

평지 보행을 위한 하지 근력증강 로봇 테스트베드

서창훈^{*,1)} · 김홍철¹⁾ · 왕지현¹⁾

¹⁾ 국방과학연구소 제5기술연구본부

Lower-limb Exoskeleton Testbed for Level Walking with Backpack Load

Changhoon Seo^{*,1)} · Hong-chul Kim¹⁾ · Ji-Hyeun Wang¹⁾

¹⁾ The 5th Research and Development Institute, Agency for Defense Development, Korea

(Received 11 August 2014 / Revised 21 April 2015 / Accepted 22 May 2015)

ABSTRACT

This paper presents a lower-limb exoskeleton testbed and its control method. An exoskeleton is a wearable robotic system that can enhance wearer's muscle power or assist human's movements. Among a variety of its applications, especially for military purpose, a wearable robot can be very useful for carrying heavy loads during locomotion by augmenting soldiers' mobility and endurance. The locomotion test on a treadmill was performed up to maximum 4km/h walking speed wearing the lower-limb exoskeleton testbed with a 45kg backpack load.

Key Words : Exoskeleton(외골격), Power Augmentation(근력증강), Human-Robot Interaction(인간-로봇 상호작용)

1. 서론

착용형 외골격 로봇은 고성능 개인화기, 생존/통신 장비 등 병사의 개인 임무 장비의 중량이 증대되고 도시 지역, 산악 지형 등 작전 수행 영역이 확장되는 미래 전장 환경에서 병사의 기동 능력을 증대시켜 생존성 및 임무지속성을 향상시켜줄 수 있다. 뿐만 아니라 착용형 외골격 로봇은 지진, 화재, 붕괴 등의 재난 현장에서 고중량 장비 및 사상자 운반을 효율적으로 수행할 수 있으며 고하중의 중량물을 옮겨야 하는 건설

및 산업현장에서 착용자의 힘을 증폭시켜 작업을 원활하게 수행하도록 도와줄 수 있다. 또한 고령화 사회로 진입하고 있는 시점에서 거동이 불편한 노인의 근력을 지원하는 실버 산업, 장애인 및 재활이 필요한 환자의 보행 보조 장치 또는 재활 훈련 등 다양한 분야에서 활용가능하다.

현재 착용형 외골격 로봇은 군사용, 재난 구조용, 재활/의료용, 노인 근력 지원용, 산업용 근력 지원 등 다양한 방향으로 연구되고 있으며 주로 장애인 및 재활이 필요한 환자의 보행 보조 장치 또는 재활 훈련의 목적으로 많이 상용화되고 있는 추세다.

미국에서는 2000년대 초반부터 DARPA의 지원에 힘입어 BLEEX^[1,2], XOS2^[3], HULC^[4] 등이 개발되었고

* Corresponding author, E-mail: search@add.re.kr
Copyright © The Korea Institute of Military Science and Technology

최근 프랑스에서도 HERCULE^[5]을 개발하였다. 국내에서는 한양대, 한국생산기술연구원 등에서 HEXAR^[6], HyPER^[7] 등의 시스템을 개발하였고 현대로템, 대우조선해양 등의 기업에서도 산업현장에서 고중량물을 이송할 목적으로 외골격 로봇을 개발하고 있다. 재활이나 장애인을 위한 의료용을 제외하고는 현재까지 국내에서 개발된 시스템들은 주로 산업현장에서 비교적 느린 2-3 km/h의 속도로 30-40 kg 정도의 중량물을 이송한다고 알려져 있다. 그러나 군사용 외골격 로봇의 경우에는 산악지형과 같은 험지환경에서 40 kg 이상의 고중량물을 짊어줘야 하고 동시에 빠른 6 km/h 이상의 기동속도를 확보하여야 하므로 실내에서 지속적으로 전원을 공급할 수 있는 산업용에 비해 운용환경이나 운용조건이 훨씬 가혹하여 기존에 개발된 시스템을 직접 적용하기에는 무리가 있고 기술적으로 풀어야 할 숙제가 아직 많이 남아 있다. 첫째, 근력증강 로봇의 제어를 위해서는 기본적으로 착용자의 의도를 빨리 감지하고 이를 정확하게 추정할 수 있어야 한다. 따라서 착용자 의도를 감지하기 위한 센서 시스템 및 센서 정보를 바탕으로 착용자의 의도를 빠르고 정확하게 추정할 수 있는 운동의도 추정 알고리즘 개발이 필요하며 오르막, 내리막 등의 경사지, 계단, 불규칙한 지면 등의 험지 환경에서의 보행 단계 및 자세를 판별하기 위한 알고리즘도 필요하다. 둘째, 인간-로봇 연동 제어의 측면에서는 산악지형 등의 험지 환경에서 고중량의 부하를 짊어지고 고속으로 보행하기 위해서는 인체 저항을 최소화하기 위한 기법 및 부하 변동 및 동하중의 영향을 최소화하기 위한 기법 등에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다. 또한 경사나 계단, 불규칙한 지면에서의 자세 안정성에 대한 고려도 필요하다. 셋째, 험지 환경에서 운용하는데 있어 외부 충격에 유연해야 하며 기구적인 구속이 착용자의 움직임에 대한 역부하로 작용하지 않도록 인체 관절 운동 범위에 맞는 기구 메커니즘 및 소형/경량/고출력 구동기 개발이 필요할 것이다. 또한 실제 군 작전 간 운용하기 위해서는 휴대용 전원 공급이 제일 중요할 것으로 판단되며 휴대용 전원 공급 기술과 더불어 기구/제어/전원 등 전체 시스템 측면에서의 에너지 효율화 설계가 필요하다.

최근 국방과학연구소에서는 무거운 등짐을 짊어진 병사의 기동성을 높이기 위한 목적으로 군사용 착용형 로봇을 개발하고 있으며 본 논문에서는 실험용 테스트베드로 제작한 하지 근력증강 로봇 테스트베드의 전체

시스템에 대해 기술하고 제어 기법에 대해 소개한다.

2. 시스템 구성

본 논문의 하지 근력증강 로봇 테스트베드는 가반하중) 45 kg, 평지 보행 최고 속도 4 km/h를 목표로 인체-로봇 연동 제어 기법 개발용 테스트베드로 제작하였으며 동력원으로 유압을 사용하는 유압구동식이다. 시상면(sagittal plane)을 기준으로 한, 엉덩관절과 무릎관절의 피치(pitch) 방향의 힘을 증폭시킬 수 있도록 양 다리 총 4축에 유압구동기를 배치하였고, 양 엉덩관절의 롤(roll) 회전 각 1축 및 양 발목관절 각 3축(롤, 피치, 요(yaw)), 허리관절 1축은 수동관절로 구현하여 총 13자유도(능동 4, 수동 9)로 구성된다.

2.1 기구관절부

하지 근력증강 로봇 테스트베드의 기구관절부는 Fig. 1과 같이 골반, 대퇴, 정강이, 발바닥의 링크부와 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 관절부, 백팩기구부로 구성된다.



Fig. 1. Mechanical design of the lower-limb exoskeleton testbed

1) 짊어질 수 있는 무게

링크부는 병사용 목적에 맞게 20-24세 남자를 기준으로 한국인 표준체형 데이터^[8]를 활용해 링크의 길이를 결정하고 각 링크별로 길이를 조절할 수 있도록 하여 표준체형의 70 % 범위 이상 착용이 가능하도록 하였다. 그리고 각 관절의 구동범위는 Fig. 2와 같이 모션 캡처 시스템 및 센서 목업을 이용하여 평지 보행에 대한 각 관절별 운동 데이터를 분석^[9,10]하여 결정하였다. 골반링크부에 엉덩관절을 구동할 수 있는 유압구동기와 대퇴링크 및 정강이링크에 무릎관절을 구동할 수 있는 유압구동기를 배치(Fig. 1)하여 보행 시 착용자의 힘을 증폭시켜줄 수 있다. 백팩기구부는 착용자의 등과 어깨에 밀착되는 부분임과 동시에 유압발생장치, 제어기, 배터리 등 시스템 부수 장치들이 결합된다.

구 분			보행분석	목업실험	설계사양
허리관절	요	수동	-	-	-
엉덩관절	피치	능동	-35~32°	-30~13°	-65~35°
	롤	수동	-7~8°	-5~10°	-10~15°
무릎관절	피치	능동	0~74°	0~63°	0~110°
발목관절	피치	수동	-17~20°	-20~20°	-20~45°
	롤	수동	-	-14~0°	-15~10°
	요	수동	-	-10~10°	-10~10°



Fig. 2. ROM(range of motion) specification

2.2 센서부

센서부는 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 시상면 각도를 측정하기 위해 각 관절에 총 6개의 엔코더를 배치하고 능동구동축인 엉덩관절과 무릎관절의 힘 정보를 측정할 수 있도록 각 유압구동기 끝단에 로드셀을 각각 설치하였다. 그리고 보행 단계 판별을 위하여 Fig. 3과 같이 발바닥 링크에 4개의 로드셀을 배치하여 발바닥 센서 모듈^[11]을 제작하였다.

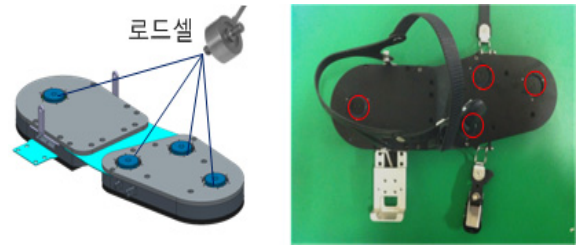


Fig. 3. Foot sensor module

2.3 유압구동부

유압구동부는 인체 보행 분석 및 시뮬레이션 결과를 바탕으로 45 kg의 부하를 지고 4 km/h의 속도로 보행할 때 필요한 유압용량은 최대 7 lpm의 유량이 요구되며 최대 140 bar가 필요한 것으로 분석하였다. 이 분석 결과를 바탕으로 유압발생장치(Fig. 4) 및 유압실린더를 설계/제작하였다. 유압발생장치는 서보모터를 구동하여 유압을 생성하고 제어통신부의 명령에 따라 서보밸브의 위치를 제어하여 유압실린더를 구동시킨다. 유압발생장치의 무게는 약 20 kg으로 무게중심이 뒤쪽으로 쏠리는 문제로 인해 테스트베드에 직접 장착하지는 못하고 외부에 분리한 채로 실험을 수행하였다.

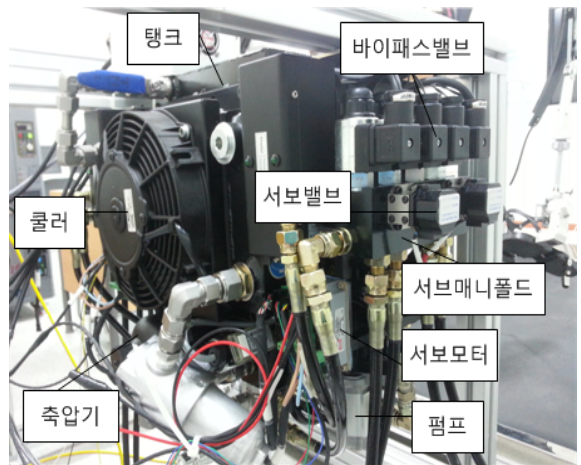


Fig. 4. Hydraulic supply system

2.4 제어통신부

제어통신부는 하지 근력증강 로봇의 기본 위치 제어에서부터 보행 제어를 위해 토크 명령을 생성하는 상위제어기, 상위제어기의 토크 명령을 서보밸브의 전류 명령으로 바꾸어 주는 유압하위제어기, 그리고 시스템

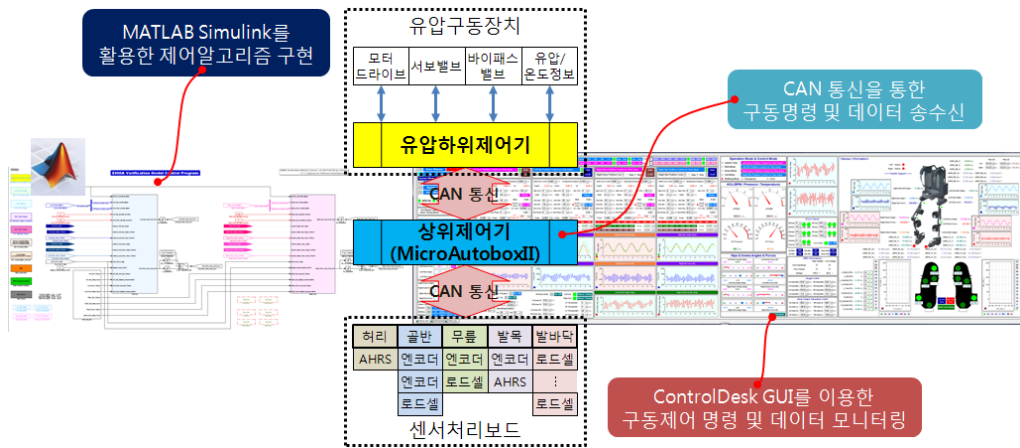


Fig. 5. Control S/W and GUI(graphic user interface)

의 운용모드/제어모드를 선택하고 각 제어 모드에 맞게 계인을 조정할 수 있으며 모든 센서 데이터 정보를 모니터링할 수 있는 운용 소프트웨어로 구성된다. 상위제어기는 dSPACE사의 MicroAutoboxII를 사용하였고 유압 하위제어기 및 각 센서처리보드와 CAN 통신을 통해 구동 명령 및 센서 데이터를 주고받게 된다. 제어 및 운용 알고리즘은 MATLAB Simulink로 구현하여 MicroAutoboxII에 이식하고 dSPACE 실험용 소프트웨어인 ControlDesk와 연동하여 하지 근력증강 로봇 테스트베드를 제어한다. 운용 소프트웨어는 ControlDesk를 활용하여 GUI(graphic user interface)를 구현하였고 전체 시스템을 제어 및 운용할 수 있는 부분과 모든 센서 데이터 및 상태정보를 모니터링 할 수 있는 부분으로 구성하였다(Fig. 5). 하위제어기에서는 상위제어기의 운용모드에 따라 모터를 구동하여 유압을 생성하고 서보밸브 및 바이패스 밸브를 제어한다. 상위제어기의 토크 명령에 따라 서보밸브의 전류명령으로 바꾸어 유압실린더가 구동될 수 있도록 하며 모터 RPM, 압력, 온도 등의 정보를 상위제어기에 송신하는 역할을 한다.

2.5 전원공급부

전원공급부는 크게 유압발생장치에 전원을 공급하는 고전압부와 센서 및 제어기를 위한 저전압부로 구성된다. 고전압부는 180 V 전원으로 유압발생장치의 서보모터를 구동하는데 사용되고 저전압부는 24 V 전원을 이용하여 상위제어기(24 V), 하위제어기(±15 V), 신호처리보드(12 V)에 각각 전원을 공급한다.

3. 하지 근력증강 로봇 보행 제어

착용형 외골격 로봇의 제어에서는 발이 지면에 닿아있는 입각기(stance phase)에는 등에 짊어진 부하를 잘 지탱하여야 하고 발이 지면에서 떨어지는 유각기(swing phase)에서는 착용자가 아무런 저항감을 느끼지 않고 자유롭게 움직일 수 있도록 하여야 한다. 따라서 하지 근력증강 로봇의 제어는 Fig. 6과 같이 크게 입각기/유각기를 판단하는 보행 단계 판별(gait-phase estimation)을 거쳐 힘/관절각 등의 센서 정보로 추정된 착용자 의도(human intention estimation)대로 로봇이 따라 움직일 수 있도록 하는 인간-로봇 연동 제어(human-robot interaction control)로 나눌 수 있다.

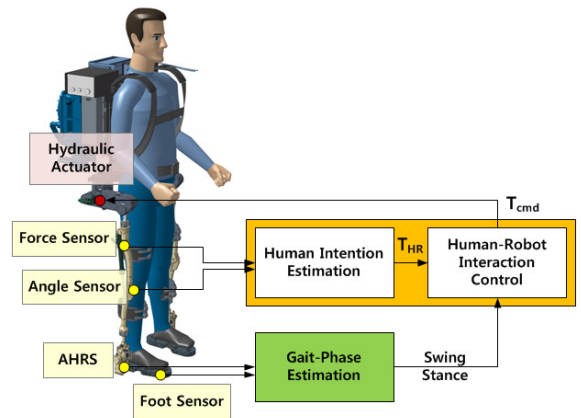


Fig. 6. Lower-limb exoskeleton locomotion control block diagram

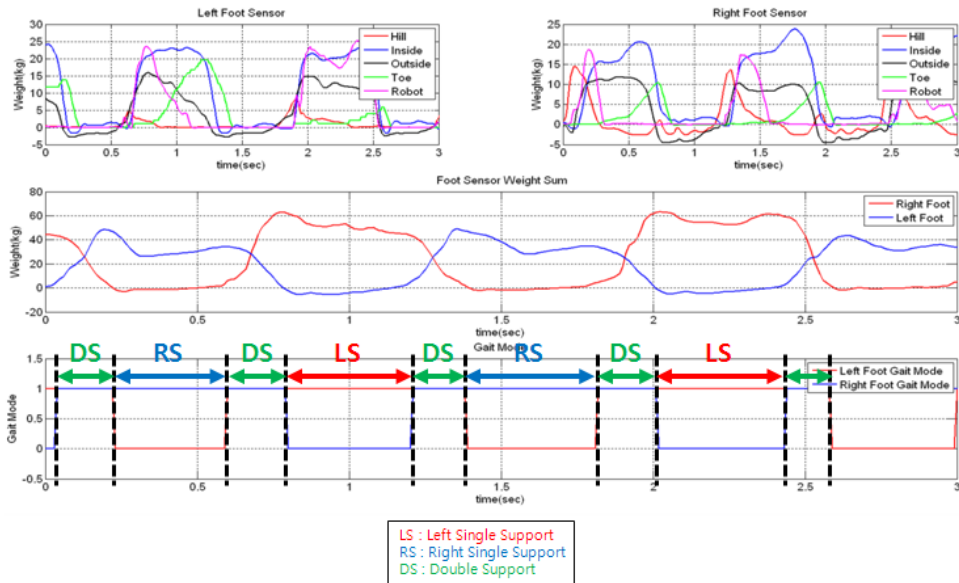


Fig. 7. Gait-phase detection using foot sensor module data

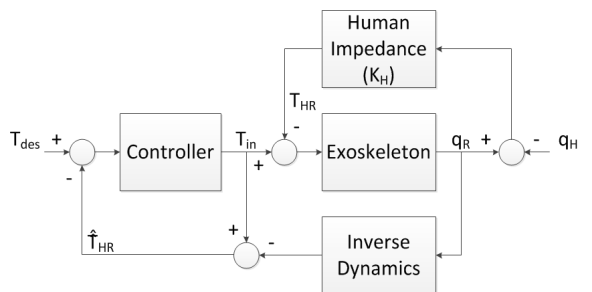
3.1 보행 단계 판별

앞서 설명한 바와 같이 하지 착용 로봇의 보행 제어에서는 입각기와 유각기의 보행 단계에 따라 제어 방법이 달라진다. 따라서 하지 근력증강 로봇의 제어를 위해 보행 단계를 판별하는 것이 아주 중요하며 본 논문의 테스트베드에서는 Fig. 3의 발바닥 센서 모듈을 이용하여 보행 단계를 판별한다. 발바닥 센서 모듈은 보행 시 압력의 변화가 뚜렷한 네 곳을 선정하여 발바닥링크의 엄지발가락, 발볼의 안쪽, 발볼의 바깥쪽, 발꿈치 부분에 로드셀을 각각 설치하고 로드셀의 압력의 변화에 따라 Fig. 7과 같이 보행단계를 판별한다. 보행단계의 판별에 있어 초기에 착용자가 테스트베드를 착용한 상태에서 왼/오른쪽 발을 든 상태에서 양발의 센서값을 각각 초기화 하는 단계가 필요하며 정해진 문턱치(threshold)를 기준(실험에서는 5 kg)으로 입/유각기를 판단한다. 본 논문에서는 단순히 양쪽 발의 입각기와 유각기만 판단하여 크게 왼쪽발 지지(left single support), 오른쪽발 지지(right single support), 양발지지(double support) 세 가지 모드로 구분 짓는다^[12,13].

3.2 착용자 의도 기반 인간-로봇 연동 제어

하지 착용 로봇의 제어에서는 착용자가 움직이려는 의도를 감지하여 로봇이 착용자의 움직임을 잘 따라

오도록 하는 것이 중요하다. 본 논문에서는 근력증강 로봇의 제어에 주로 사용되는 가상 조인트 토크 제어(virtual joint torque control) 기법(Fig. 8)^[2,14]을 사용한다. 이 기법은 센서로 측정된 조인트 토크와 로봇의 역동역학식(inverse dynamics)에서 계산한 로봇조인트 토크와의 차이를 착용자의 의도로 판단하여 착용자가 로봇에 가하는 토크가 영(zero)이 되도록 하는 제어 기법이다. 자세한 내용은 [15]를 참고한다.



T_{des} : desired torque between the human-exoskeleton
 T_{HR} : actual torque between the human-exoskeleton
 \hat{T}_{HR} : estimated torque between the human-exoskeleton
 T_{in} : control input torque
 q_H : human motion (position)
 q_R : robot motion (position)

Fig. 8. Human-robot interaction control block diagram (virtual joint torque method)

4. 보행 시험 결과

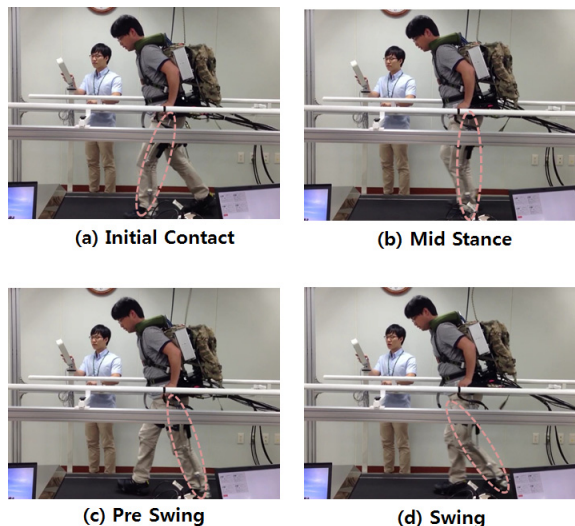


Fig. 9. Locomotion test on a treadmill

착용자가 하지 외골격 로봇을 입고 트레드밀 위를 걸을 수 있도록 시험 환경을 구축하였다. Fig. 9는 실제 4 km/h의 속도로 보행 실험할 때의 구분 동작을 보여준다. 본 논문의 하지 근력증강 로봇 테스트베드의 성능 검증을 위하여 45 kg의 부하를 짊어지고 트레드밀 속도를 0 km/h에서 4 km/h까지 증가시키면서 시험을 수행하였다. 착용자의 안전을 고려하여 비상 상황 시 로봇이 쓰러지지 않도록 호이스트를 설치하였다. 보행 시험은 트레드밀의 속도에 맞추어 착용자가 보행하는 것으로 진행하였으며 착용자의 보행 속도를 따로 측정하지는 않았다. Fig. 10은 트레드밀에서 4 km/h의 속도로 보행할 때의 각 관절각의 변화를 나타낸다. Fig. 10 왼쪽 상단의 오른쪽 엉덩관절(Right Hip Angle) 데이터를 살펴보면, 대략 1 Hz의 주기로 움직이는 것을 확인할 수 있는데 사람의 보폭을 5-60 cm 정도라고 했을 때, 오른쪽발-왼발-오른발의 한 주기 동안 대략 매 초 110 cm(보폭 55 cm × 2) 이동한다고 보면 4 km/h(약 1.1 m/s)의 속도로 보행하였음을 추정할 수 있다.

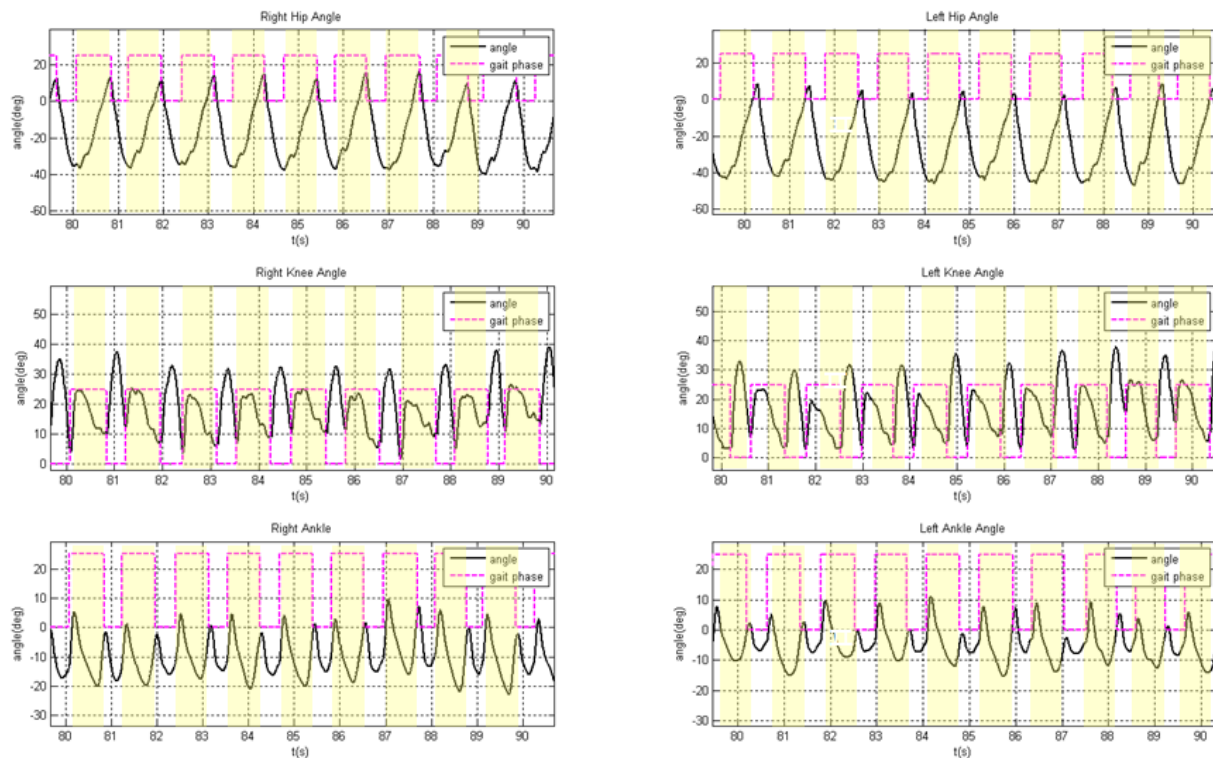


Fig. 10. Hip/Knee/Ankle angle profiles when 4 km/h walking speed (magenta line - high: stance phase, low: swing phase)

5. 결론 및 향후 계획

본 논문은 최근 국방과학연구소에서 등짐을 짠 상태의 평지 보행 제어를 위해 개발한 하지 근력증강 로봇의 테스트베드에 대한 내용으로 전체 시스템과 제어 방법에 대해 기술하였다. 본 논문의 테스트베드를 착용하고 수행한 보행 시험 결과, 45 kg의 부하를 짊어지고 트레드밀 기준 최고 4 km/h의 속도로 보행하는 것을 확인하였다.

본 논문에서는 개발 목표치인 45 kg의 부하를 짊어지고 4 km/h의 속도로 보행하는 것을 트레드밀 위 보행 실험으로 확인하였으나 실제 착용자에게 얼마나 도움이 되는지에 대한 정량적인 성능평가는 수행하지 못했다. 향후 연구에서는 산소소모량, 근피로도 등을 측정하여 근력증강로봇의 성능에 대한 정량적 평가를 수행하도록 하겠다.

후 기

본 연구는 산업통상자원부/방위사업청/민군기술협력진흥센터의 민군 겸용 기술개발 사업의 일환으로 수행되었음. [13-DU-MC-16, 혐지 적응형 하지근력 고반응 제어기술 개발]

References

- [1] A. B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 2, pp. 128-138, 2006.
- [2] H. Kazerooni, J-L. C. Racine, L. Huang and R. Steger, "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4364-4371, 2005.
- [3] "Raytheon Unveils Lighter, Faster, Stronger Second Generation Exoskeleton Robotic Suit," <http://raytheon.mediaroom.com/index.php?s=43&item=1652>, Raytheon Company.
- [4] "HULC," <http://www.lockheedmartin.com/us/products/hulc.html>, Lockheed Martin Cooperation
- [5] "L'exosquelette Hercule, le futur à nos portes," <http://www.defense.gouv.fr/content/view/full/141433>, Ministry of Defence (France).
- [6] HEXAR, <http://www.hexarsystems.com/>, HEXAR Systems.
- [7] C. Seo, H. -c. Kim, "Technical Trends of Wearable Robot," Defense Science & Technology Plus, Vol. 152, 2013.
- [8] <http://sizekorea.kats.go.kr>.
- [9] H. -c. Kim et. al., "Walking Simulation on the Integrated Model of Human and Exoskeleton Robot," KIMST Annual Conference Proceedings, pp. 2145-2147, 2012.
- [10] J. Lee et. al., "Experimental Study of Backpack Loaded Walking to Design a Lower Limb Exoskeleton Robot," KIMST Annual Conference Proceedings, pp. 1819-1820, 2013.
- [11] H. Park et. al., "Development of Foot-Sensor Module for Lower-Limbs Wearable Robot," KIMST Annual Conference Proceedings, 국방로봇 부문, pp. 1791-1792, 2013.
- [12] C. Seo et. al., "Feasibility Test Results of a Foot Sensor for Gait-Phase Detection," KIMST Annual Conference Proceedings, pp. 945-946, 2013.
- [13] H. Kim, et. al., "Gait Analysis Study using Footpad Sensor on Lower-limb Wearable Robot," KIMST Annual Conference Proceedings, pp. 1044-1046, 2013.
- [14] J-L. C. Racine, "Control of a Lower Extremity Exoskeleton for Human Performance Amplification," Ph. D Dissertation, University of California, 2003.
- [15] H. -c. Kim et. al., "Control for Swing Motion of Exoskeleton Robot Based on Motion Intention," KIMST Annual Conference Proceedings, pp. 1775-1776, 2013.