable Robot)은 자세제어, 상황인식, 동작신호 생성을 사람이 담당하며 다양한 환경에서 착용자의 힘을 보조하는 작업을 가능하게 하는 시스템으로 알려져 있다. 주로 착용형 로봇은 착용자로부터 동작의도 신호를 입력 받아 근력을 증폭해주는 용도로 제안이 되고 있으며 이러한 착용형 로봇은 인체 관절을 모방한 외골격 형태를 띠고 있다.<sup>2</sup>

착용형 로봇은 현재 군사, 산업, 의료, 재활 등의 목적으로 활발하게 연구되고 있으며, 근력지원 부위에 따라 크게 상지 시스템, 하지 시스템, 상하지 통합 시스템 및 특정관절의 근력지원을 위한 시스템으로 분류할 수 있다.<sup>3-5</sup> 또한 착용자의 동작의도 획득 방법에 따라 생체신호,<sup>6,7</sup> 힘 신호 입



Fig. 1 Application of force assistive wearable robot

력방식<sup>8</sup> 또는 두 가지 신호를 혼합하여 사용하는 하이브리드(hybrid)형태<sup>9</sup> 등으로 분류할 수 있다.

본 논문은 보행분석 통한 보행 시 하지근력 지원을 위한 최소화된 시스템을 제안하고, 동작의도 신호 측정을 위한 센서개발 및 개발된 센서로부터 측정된 신호를 사용한 보행 알고리즘 개발에 관한 연구이다.

## 2. 보행 분석

### 2.1 분석 방법

착용형 로봇의 하지 동작 제어를 위해 일반인의 보행 시 관절 각도 및 발바닥의 압력 분포를 분석하였다. 이는 착용형 로봇의 동기신호 및 동작 패턴 생성에 사용 될 수 있으며, 발바닥 센서의 경우 착용자의 보행 상태를 판별하여 줌으로써 잘못된 동기신호 입력 시 발바닥 센서와 비교 분석 하여 정확한 패턴을 생성, 위험상황을 방지하는 기능을 수행한다.

정확한 각도 분석을 위하여 착용자의 하지 3개의 관절(Hip Joint, Knee Joint, Ankle Joint)에 각각 Biometrics 社의 1 축 Goniometer 를 부착하여 측정하였다.

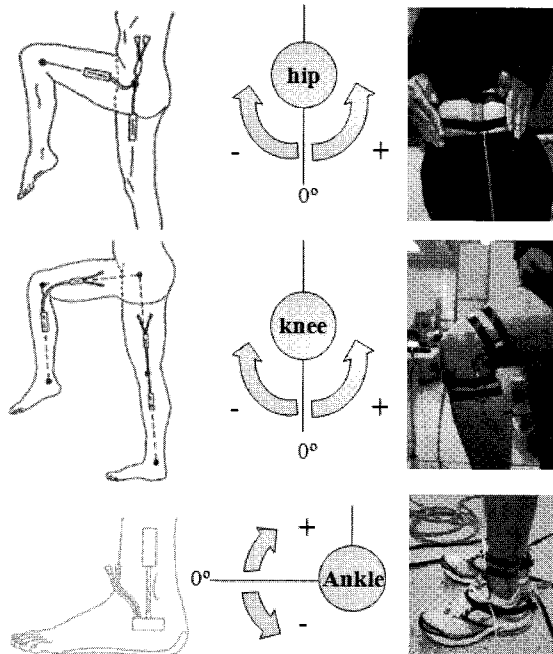


Fig. 2 Definition of Goniometer angle direction

또한 발바닥의 압력을 가장 많이 받는 4 곳에 FSR(Force Sensing Resistor) Sensor 를 부착하여 보행의 패턴을 분리 분석하였다

기존에 보행 시 EMG 를 이용하여 보행 분석을 한 선행연구결과가 있지만 EMG 의 경우 추후 동기신호 등으로 활용함에 있어 신체에 직접 부착하여야 하는 단점이 있으므로 발 압력 센서의 경우 비 접촉 식으로 간단하게 신발밑창에 부착하여 측정하는 것은 매우 간단하며 시간에 따른 근육 피로도에 영향을 받는 EMG 에 비해 좀더 신뢰도가 높은 데이터를 얻을 수 있다.

발바닥 센서의 위치는 다음과 같다.

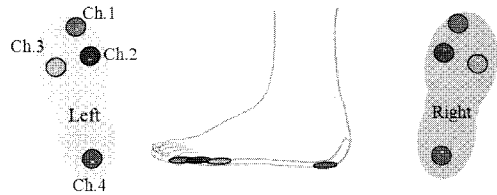


Fig. 3 Position of FSR(Force Sensing Resistor) Sensor

### 2.2 분석 결과

측정결과는 Fig. 4 와 같다. 보행에 따른 발 압력분포를 나타내어주는 Fig. 4(a)의 경우 3 번 센서

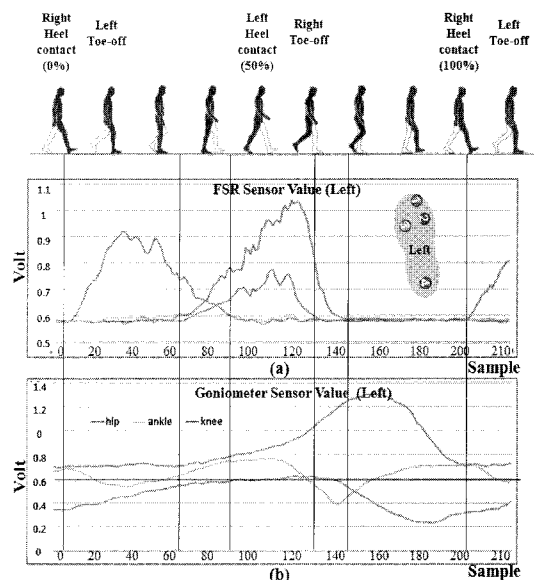


Fig. 4 Walking pattern analysis, (a) FSR Sensor Value of left leg, (b) Goniometer angle value of left leg

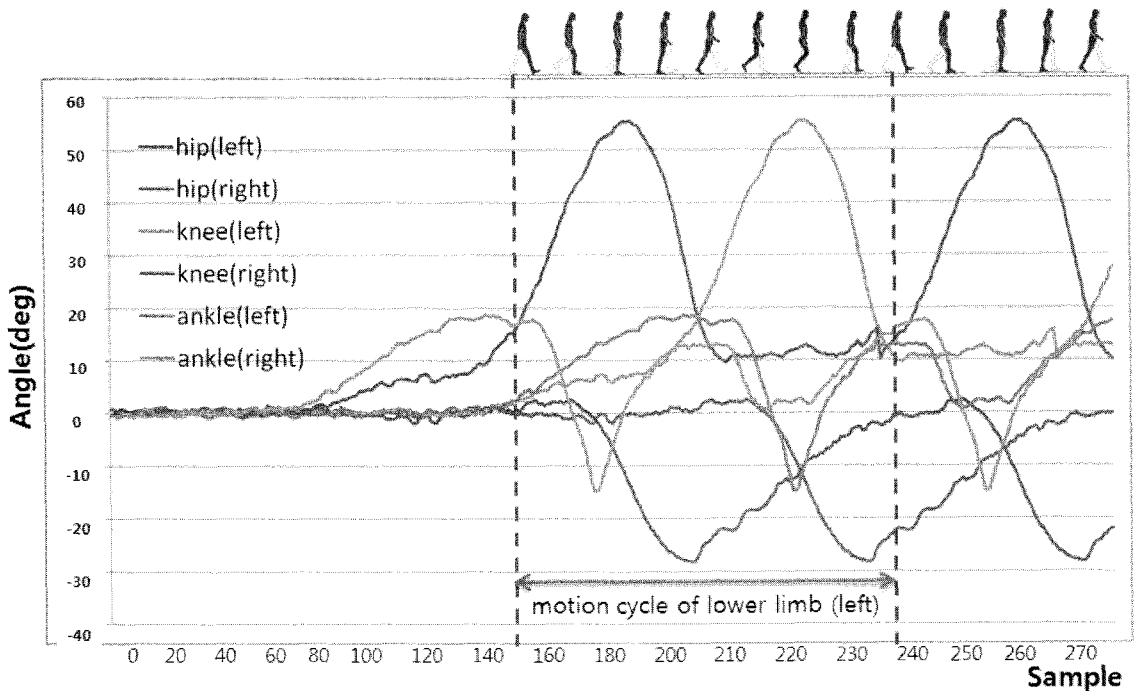


Fig. 5 Calibration value of hip, knee, ankle angle value

를 제외한 나머지 센서가 보행에 따라 뚜렷한 패턴으로 구별이 되며, 이는 한쪽 하지가 보행 중 어떠한 보행 구간을 걷고 있는지를 구별하여주기에 충분하다.

FSR 센서를 이용하여 총 5 개의 보행 구간을 구별할 수 있으며, 이는 동기신호의 참/거짓을 구별해줄 수 있는 좋은 지표로 활용될 수 있다.

Fig. 4(b)는 보행 시 하지 3 개 관절의 보행 각도를 나타낸다. Goniometer 의 특성상 각도의 값이 voltage 로 출력되었으며, 이를 이용하여 양쪽 하지의 보행 패턴을 정확한 각도 값(Degree)으로 Calibration 하여 나타내면 다음과 같다.

Fig. 5 에서 알 수 있듯이 hip joint, Knee joint, ankle joint 중 일반 보행 시 가장 큰 각도범위에서 움직이는 관절은 Knee Joint 로 약 간단한 착용형 로봇을 착용하여 Knee Joint 의 움직임을 보조하는 로봇을 설계, 개발하였다.

### 3. 착용형 로봇 시스템 개발

#### 3.1 근경도센서 (MSS: Muscle Stiffness Sensor)

일반적으로 근육의 활성화를 측정하기 위하여

sEMG 를 사용한다. 하지만 sEMG 는 착용자의 피부에 부착하기 때문에 필드환경에서 로봇의 착용시 불편하고, 부착 위치와 착용자의 상태에 따라 신호가 다를 뿐만 아니라 노이즈에 약하다는 단점을 가지고 있다.<sup>7</sup> 따라서 본 연구에서는 이러한 단점을 보완하기 위하여 Fig. 6 에서 보이는 것과 같이 근육의 단단해지는 정도를 측정함으로써 근육의 활성도를 측정 할 수 있는 근경도 센서를 개발하였다.

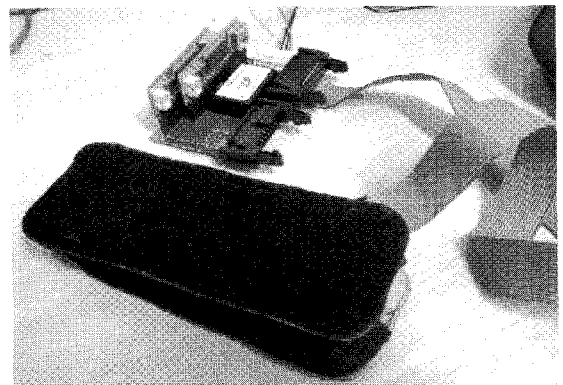


Fig. 6 Development of the MSS

이 센서는 근육이 팽창하여 피부가 단단해지는 정도를 측정하기 때문에 옷 위에 부착 가능하며 따라서 착용의 편의성을 향상 시킬 수 있다. 또한 16 개의 스위치를 사용하여 디지털 신호를 생성함으로써 노이즈에 대하여 강한 특성을 가진다.

### 3.2 외골격 모듈

Fig. 7 은 무릎근력 지원용 착용형 로봇 시스템의 구성과 실제 로봇을 착용한 모습이다. 이 로봇은 보행 시 특정관절의 근력을 지원함으로써 전체 하지의 근력지원 효과를 얻기 위하여 무릎 1-DOF로 최소화된 시스템으로 개발되었다.

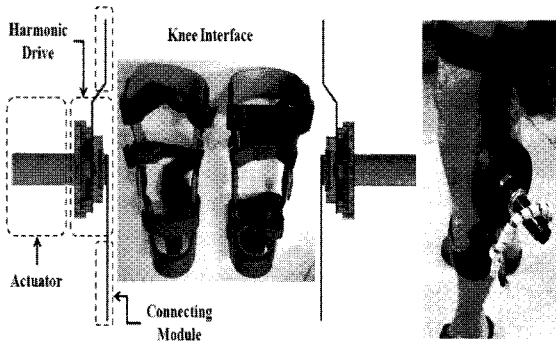


Fig. 7 Development of the exoskeleton unit

이 시스템은 동력전달을 위하여 Harmonic drive를 사용함으로써 백래쉬 현상을 방지하며, 큰 구동력을 전달할 수 있는 구조로 설계되었다. 또한 시중에서 판매중인 재활치료용 무릎보조기를 로봇과 사람의 체질을 위한 인터페이스로 사용함으로써 로봇 시스템의 착용 시 착용감을 향상할 수 있었다.

## 4. 동작의도신호 획득과 명령신호 생성

### 4.1 동작의지신호 획득을 위한 보행분석

근력지원을 위한 외골격 모듈의 동작의도신호 획득에 앞서 사람의 보행 시 무릎관절의 동작범위와 이때 활성화되는 근육에 대하여 분석하였다.

Fig. 9 는 일반적인 평지보행 시 보행구간과 하지 근육의 활성화에 대하여 연관하여 나타낸 것이다. 보행이 진행 될 때 무릎관절의 범위는 최대 60 도를 넘지 않으며(Fig. 5), 보행 시 추진을 위한 구간인 Foot Flat 에서 Terminal Stance 구간에서 근력을 많이 사용하게 된다. 이 구간에서의 무릎관

절의 범위는 최대 20 도이며, 이 구간에서 외골격 로봇을 사용한 무릎의 근력을 지원 할 수 있다면 보다 작은 힘을 사용하여 보행이 가능하게 되며, 보행 효율을 향상 시킬 수 있다.

다음으로 보행에 따른 근육 활성화도를 살펴보면 Fig. 9 에서와 같이 각 보행 구간별로 특정 근육들이 활성화 되는 것을 볼 수 있다. 활성화된 근육들을 Fig. 10 과 같이 크게 세 개의 그룹으로 구분 지을 수 있으며,<sup>10</sup> 이 세 개 그룹의 근육이 활성화 되는 것을 측정할 수 있다면 사람의 평지 보행 시 무릎관절의 Extension/Flexion 동작의 의도를 획득할 수 있다. 이 신호를 사용하여 외골격 모듈의 명령신호 생성이 가능하다.

### 4.2 동작의도신호 획득

또한 동작의지신호 획득을 위하여 사용되는 MSS 는 센서부착 시 초기 입력과 보행 시 최대 입력 사이의 값을 백분율로 변환하여 이 값을 PWM(Pulse Width Modulation) 펄스 폭의 비율로 출력할 수 있게 개발되었다. Fig. 8 은 근경도 센서 부착 후 보행 시 측정된 신호를 나타낸 것이다. 이 신호는 각 근육그룹의 팽창크기와 보행 시 발생하는 이벤트를 측정할 수 있으며, 일정한 패턴을 가지고 있다.

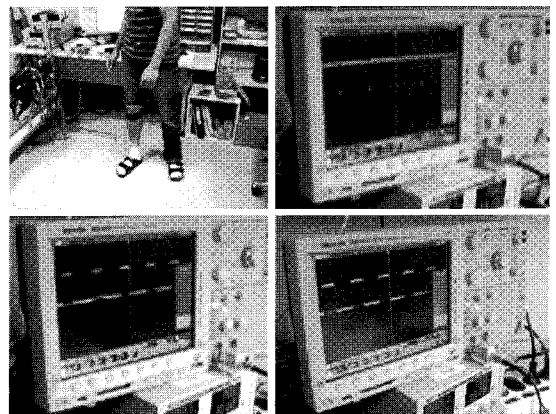


Fig. 8 Measurement of the intent signal

### 4.3 명령신호 생성

본 연구에서 착용자의 동작의지 획득을 위해 사용하는 근경도 센서는 착용자의 무릎 관절각도나 토크를 측정 할 수 없지만 보행 시 Fig. 10 에서 정의한 근육 그룹의 활성화 패턴을 측정할 수 있다. 따라서 외골격 모듈의 명령신호는 각 근육그

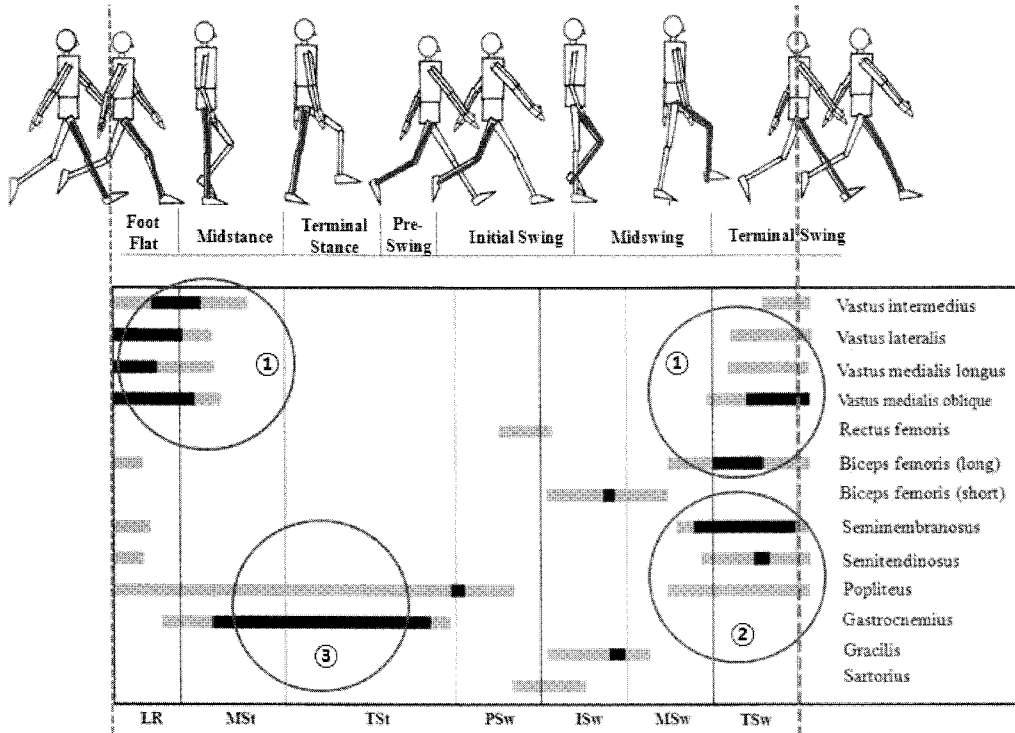
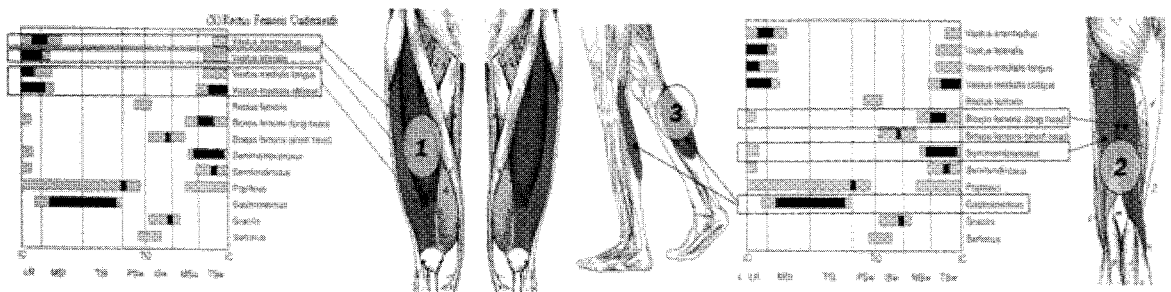


Fig. 9 Phasic pattern of the electromyographic (EMG) activity of the muscle and the angular displacement of the knee during level walking by healthy adults



(a) Posterior side of the leg

(b) Anterior side of the leg

Fig. 10 MSS (Muscle Stiffness Sensor) position

립의 활성 패턴을 이벤트로 처리하여 이벤트 발생 시 외골격 모듈이 작동하기 위한 패턴을 실행하도록 하였다.

보행분석(Fig. 5)에서 보행 구간별 활성화되는 근육그룹(Fig. 9) 중 서로 중첩이 되지 않는 두 개의 그룹 ①(retus femoris), ③(gastrocnemius)에 근경도 센서를 부착하여 사람의 보행 시 근육의 활성도를 측정하여 Fig. 11의 알고리즘의 입력으로 사용하였다. 이 알고리즘은 보행 구간 별 ①그룹과

③그룹의 크기를 비교하여 외골격 모듈의 동작을 위한 명령신호를 생성하는 알고리즘이다.

## 5. 실험 및 검증

### 5.1 보행실험

본 연구에서 개발된 무릎근력지원용 외골격 모듈을 착용하고 tread mill 과 계단에서 보행 실험을 하였다(Fig. 12).

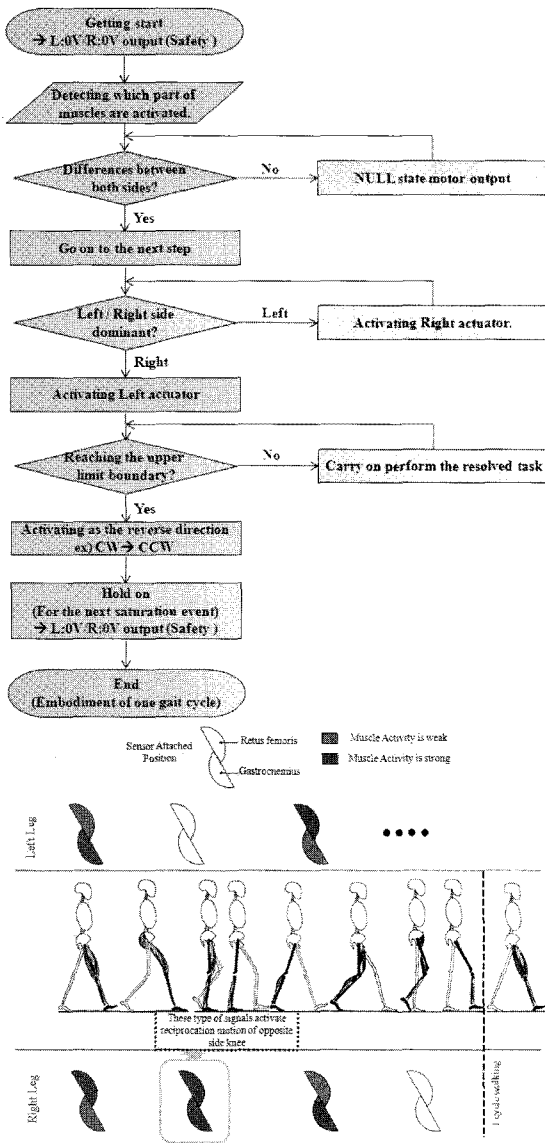
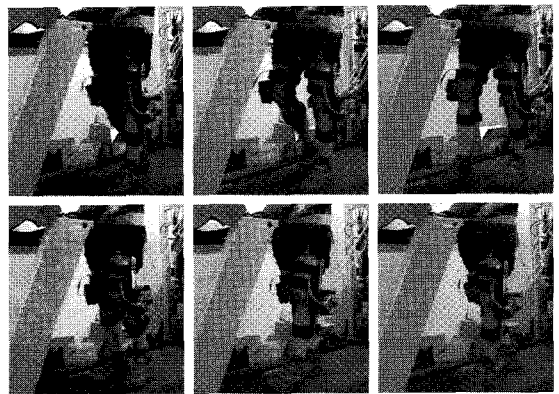


Fig. 11 Operation algorithm of Wearable robot system

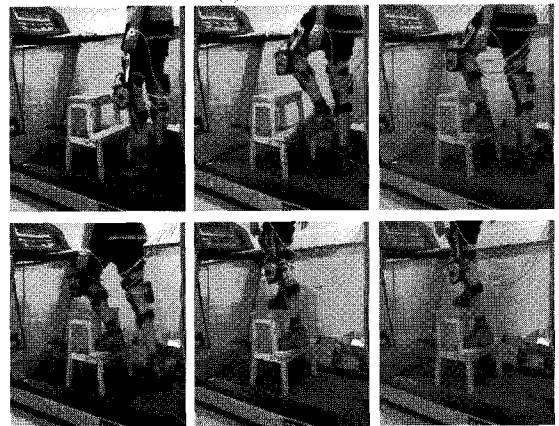
5.2 근력지원 효과 검증

본 연구를 통하여 개발된 착용형 로봇 시스템의 근력 지원 효과를 검증하기 위하여 하지 근육의 EMG 센서 값을 측정하여 로봇 착용 전과 후의 근육 활성도를 비교하였다. EMG의 경우, 더 큰 힘을 필요로 할 경우 EMG의 활성도가 증가하며 더 큰 범위에서 Oscillation 된다.

착용형 근력보조로봇을 착용하지 않았을 경우와 로봇을 착용하고 계단보행을 하였을 때의 EMG



(a) Tread mill test



(b) Stairs test

Fig. 12 Walking test of the wearable robot system

측정 값은 Fig. 13 과 같다. 그림에서 볼 수 있듯이 착용하지 않았을 경우의 EMG 값보다 로봇을 착용한 후의 EMG 값이 작은 범위에서 Oscillation 되는 것을 알 수 있다. 이는 똑같이 보행을 할 때 더 작은 근육의 힘을 사용한다고 할 수 있다. 즉 줄어든 EMG 값만큼 로봇으로부터 근력을 보조 받았다고 할 수 있다.

6. 결론

본 논문에서는 보행 시 하지의 3 개 관절(Hip Joint, Knee Joint, Ankle Joint)의 동작 각도를 Goniometer 를 이용하여 측정 및 분석하였으며, 보행 시 발바닥의 압력 분포를 이용하여 보행 패턴을 분리하였다. 이는 착용형 로봇의 동기신호로 사용될 수 있을 뿐 아니라 로봇 구동 시 동작을 정확하게 하기 위한 비교 값으로 사용되었다. 측

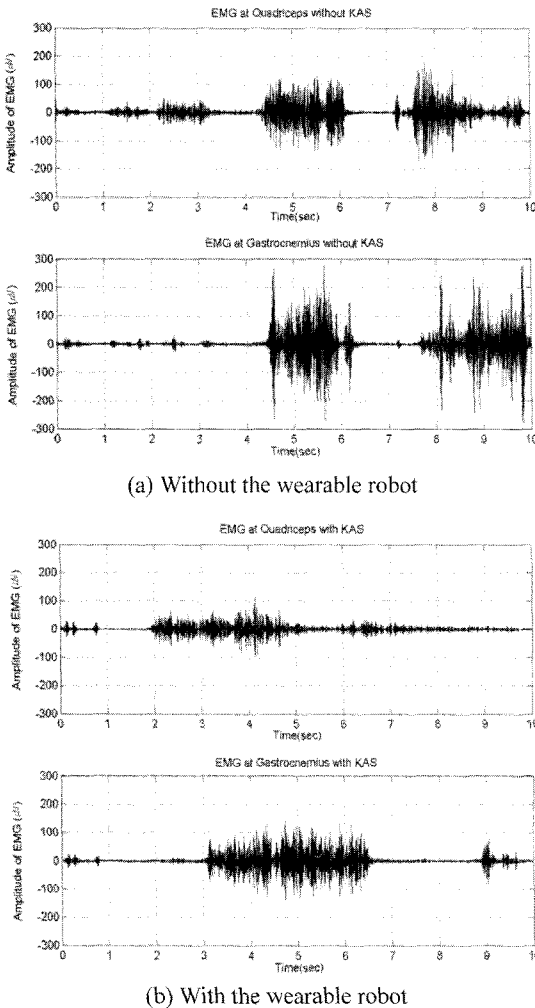


Fig. 13 Verification of the wearable robot using the EMG

정 결과 Knee Joint의 동작각도가 가장 큰 것을 바탕으로 Knee Joint의 동작을 수행할 때의 근력지원을 목적으로 착용형 외골격 모듈을 개발하였고, 보행 시 착용자의 동작의지 신호 획득하기 위하여 근경도 센서(MSS)를 개발하였다. 또한 이 신호를 사용하여 로봇이 동작하기 위한 특정 근육의 신호와 보행 패턴을 조합한 알고리즘을 개발하였으며, 로봇의 근력지원 효과를 검증하기 위하여 계단보행 시 근육활성화 크기를 EMG 센서를 사용하여 측정하여 근육의 활성도를 비교하였다. 그 결과 착용형 로봇을 착용하고 계단 보행을 하였을 경우, 그렇지 않은 경우보다 근 활성량이 현저히 줄어든 것을 확인할 수 있었고, 이는 로봇이 Knee 관절의 동작을 보조해 줌으로써 더 작은 근력으로 계단보

행을 하였음을 의미한다. Knee Joint 뿐 아니라 본 연구를 통해 분석된 각 관절의 동작 각도 및 발압력 신호등을 이용하여 추후 Hip Joint와 Ankle Joint 모두를 보조하여주는 하지 착용형 로봇을 개발한다면 더 작은 근력으로 보행에 도움을 받을 수 있을 것이다.

### 후 기

본 연구는 한국생산기술연구원 창의형 연구사업 및 한양대학교 특성화 연구센터 사업의 지원을 받아 수행한 연구입니다.

### 참고문헌

1. Thring, M. W. "Robots and Tele-chairs: Manipulators with Memory; Remote Manipulators; Machine Limbs for the Handicapped," John Wiley & Sons, pp. 24-30, 1983.
2. Lee, H. D., Yu, S. N., Lee, S. H., Han, J. S. and Han, C. S., "Development of Human-Robot Interfacing Method for Assistive Wearable Robot of the Human Upper Extremities," SICE Annual Conference, pp. 1755-1760, 2008.
3. Perry, J. C. and Rosen, J., "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton," International Conference on Biomedical Robotics and Bio-mechatronics, pp. 805-810, 2006.
4. Chu, A., Kazerooni, H. and Zoss, A., "On the Biomimetic Design of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics & Automation, pp. 4345-4352, 2005.
5. Sankai, Y., "Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL," International Joint Conference on SICE-ICASE, pp. 1-2, 2006.
6. Rosen, J. and Perry, J. C., "Upper Limb Powered Exoskeleton," International Journal of Humanoid Robotics, Vol. 4, No. 3, pp. 529-548, 2007.
7. Yamamoto, K., Hyodo, K., Ishii, M. and Matsuo, T., "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor," JSME International Journal Series C : Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing, Vol. 45, No. 3, pp. 703-711, 2002.
8. Kazerooni, H., Steger, R. and Huang, L., "Hybrid

- Control of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 25, No. 5-6, pp. 561-573, 2006.
9. Kiguchi, K., Rahman, M. H. and Yamaguchi, T., “Adaptation Strategy for the 3DOF Exoskeleton for Upper-Limb Motion Assist,” *International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2296-2301, 2005.
  10. Nordin, M. and Frankel, V. H., “Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System,” *Lippincott Williams & Wilkins*, pp. 452-457, 2001.