

작업지향 설계를 위한 의복형 보행보조 로봇의 분류방법

Classification of Wearable Walking-Assistive Robots for Task-Oriented Design

김 헌 희¹, 정 진 우², 장 효 영³, 김 진 오⁴, 변 증 남[†]

Heon-Hui Kim¹, Jin-Woo Jung², Hyoyoung Jang³, Jin-Oh Kim⁴, Zeungnam Bien[†]

Abstract In this paper, we propose a methodology for classifying types of lower limb disability and their mechanical structure, based on extensive survey of previous developments. We also propose a task-oriented design with human-friendly and energy-efficient assistive system. The result can be used for optimal design of wearable walking-assistive robot considering the type of disability and the content of task.

Keywords: Wearable walking-assistive robot, task-oriented design, human-friendly, energy-efficient

1. 서 론

최근 장애인 출현율의 상승 및 고령화 문제가 사회적인 이슈로 대두됨에 따라 로봇기술을 접목한 복지 및 재활로봇에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 의복형 보행보조 로봇은 특히 하지장애를 갖는 노약자 및 장애인들을 대상으로 보행을 도와주는 의복 형태의 보조로봇으로 인체와 상응하는 외부골격과 관절로 구성되어 있고, 액추에이터를 이용하여 인간의 부족한 근력을 보조하는 기능을 수행한다. 이러한 로봇을 설계할 경우에는 기계와 인간 간의 물리적인 접촉이 직접적으로 이루어진다는 특성을 감안하여 무게, 기계적 임피던스, 착용감 등을 고려한 인간친화적인 요소가 반영되어야 한다. 특히 자립형 시스템을 위해서는 시스템 구동에 필요한 동력원을 탑재하고 있어야 하기 때문에, 되도록 적은 동력으로도 시스템의 동작이 유지될 수 있도록 에너지 효율성을 고려한 시스템의 설계가 중요하다.

의복형 보행보조 로봇의 설계에서 고려되어야 할 또 다른 한 가지 중요한 점은 사용자의 다양성이다. 즉, 장애인들의 장애유형은 매우 다양하기 때문에 보조로봇의 형태와 기능을 한두 가지로 정의하기는 쉽지 않고, 각각의 장애인에게 최적화된 시스템들을 설계한다는 것 또한 시간과 비용의 측면에서 쉽지 않은 작업이다. 이에 대한 해결방법 중 한가지로서 한국과학기술원 장평훈 교수팀은 재활로봇의 설계 시 요구되는 작업과 수행목표들을 사전에 명확히 정의한 후, 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 역학적 설계사양을 최적화시킬 수 있는 작업지향 설계(TOD: Task-Oriented Design)방법을 제안하였다^[1]. 이 작업지향 설계법은 사용자의 장애유형, 작업환경이나 작업유형들이 선행적으로 명확하게 기술될 수 있어야만 한다는 제약이 있으나 지체장애이용 휠체어 로봇인 KARES II 프로젝트^[2] 및 작업장 보조 로봇^[3] 등을 통해 매우 효율적인 설계방법임이 검증되었다. 이에 본 논문에서는 의복형 보행 보조로봇의 설계에 작업지향 설계방법을 적용하기 위하여, 로봇의 구조적인 분류법을 제안하고자 한다. 구체적으로 문헌조사를 통해 기존의 의복형 보행 보조 로봇들에서 고려된 사용자 장애유형, 작업유형 등을 얻어내고 이들로부터 작업 지향 설계를 할 수 있는 방법론을 논의한다.

논문의 구성은 다음과 같다. 제 2장에서는 현재 연

※ 본 연구는 과학기술부/한국과학재단 우수연구센터육성사업(R11-1999-008) 및 (주)유도로보틱스의 지원으로 수행되었음. 또한, 본 논문을 위해 자료정리에 도움을 주신 한국과학기술원 이상완, 이태엽씨와 광운대학교 김병훈, 조규현씨께 감사를 드린다.

[†] 교신저자 : 한국과학기술원 전자전산학과 교수(zbien@ee.kaist.ac.kr)

¹ 한국과학기술원 인간친화 복지 로봇시스템 연구센터 연구원

² 동국대학교 컴퓨터공학과 조교수

³ 한국과학기술원 전자전산학과 박사과정

⁴ 광운대학교 정보제어공학과 부교수

구되고 있는 보행보조 로봇의 연구사례들을 살펴본다. 제 3장에서는 작업지향 설계방법에 대해 간략히 소개하고 제 4장에서는 작업지향 설계방법에 적용하기 위한 의복형 보행보조 로봇의 분류방법을 제시하며 마지막으로 제5장에서 결론을 맺는다.

2. 보행보조 로봇의 연구사례

본 장에서는 현재 연구되고 있는 대표적인 의복형 보행보조 로봇들을 살펴본다. 각각의 로봇 시스템은 성능, 액추에이터의 종류 및 방식, 기구구조, 메커니즘, 동력원 등에 초점을 맞춰 간략하게 기술되어 있다.

2.1. 버클리 대학의 BLEEX 시스템^[4]

BLEEX(Berkeley's Lower Extremity Exoskeleton)는 군인, 소방대원 등의 이송능력 증대를 위한 보행 보조 로봇이다. 이 로봇은 착용 시 유연한 보행이 가능하도록 하기 위해 임상적 보행분석(CGA: Clinical Gait Analysis)에 기반 하여 설계되었고, 이로써 한 다리 당 4개의 구동관절(active joint)과 3개의 수동관절(passive joint)이 채택되었다. 구동관절에는 가볍고 제어성능이 우수한 양방향 선형 유압 액추에이터(Bi-directional linear hydraulic actuator)가 장착되어 있다. BLEEX는 액추에이터 구동을 위한 유압동력원과 전기 동력원을 갖추고 있는 자립식 로봇 시스템으로 HEPU (hybrid Hydraulic-Electric Power Unit, 27kg)을 가지고 있다. HEPU는 내연기관에 의해 구동되는 동력발생장치로 1000 psi, 2.3KW의 유압과 DC15V, 220W의 전기를 동시에 발생시킬 수 있다^[5]. 외골격을 비롯한 전체 시스템의 무게는 45kg에 달하나, 착용자는 등짐을 포함한 75kg의 하중을 지탱하고도 1.3m/s의 보행이 가능함을 보였다.

2.2. 츠쿠바 대학의 HAL 시스템^[6]

HAL(Hybrid Assistive Limb)-3는 중량 15kg의 자립형 보행보조 로봇으로 보행보조는 물론 앉기, 일어서기, 계단 오르기가 가능하도록 설계되었다. 각 다리 당 대퇴부와 무릎은 구동관절 구조로, 발목부에는 1개의 수동관절 구조로 이루어져 있다. 액추에이터는 인간의 일어서기 동작과 보행동작을 각각 분석하여 선정되었는데, 일어서기 때의 최대 관절토크인 800kgf·cm, 보행시의 최대 관절각속도인 5.0rad/sec를 만족할 수 있도록 DC모터(24V, 150W)와 하모닉 드라이브(Harmonic drive)가 구동관절에 장착되어 있다.

2.3. 오타와 대학의 SCKAFO^[7]

캐나다 오타와(Ottawa)대학의 SCKAFO(Stance Control Knee-Ankle-Foot Orthosis)는 재활치료기기(Orthosis)의 일종으로 2자유도의 수동식 관절구조로 이루어져 있다. 이러한 구조로 기기는 인간의 보행에 맞춰 수동적으로 동작되지만, 전기로 작동되는 솔레노이드 잠금장치에 의해 보행동작에 따라 무릎 관절이 잠금 및 풀림 동작이 반복되도록 설계되어 있어 보행보조가 가능하다. 즉, Stance phase에서 잠금상태가 되어 하중을 지지하며, Swing phase에서는 무릎 관절의 동작이 가능하도록 풀림상태가 된다. SCKAFO는 90kg의 사용자가 계단을 오를 때 발생하는 무릎관절 모멘트(77Nm)를 지탱할 수 있도록 충분히 강한 재질과 구조를 가지고 있음에도, 2.26kg의 경량 실현과 착용감을 특히 고려한 인간친화적인 구조가 특징이다.

2.4. MIT의 외골격형 로봇^[8]

MIT의 바이오메카트로닉스 연구소는 패시브 메커니즘 기반의 보행보조 로봇을 제안하였다. 패시브 메커니즘은 에너지 효율성이 우수한 인간의 보행을 모사한 것으로, 위치에너지와 운동에너지간의 에너지 전환과정을 통해 연속적으로 보행이 가능한 메커니즘이다. CGA 데이터를 기반으로 메커니즘을 설계하여 한 다리 당 7개의 자유도를 두었다. 또한 이 메커니즘은 Stance phase시 평행 하중경로가 지면으로 향하고, Swing phase시에는 대퇴부 관절 부에 장착된 선형 액추에이터(Linear Series Elastic Actuator)를 동작시켜 보행을 돕는다. Stance phase시 사용자는 시스템 및 부하의 하중을 부담해야 하는데, 이 시스템은 지지하중의 90%이상을 지면으로 분산시킬 수 있다는 것을 실험을 통해 검증되었다. 특히 이 시스템은 패시브 메커니즘으로 동작하면서도 충분한 보행성능을 확보하기 위해 한 다리 당 단 하나의 액추에이터가 장착된 점은 에너지 효율성이 고려된 좋은 설계사례이다. 여기에 사용된 액추에이터는 역방향 동력전달이 일반적으로 불가능한 볼-스크류형 감속방식으로 구동되지만, 양방향 스프링 팩을 장착함으로써 사용자와 로봇 간에 발생하는 기계적 임피던스를 효과적으로 줄일 수 있도록 설계되어 있다.

3. 작업 지향 설계

작업지향 설계는 로봇의 설계에 있어서 요구되는 작업과 수행목표들을 사전에 정의한 후, 이에 최적화된 기구구조, 액추에이터 등의 구체적인 설계사양을

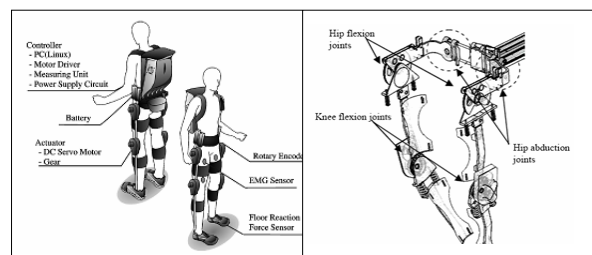
컴퓨터 시뮬레이션 등을 통해 얻는 설계방법이다. 작업지향 설계는 작업정의, 작업분석, 기구설계, 동적분석, 세부설계 및 시제품 제작, 테스트 및 평가의 절차로 진행된다. 예를 들어, 로봇팔을 작업지향 설계방법으로 시스템을 설계할 경우, 첫 번째 과정은 이 로봇팔이 어떠한 작업을 수행해야 하는지를 정의해야 하는데 이를 ‘주어진 위치에 있는 물건 집기’라 가정하자. 작업분석과정에서는 주어진 작업을 수행하기 위해 필요한 실질적인 양 또는 수치를 파악하는 과정으로, 말단부의 경유점(via points), 작업수행시간, 물건의 무게 등 시뮬레이션에 필요한 조건들을 결정하는 과정이다. 기구설계는 앞에서 정의된 작업 및 조건들을 토대로 기구모델을 정의하는 과정으로, 주어진 위치에 도달하기 위해 필요한 링크의 길이, 오프셋 등의 DH(Denavit-Hartenberg)파라미터나 질량, 관성모멘트 등의 물리적인 수치 등을 시뮬레이션을 통해 얻고, 이러한 과정을 통해 로봇의 기구구조는 결정된다. 동적분석 단계는 주어진 작업에 대한 수행시간, 물건의 무게 등의 작업수행 조건들과 이전단계에서 구해진 기구모델을 이용하여 동적 시뮬레이션을 시행한 후, 모터에 필요한 토크 등의 동적 설계사양을 구하는 단계이다. 이러한 과정으로 로봇의 최종적인 설계사양이 결정되면 이를 이용하여 세부설계, 시제품 제작이 이루어지고, 테스트 및 평가의 절차로 진행된다. 작업지향 설계에 기반하여 로봇을 개발할 경우, 시행착오에 따른 시간 또는 개발비용을 효과적으로 줄일 수 있으며 특정 작업을 수행하기 위한 최적 설계가 가능하다는 장점을 가진다.

4. 의복형 보행보조 로봇의 분류방법

본 논문은 특화된 하지 장애유형을 가지는 장애자나 노약자를 대상으로 하는 최적의 의복형 보행보조 로봇의 설계방법을 다루고 있다. 이러한 목적으로 작업지향 설계방법을 응용하기 위해서는 수행할 작업을 사전에 정의해야 하는데, 이는 대체로 사용대상자의 장애유형에 의존하여 결정된다. 본 장은 이를 위한 구체적인 방법으로 기존의 의복형 보행보조 로봇들의 검토를 통해, 시스템의 설계방법과 사용자의 장애유형의 연관성을 찾고, 이를 기반으로 수행 작업을 정의할 수 있는 방법을 논한다. 또한 의복형 보행보조 로봇이 보다 인간 친화적이며 에너지 효율적인 구조를 가질 수 있는 설계 방법에 대해 기술한다.

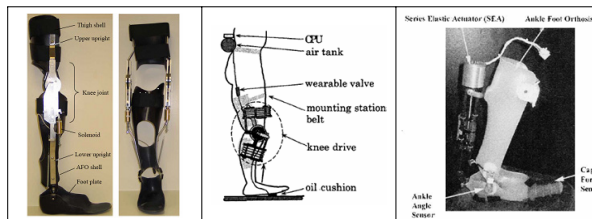
4.1. 장애 유형에 따른 보행보조 로봇의 분류

보행보조 로봇은 수행 작업 및 착용대상, 목표성능 등에 따라 하지의 부분적인 보조 또는 전체적인 보조 기능을 가지는 형태로 개발될 수 있다. 특히, 착용 대상자의 하지 장애유형은 시스템의 전반적인 구조를 결정하는 중요한 요인이나, 이를 명확히 분류하는 것은 쉽지 않다. 본 논문에서는 사용자가 하지를 정상적으로 가지고 있으나 보행이 쉽지 않다는 전제조건하에서 장애유형을 분류하였다. 여기에 장애부위가 어떤 관절을 중심으로 존재하는지, 이를 보조하기 위해서 보조로봇의 구조는 어떻게 설계되어야 하는지를 고려하여 이를 분류한다. 인체와 보행보조 로봇의 각 링크를 B(body), T(Thigh), L(Leg), F(Foot)로 구분하면 장애 유형과 보조로봇의 분류는 비교적 간단히 분류된다. 즉, 이들은 BTLF, BTL, BT, TLF, TL, LF의 6가지 형태로 분류된다. 그림 1은 현재 연구되고 있는 대표적인 보행보조 로봇을 본 논문에서 제안한 분류방법을 통해 분류한 사례를 보여주고 있다. 그림 1-(e)의 예를 들면, LF형 보행보조 로봇은 발목관절을 움직이는 근력이 부족한 장애인을 대상으로 하는 시스템이며, 로봇은 이를 보조하는 작업을 수행하기 위해 발목관절의 회전을 돕는 구조임을 알 수 있다. 또한, 사용자의 하지와 시스템 간의 결합 형태를 표현하기 위해 1과 0으로 구분되는 기호를 사용하였으며, 이는 일자형 링크형태와 인체에 감싸인 형태를 각각 표현해준다. 이를 적용하면 그림 1-(e)는 장화와 같은 형태를 가지고 있음을 알 수 있다.



(a) BTLF-0110

(b) BTL-011



(c) TLF-000

(d) TL-00

(e) LF-00

그림 1. 보행보조 로봇의 분류^(6,7,9,10,11)

4.2. 기존 보행보조 로봇의 설계사양 조사

보행보조를 위한 다양한 기구 구조, 구동방법 등을 파악하기 위해 2005년 까지 보고된 보행보조 시스템, 재활 치료용 비자립식 장치 및 비구동식 기구 등을 포함하는 총 52편의 문헌을 조사하였다. 조사내용은 대상자, 목표성능, 시스템무게 및 구조를 비롯한 시스템 사양, 자유도, 관절각도 범위, 능동 및 수동관절 수 등의 기구 메커니즘, 액추에이터의 종류 및 출력, 파워공급 방법 등의 구동장치의 세 가지 범주에 대한 세부항목으로 분류된다.

조사결과 28종의 보행보조 로봇^[4-36]이 연구 중에 있으며 이 중 연구목적에 따라 21%가 파워증폭의 개념으로, 79%가 근력보조의 개념으로 연구를 진행하고 있었다. 또한 보행보조 로봇의 35%가 계단 오르기의 성능을 중심으로 설계되었고, 나머지 65%는 주로 평지보행을 겨냥하여 설계되었다. 기구부의 구조는 그림 2와 같이 BTLF형이 전체 42%를 차지하며 가장 많은 연구결과가 보고되었다. BTLF형의 보행보조 로봇 중 수동 관절식 기구의 무게는 2.4~7kg, 액추에이터 기반의 BTLF형은 15~45kg의 무게분포를 나타내었다.

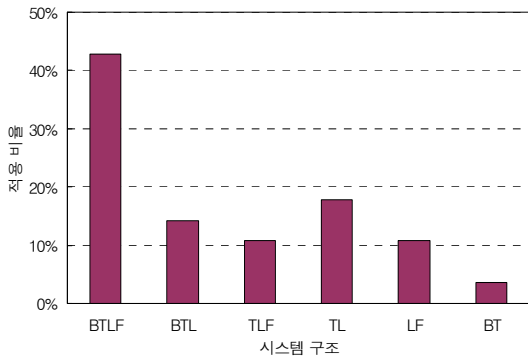


그림 2. 시스템 구조에 따른 조사결과

시스템 자유도에 있어서 고관절, 무릎, 발목관절부의 3자유도를 채택한 사례가 29%로 나타났고 1,2자유도는 각각 28%, 4자유도 이상이 15%를 차지했다. 4자유도 이상의 경우에는 고관절 부의 자유도를 늘리는 방법으로 보행 시 허리 및 엉덩이 부의 유연한 동작에 연동되는 구조로 설계된 사례가 많았다. 액추에이터가 장착되는 구동관절은 1축이 39%, 2축이 32%, 3축이상이 15%를 보였고, 액추에이터가 장착되지 않은 패시브 관절형 시스템은 14%로 조사되었다. 액추에이터의 종류에 따라 DC모터, 전자클러치

등의 전기식 액추에이터가 39%, 공압 실린더나 튜브를 이용한 공압식 액추에이터가 27%, 패시브 시스템 27%, 유압 실린더를 비롯한 유압식 액추에이터가 7%를 나타냈다.

4.3. 작업유형 정의 및 기구부 설계 방법

4-2절의 조사결과에 의하면 기존 보행보조 로봇의 기구부 구조는 로봇의 사용목적과 수행기능에 따라 결정된다. 사용목적은 근력증폭과 근력보조 용도로 나뉘지며, 각 용도에 따라 시스템의 세부 설계사양이 결정된다. 군인, 소방관 등을 위해 근력 증폭을 목적으로 하는 보행보조 시스템은 BTLF형의 구조와 높은 성능을 발휘하기 위한 고풍력 액추에이터가 장착되며, 이로 인해 시스템의 규모가 커지게 된다. 반면, 보행이 불편한 사람들을 위해 근력보조의 목적을 갖는 보행보조 시스템은 에너지 효율성, 착용성, 크기 등이 보다 중요시되므로 그 장애부위에 맞추어 BTLF, TL, LF 등 6가지의 다양한 구조를 가지게 된다. 또한 대부분의 경우 각각의 구조에 최적화된 출력을 가지고 있으며 성능에 대비하여 소형, 경량 액추에이터의 설계가 이루어져야 한다.

기존 보행보조 로봇의 수행 기능들은 계단보행과 평지보행으로 분류된다. 평지보행은 계단보행보다 에너지소모량이 비교적 적기 때문에 시스템의 성능 및 구조면에서 근력보조 시스템과 유사한 특성을 보인다. 반면 계단보행의 기능을 가지는 시스템은 근력증폭을 목적으로 하는 시스템과 유사하며, 비대한 외골격과 하중을 지면으로 분산시키기 위하여 발목까지 일체화된 시스템으로 설계된다.

결국 작업지향 설계를 위한 작업유형은 “A의 근력을 보조/증폭시키며 B의 기능을 수행하는 것”으로 정의될 수 있다. 이때, A는 앞서 분류된 6가지의 보행보조 로봇들 각각을 지지해주기 위한 근육들의 조합으로 BTLF, BTL, TLF, TL, LF, BT로 동일하게 표현가능하다. B의 경우 계단 보행과 평지보행의 두 가지 경우로 나뉘므로 총 12가지 유형의 작업으로 분류된다.

각각의 보행보조 로봇의 우수성을 결정짓는 요인으로 주어진 작업에 대한 신뢰성, 안전성, 성능 그리고 인간친화성 등을 들 수 있다. 액추에이터 방식을 기준으로 빠른 응답속도를 가진 DC모터 기반 방식은 높은 신뢰성을 가지나 유연성 및 안전성의 측면에서는 공압 방식이 여전히 선호되고 있다. 그리고, 고성능 파워의 측면에서는 유압 방식이 가장 효과적

이므로 결국 액추에이터 방식의 결정은 적절한 타협이 필요하게 된다. 한편, 일반적인 구동방식에서 벗어나 에너지효율을 높이기 위해 패시브 메커니즘¹⁸⁾, 전자식 잠금장치¹⁷⁾, 브레이크²⁴⁾ 등이 이용되기도 하고, 특히 최근에는 형상기억합금, 폴리머 등을 소재로 한 사람의 근육을 직접 모방하고자 하는 인공근육 시스템에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다.

미국의 BLEEX 시스템⁴⁾과 일본의 HAL 시스템⁶⁾은 현존하는 보행보조 로봇들 중에서 가장 진보된 형태에 속한다. 하지만 이러한 시스템들 또한 인체에 비해 비대한 외관, 복잡한 착용방법 등으로 인해 실제 사용자인 장애인과 노약자들에게는 여전히 부담스러운 시스템이다. 이는 착용감, 외관 등을 고려한 설계로 인간 친화성을 최대한 높임으로써 해결해야 되는 문제이며, 특히 물리적인 접촉이 직접적으로 이루어지는 의복형 로봇의 경우 자칫 인간의 자연스런 동작에 오히려 방해할 주게 되므로 인간의 동작에 따른 기계적 임피던스를 충분히 고려해 설계가 이루어져야만 한다.

더불어 시스템의 지속시간을 증가시키거나 액추에이터 및 동력원의 크기를 줄일 수 있다는 관점에서 패시브 메커니즘과 액추에이터 기술을 조합한 하이브리드 형태 또한 고려될 수 있다.

5. 결 론

작업지향설계는 주어진 작업을 수행하기 위한 최적화된 설계사양을 도출시킬 수 있는 시스템 설계 방법론이다. 이를 의복형 보행보조 로봇의 설계에 적용하기 위해서는 우선 장애유형 및 작업유형을 명확히 구분할 필요가 있다. 이에 본 논문에서는 장애유형과 이에 대응하는 시스템의 구조를 BTLF, BTL, BT, TLF, TL, LF의 6가지로 분류하는 방법을 제안하였다. 작업유형은 “A의 근력을 보조/증폭시키며 B의 기능을 수행하는 것”으로 총 12가지 형태로 분류되었고, 설계사양 도출에 필요한 액추에이터 및 메커니즘에 대해 장단점이 논의되었다. 또한, 의복형 보행보조 로봇이 노약자 및 장애인을 대상으로 하는 시스템임을 감안하여 보다 인간친화적인 설계의 중요성이 논의되었다.

본 논문에서는 사용자가 하지를 정상적으로 가지고 있으나 보행이 쉽지 않다는 전제조건하에서 장애유형 및 작업유형을 분류하였다. 이 분류 방법은 작업지향 설계를 위해 매우 유용한 기초자료가 될 수

있고, 더 나아가 상지, 절단하지 등 장애유형을 다양하게 확장 적용시킴으로써 보행보조 로봇 뿐 아니라 의복형 보조로봇의 기본적인 설계 틀로도 사용될 수 있을 것이라 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] P. H. Chang and H. S. Park, "Development of a robotic arm for handicapped people: a task-oriented design approach," *Autonomous Robots*, vol.15, iss. 1, pp.81-92, July 2003.
- [2] Z. Bien, M. J. Chung, p.H. Chang, D. S. Kwon, D. J. Kim, J. S. Han, "Integration of a Rehabilitation Robotic System (KARES II) with Human-Friendly Man-Machine Interaction Units", *Autonomous robots*, vol.16, no.2, pp.165-191, 2004.
- [3] H. S. Hong, D. H. Yoo and M. J. Chung, "Development of the Mobile Platform of Work Assistant Robots for Handicapped People," *International Journal of Human-friendly Welfare Robotic Systems*, vol.5, no.3, pp.23-28, Oct. 2004.
- [4] A. B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Bio-mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)", *IEEE/ASME transactions on mechatronics: a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division*, vol.11 no.2, pp.128-138, 2006.
- [5] K.Amundson, J.Raade, N.Harding and H.Kazerooni, "Hybrid hydraulic-electric power unit for field and service robots", 2005 *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.3453-3458, 2005.
- [6] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist method based on Phase Sequence and muscle force condition for HAL", *Advanced robotics : the international journal of the Robotics Society of Japan*, vol.19, no.7, pp.717-734, 2005.
- [7] T. Yakimovich, J. Kofman and E. Lemaire, "Design, Construction and Evaluation of an Electromechanical Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis", 27th *Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.6934-6941, 2005.
- [8] C. J. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente and H. Herr, "Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for loadcarrying

- augmentation", Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3485-3491, 2006.
- [9] J. F. Veneman, R. Ekkelenkamp, R. Kruidhof, F. C. T. Helm and H. Kooij, "Design of a Series Elastic and Bowdencable-Based Actuation System for Use As Torque-Actuator in Exoskeleton-Type Training Robots", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.496-499, 2005.
- [10] H. Tsukagoshi, A. Kitagawa and Y. Kamata, "Wearable fluid power composed of transformed flat tube actuators", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System, vol.2, pp.1178-1183, 2002.
- [11] J. A. Blaya and H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait", IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.12, no.1, pp.24-31, 2004.
- [12] K. Yamamoto, M. Ishii, K. Hyodo, T. Yoshimitsu and T. Matsuo, "Development of Power Assisting Suit (Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit)", JSME international journal. Series C, Mechanical systems, machine elements and manufacturing, vol.46, no.3, pp.923-930, 2003.
- [13] C. G. Downes, S. L. Hill and J. O. Gray, "Distributed control of an electrically powered hip orthosis" International Conference on Control, vol.1, pp.24-30, Mar. 1994.
- [14] J. H. Spek, P.H. Veltink, H. J. Hermens, B. F. J. M. Koopman and H. B. K. Boom, "Static and dynamic evaluation of the influence of supplementary hip-joint stiffness on crutch-supported paraplegic stance", IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.11, no.4, pp.452-462, 2003.
- [15] D. C. Johnson, D. W. Repperger and G. Thompson, "Development of a mobility assist for the paralyzed, amputee, and spastic patient", Biomedical Engineering Conference, Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern, pp.67-70, 1996.
- [16] K. Kasaoka and Y. Sankai, "Predictive control estimating operator's intention for stepping-up motion by exo-skeleton type power assist system HAL", 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2001 vol.3, pp.1578-1583, 2001.
- [17] T. Nakamura, K. Saito, Z. D. Wang and K. Kosuge, "Realizing a posture-based wearable antigravity muscles support system for lower extremities", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.273-276, 2005.
- [18] S. Jezernik, G. Colombo and M. Morari, "Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis", IEEE transactions on robotics and automation : A publication of the IEEE Robotics and Automation Society, vol.20 no.3, pp.574-582, 2004.
- [19] Y. Mori, K. Takayama and T. Nakamura, "Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled", 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.3, pp.2486-2491, 2004.
- [20] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier and V. Dietz, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis", Journal of rehabilitation research and development, vol.37, no.6, pp.693-700, 2000.
- [21] D. Popovic and L. Schwirtlich, "Design and evaluation of the self-fitting modular orthosis (SFMO)", IEEE transactions on rehabilitation engineering, vol.1, no.3, pp.165-174, 1993.
- [22] C. Acosta-Marquez, D. A. Bradley, "The analysis, design and implementation of a model of an exoskeleton to support mobility", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.99-102, 2005.
- [23] Y. Saito, K. Kikuchi, H. Negoto, T. Oshima and T. Haneyoshi, "Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.394-399, 2005.
- [24] M. Goldfarb, K. Korkowski, B. Harrold and W. Durfee, "Preliminary evaluation of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait", IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.11, no.3, pp.241-248, 2003.
- [25] C. S. To, R. F. Kirsch, R. Kobetic and R. J. Triolo, "Simulation of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking", IEEE transactions on neural systems

and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.13, no.2, pp.227-235, 2005.

[26] M. Kuren Bailey-Van, S. Gillette, P. Mejia, T. Stoever and A. Walker, "Design Considerations for a Wearable Pediatric Rehabilitative Boot", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.400-403, 2005.

[27] A. Agrawal, S. K. Banala, S. K. Agrawal and S. A. Binder-Macleod, "Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.41-44, 2005.

[28] Y. Suzuki, S. Moromugi, T. Tanaka, S. Kaneko and M. Q. Feng, "Soft Sensor Suits as Man-Machine Interface for Wearable Power Amplifier", 2005 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, vol.2, pp.1680-1685, 2005.

[29] T. Hayashi, T. Tanaka and M. Q. Feng, "Smart power suit with variable stiffness mechanism" 13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, pp.637-642, 2004.

[30] A. Fattah and S. K. Agrawal, "Gravity Balancing Rehabilitative Robot for the Human Legs", 26th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, vol.1, pp.2695-2698, 2004.

[31] M. Mineo, O. Oyama and T. Yoshimitsu, "Development of pneumatically assist walking system", 13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, pp.643-647, 2004.

[32] G. S. Sawicki, K. E. Gordon and D. P. Ferris, "Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation", 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.206-211, 2005.

[33] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse and S. H. Collins, "The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking", 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.3, pp.2430-2435, 2004.

[34] R. Steger, S. H. Kim and H. Kazerooni, "Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)", Proceedings 2006 IEEE International Conference on

Robotics and Automation, pp.3469-3476, 2006.

[35] Ghan, J and H. Kazerooni, "System identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)", Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3477-3484, 2006.

[36] K. Bharadwaj and T. G. Sugar, "Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation", Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3492-3497, 2006.



김헌희

1997 한국해양대학교 기관공학과 (공학사)
 2002 한국해양대학교 제어계측공학과(공학석사)
 현재 한국과학기술원 인간친화 복지 로봇시스템 연구센터 연구원

관심분야: SLAM, 추정이론, 인간-로봇 상호작용, 보행보조 로봇

E-mail: kimhh@ctrsys.kaist.ac.kr



정진우

1997 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학사)
 1999 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
 2004 한국과학기술원 전자전산학과 (공학박사)

2001~2002 일본 동경대학교 기계정보공학과 객원 연구원

2004~2006 한국과학기술원 인간친화 복지 로봇시스템 연구센터 연구원

현재 동국대학교 컴퓨터공학과 조교수

관심분야: 능동 사용자 인식, 생체측정, 소프트 컴퓨팅, 인간-로봇 상호작용, 서비스 로봇

E-mail: jwjung@dongguk.edu



장 효 영

- 2001 이화여자대학교 정보통신학과(공학사)
- 2004 한국과학기술원 전자전산학과(공학석사)
- 현 재 한국과학기술원 전자전산학과 박사과정

관심분야: 제스처 인식, 학습이론, 인간-컴퓨터 상호작용

E-mail: hyjang@ctrsys.kaist.ac.kr



김 진 오

- 1983 서울대학교 기계공학과(공학사)
- 1985 서울대학교 기계공학과(공학석사)
- 1992 미국 카네기멜론 대학교 Robotics (공학박사)

1994~1997 삼성전자 생산기술센터 로봇개발팀 팀장 및 수석연구원

1997~1998 삼성전자 생산기술센터 로봇사업그룹 그룹장

1999~현재 광운대학교 정보제어공학과 부교수

2004~현재 차세대 성장동력 지능형로봇 실무위원회 위원장

2004~현재 산업자원부 지능형로봇 사업단 운영위원회 위원장

현 재 광운대학교 정보제어공학과 부교수

관심분야: Robot의 평가기술, 작업 기반 로봇 설계 방법론, 초정밀 조립용 로봇 시스템 및 관련 기술

E-mail: jinohkim@dreamwiz.com



변 증 남

- 1969 서울대학교 전자공학과(공학사)
- 1972 미국 IOWA 대학교 전기공학과(공학석사)
- 1975 미국 IOWA 대학교 전기공학과(공학박사)

1976~1977 미국 IOWA 대학교 전기공학과 조교수

1977~현재 한국과학기술원 교수

1990~1995 한국퍼지시스템학회 회장

1999~현재 한국과학기술원 인간친화 복지 로봇시스템 연구센터 소장

1999 제어자동화시스템공학회 부회장

2001 대한전자공학회 회장

2003~2004 국제퍼지시스템학회(IFSA) 회장

2004~현재 한국로봇공학회(KRS) 회장

2005~현재 한국전력공사 석좌교수

현 재 한국과학기술원 전자전산학과 교수

관심분야: 지능제어, 학습제어, 퍼지이론, 소프트 컴퓨팅, 서비스 로봇, 재활 공학 시스템

E-mail: zbien@ee.kaist.ac.kr