



산업근로자를 위한 웨어러블 고관절 보조 로봇의 보행 효율성 검증: 예비연구

Verification of Walking Efficiency of Wearable Hip Assist Robot for Industrial Workers: A Preliminary Study

장윤희^{1,#}, 강정선¹, 정보라¹, 임복만², 최병준², 이연백²
Yun Hee Chang^{1,#}, Jung Sun Kang¹, Bo Ra Jeong¹, Bok Man Lim², Byung June Choi², and Youn Baek Lee²

¹ 근로복지공단 재활공학연구소 (Korea Compensation and Welfare, Rehabilitation Engineering Research Institute)

² (주)위로보틱스 (WIRobotics Incorporation)

Corresponding Author / E-mail: yhchang2@comwel.or.kr, TEL: +82-32-509-5249

ORCID: 0000-0001-7331-8595

KEYWORDS: Wearable hip assist robot (착용형 고관절 보조 로봇), Industrial workers (산업 근로자), Treadmill walking (트레드밀 보행), Up-stair walking (상행계단보행), Muscle fatigue (근피로), Metabolic energy cost (대사 에너지 비용)

In highly mobile workplaces, wearable walking assistant robots can reduce muscle fatigue in the lower extremities of workers and increase energy efficiency. In this study, walking efficiency according to the development of an ultralight wearable hip-assist robot for industrial workers was verified. Five healthy adult males participated in this study. Their muscle fatigue and energy consumption were compared with and without the robot while walking on a flat treadmill and stairs. When walking on the treadmill while wearing the robot, muscle fatigue in the rectus femoris and gastrocnemius decreased by 90.2% and 37.7%, respectively. Oxygen uptake and energy expenditure per minute also decreased by 8.9% and 13.1%, respectively. When climbing stairs while wearing the robot, fatigue of the tibialis anterior, semitendinosus, and gastrocnemius muscles decreased by 18.2%, 33.3%, and 63.6%, respectively. Oxygen uptake and energy expenditure per minute also decreased by 3.6% and 3.7%, respectively. Although wearing a hip-assist robot could reduce muscle fatigue and use metabolic energy more efficiently, it is necessary to further increase the energy efficiency while climbing stairs. This study is intended to provide basic data to improve the performance of robots.

Manuscript received: August 29, 2023 / Revised: November 23, 2023 / Accepted: November 29, 2023
This paper was presented at KSPE Spring Conference in 2023

1. 서론

지금까지 웨어러블 로봇 시장은 노약자 및 장애인을 위한 의료재활 분야를 중심으로 높은 성장률을 보였지만, 최근에는 산업현장에서의 생산성 향상을 목적으로 로봇 수요가 크게 증가하고 있다. 산업현장 내 근골격계 질환 예방, 피로감소 및 생산성 향상을 위해 웨어러블 로봇의 적용에 대한 관심이 증가하면서 물류, 제조, 건설, 서비스 등 산업 전반으로 그 영역이 확산되고 있다[1,2].

산업현장 근로자의 작업지원을 위한 웨어러블 로봇은 상지,

하지 및 허리 보조로봇으로 나뉜다. 허리 보조 로봇은 반복적인 들기, 내리기 작업을 보조함으로써 요통과 같은 근골격계 질환 예방에 효과적이며[3,4], 상지 보조 로봇은 물류 및 제조업 분야에서 상향작업을 보조함으로써 어깨 통증이나 근피로를 줄일 수 있다[5]. 또한 보행을 보조하는 하지보조로봇은 의료재활분야에서 많이 활용하고 있으며 하지의 근력을 보조하여 근피로 감소 및 에너지 효율성을 향상시킨다고 보고되었다[6-8].

대표적인 하지 외골격형 보행보조로봇으로는 Ekso Bionics사의 EksoGT [9], Rewalk Robotics사의 Rewalk [10], Parker Hannifin의 Indego [11] 등이 대표적이다. 그러나 외골격 기술의

놀라운 발전에도 불구하고 외골격은 여전히 연구실이나 값비싼 재활 치료에만 사용되고 있다. 이렇듯 외골격 로봇의 접근성이 제한되는 가장 큰 이유는 로봇의 복잡성으로 인한 비용, 무게 및 크기의 증가 때문이다. 로봇의 복잡성은 인간의 팔다리와 관절의 복잡한 움직임을 정확하게 수반하는 견고한 외골격의 필요성에서 비롯된다[12]. 외골격 관절과 사용자 관절 사이의 정렬 불량은 통제되지 않은 상호 작용력을 발생시켜 착용자의 이동성과 신진대사에 부정적인 영향을 미치고[13], 불편함을 유발하는 것으로 알려져 있다[14].

대부분의 외골격형 보행보조 로봇은 힘으로 이동을 보조하기 때문에 무겁고 단단해 착용자의 자연스러운 움직임을 방해할 수 있으며, 특히 힘이 차단된 경우 부담으로 작용하는 경우가 많다. 결과적으로 로봇 착용 후 피로도가 많이 발생하여 적극적인 신체활동이 요구되는 산업 현장이나 일상생활의 적용에는 한계가 있다[15,16]. 이러한 이유로 산업 현장에 적용할 수 있는 외골격 장치는 가볍고, 유연하며, 착용이 용이하고, 소음이 적어야 하며, 전원이 차단되더라도 착용자의 움직임을 방해하지 않도록 설계되어야 한다.

최근에는 이러한 요구사항을 반영하여 좀 더 가볍고 유연한 외골격 장치들이 개발되고 있다. 최근 연구에서 Lee 등(2017)은 Rigid 타입의 중량 2.8 kg 고관절 외골격(GEMS) 제품을 소개하였으며[6], Kim 등(2022)의 연구에서는 중량 2.31 kg의 소프트 타입 엑소 슈트가 소개된 바 있다[17].

앞서 언급한 바와 같이 외골격 장치가 산업현장에서 효율적으로 사용된다면 외골격의 경량화는 필수이며, 더불어 에너지 효율성 측면의 보조 성능도 우수하여야 한다. 이러한 점을 반영하여 대한민국의 (주)위로보틱스는 산업현장 근로자의 이동 지원을 위해 휴대가 용이하고 착탈의 편의성을 개선한 초경량(1.4 kg) 고관절 외골격 장치(We Innovate Mobility, WIM)를 개발하였으며, 이에 장치개발에 따른 효과성 검증이 요구된다.

보행보조로봇의 효과와 관련된 선행 연구에서는 대부분 하지의 근활성도[6,7]나 근피로도[18], 보행 중 에너지 효율성을 검증하였다. Lee 등(2017)은 고관절 보조 로봇이 노인의 보행 기능과 심폐대사 효율성을 향상시킨다고 하였으며[6], Kim 등(2018)은 고관절 보조 로봇이 계단보행에서 심폐대사 소비를 감소시킨다고 보고하였다[7].

따라서 본 연구에서는 산업용 초경량 웨어러블 보행보조 장치의 효과성을 검증하고자, 건강한 성인 남성을 대상으로 트레드밀과 계단을 보행하는 동안 로봇 착용 유무에 따른 근활성도, 근피로도 및 에너지 대사 효율성을 검증하고자 하였다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

본 연구에는 건강한 성인 남성 5명이 참여하였다. 연구대상자의 평균 연령은 41.8±8.9세, 신장은 176.3±6.9 cm, 체중은

Table 1 WIM size dimensions and hardware specifications

Overall size [cm]	23.8 × 10.0 × 5
Weight [kg]	1.4 (Including battery, fastener)
Operating time per charge [hr]	Approximately 2 (Assist mode)
Battery	Lithium-ion battery, 14.4V DC, 3.35Ah
Applicable body size	Main Body - 1 Size
	Waist/Thigh fastener - 2 Size (Waist 26'-36')
Adaptive thigh frame's stroke [mm]	160-350

78.0±8.0 kg이며, 체질량지수는 25.2±3.7 kg/m²이다. 대상자 선정 기준은 건설업 작업이 가능한 만 20-55세 사이의 건강한 남성을 대상으로 최근 6개월 이내에 근골격계 질환으로 치료받은 사실이 없고 본 실험 내용을 이해하는데 문제가 없는 자로 선정하였다. 모든 참여자들에게 실험의 목적과 과정을 설명하고 자발적인 서면 동의를 받아 진행하였다.

2.2 고관절 보조 웨어러블 로봇 제품 개요

본 연구에 사용된 보행보조로봇은 무게 1.4 kg의 초경량 고관절 외골격(WIM, Wirobotics Inc., Yongin, Korea)으로 사용자의 보행이동을 지원하기 위해 개발되었다.

WIM의 크기 치수와 하드웨어 사양은 Table 1과 같다.

허벅지 프레임을 접었을 때 본체 부피 크기는 23.8 × 10.0 × 5 cm이다. 본체에는 단일 전기 모터, 배터리, 컨트롤러가 위치하며, 배터리 용량은 3.35 Ah, 피크 어시스트 토크는 4 Nm로 약 2시간 연속 사용이 가능하다. 본체는 프리 사이즈이며, 허리 벨트 부착부와 허벅지 부착부는 소/중 사이즈 선택이 가능하다. 적응형 프레임의 스트로크 길이는 최소 길이 160 mm부터 최대 길이 350 mm까지 확장이 가능하며, 이를 통해 다양한 키와 다리 길이에 대응할 수 있다. 고관절 외골격 WIM은 기계적으로 총 11도의 자유도를 가지고 있으며, 고관절 3자유도, 적응형 프레임 2자유도, 허벅지 커넥터 6자유도로 구성된다. 이 중 1개의 자유도만이 고관절의 활성 관절이다. 시상면의 허벅지 프레임은 넓어지는 방향과 좁아지는 방향으로 구동되며, 보조 토크 제어는 토크 센서 없이 전류 감지를 사용하여 수행되며 역구동 가능한 액추에이터를 기반으로 한다[19]. 백드라이브가 가능한 액추에이터는 드라이브 마찰과 저항이 최소화된 유연한 드라이브로, 장치의 토크가 꺼져 있는 경우에도 원활하게 움직일 수 있다. 보조 토크의 생성은 보행 시 정현파로 감지되는 엉덩이 각도의 차이를 기반으로 하며, 이 정보를 사용하여 양쪽 엉덩이에 보행 보조 형태의 대칭 토크가 생성된다.

Fig. 1과 같이 단일모터가 장착된 메인 바디를 전면부에 위치시킨 폼팩터(Form Factor) 디자인은 기존의 듀얼 액추에이터를 고관절 측면에 배치한 착용형 로봇의 단점을 보완하여 사용자가 좁은 공간에서도 이동이 불편하지 않도록 편의성을 개선시켰다. 또한 컴팩트한 사이즈의 WIM은 소프트한 허리벨트를

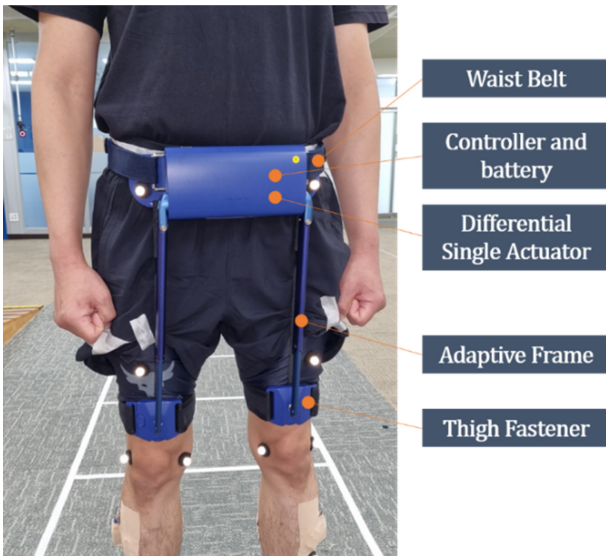


Fig. 1 Hip-assisted wearable robot used in the study

사용함으로써 착용성을 강화하였으며, 접이식 보관형태로 장치 볼륨이 기존 Rigid 타입의 외골격 프레임 로봇보다 최소 5배 이상 감소하는 것을 특징으로 한다[8].

2.3 실험방법

2.3.1 측정장비

근전도 측정을 위해 무선 송신기, EMG 센서 및 근전도 측정용 Ag/AgCl 전극으로 구성된 무선 표면근전도(Surface Electromyography, sEMG) 측정 시스템(Ultium EMG, Noraxon Corp., Scottsdale, Arizona, USA, 2022)을 사용하였다. 측정근육으로는 고관절과 슬관절의 굴곡과 신전을 담당하는 대표 근육인 대퇴직근(Rectus Femoris, RA)과 반건양근(Semi-Tendinosus, ST), 족관절의 배굴과 저굴을 담당하는 전경골근(Tibialis Anterior, TA)과 내측 가자미근(Gastrocnemius, GCM)을 선정하였다. 양측 하지에 총 8개의 근전도 전극을 부착하였으며, 평균 근활성도와 중앙 주파수(Median Frequency) 값을 분석하였다. 중앙 주파수는 EMG 전력 스펙트럼이 동일한 양의 전력으로 두 영역으로 나뉘는 주파수이다. 중앙 주파수 분석은 피로 분석 중에 EMG 신호를 처리하는 가장 효과적인 방법 중 하나인데, 근육피로는 시간이 증가함에 따라 EMG 주파수 스펙트럼이 하향 이동하는 특성을 보이기 때문이다[20]. 본 연구에서는 중앙 주파수 스펙트럼의 예상 감쇠 패턴을 예측할 수 있는 2차 다항식 곡선의 기울기 값을 분석하였으며, 기울기가 음의 방향으로 커질수록 근 피로가 심하다는 것을 의미한다.

에너지 소모도 분석을 위해 휴대용 O₂/CO₂ 가스분석기, 유량계, 데이터 송수신기, 마스크 및 심박수 측정기로 구성된 인체 폐활량 측정 시스템(K4b², Cosmed Corp., Rome, Italy)을 사용하였다. 측정변수는 산소섭취량(VO₂/kg), 심박수(Beats per Min), 분당 에너지소비량(Energy Expenditure per Min, EEm, kcal/min), 총 에너지 소비량(Total Energy Expenditure, EEtot,

kcal)을 분석하였다. 산소섭취량은 산소를 흡수하여 작업 조직으로 전달하는 사람의 능력과 작업 조직이 산소를 사용하는 능력을 측정하는 것으로 최대 산소섭취량을 통해 심폐 능력을 정의할 수 있다[21]. 총 에너지 소비량은 간접 열량계를 통해 측정된 산소와 이산화탄소의 기체 교환으로부터 계산되며, 열 생산 및 작업 출력(Work Output)을 위한 신체의 총 에너지 소비를 의미한다[22].

2.3.2 실험절차

본 연구의 실험절차는 Fig. 2와 같다. 보행보조로봇의 효율성 검증을 위해 트레드밀 보행과 5층 높이의 계단을 오르는 동안 근 피로도와 에너지 소모도를 분석하였다(Fig. 3).

연구진은 임상시험 시작에 앞서 참가자들이 WIM을 편안하게 착용할 수 있도록 외골격의 크기를 조정했고, 장비를 착용한 채 실험실 내 런닝머신과 6단 맞춤형 계단에서 각각 10분간 적응훈련을 진행했다. 적응 훈련 단계에서 개인이 선호하고 가장 편안한 WIM의 저항 토크가 결정되었다. 적응 훈련 후 피험자의 하지에는 sEMG 전극을 붙이고, 가슴에는 심박수 모니터 장치를 장착하였으며, 코와 입에는 안면 마스크를 착용하였다. 참가자들은 실험 중에 말을 하지 않도록 지시 받았다. 본 실험에서는 먼저 트레드밀 걷기를 실시하고, 호흡을 안정시키기 위한 충분한 휴식 시간(약 10분) 후에 계단 오르기를 실시하였다. 트레드밀 실험은 4 km/h의 속도로 6분 동안 걸었으며, 6분 보행 검사는 심폐능력을 측정하기 위해 임상에서 주로 사용하는 기능적 테스트 방법 중 하나이다.

트레드밀 걷기는 WIM을 착용한 상태(WIM)와 착용하지 않은 상태(noWIM)의 두 가지 조건으로 진행되었으며, 조건 순서는 무작위로 제공되었다. 각 조건 후에 참가자들은 대사율을 기준선으로 복원하기 위해 10분 동안 휴식을 취했다. 계단 오르기 실험은 트레드밀 걷기와 마찬가지로 WIM과 noWIM 조건에 대해 무작위 순서로 진행되었다. 참가자들은 두 조건 사이에 10분의 휴식 시간을 두고 자신이 선택한 보행 속도로 멈추지 않고 총 5층 높이의 계단을 올랐다. 계단을 오르는 동안 두 조건의 속도 차이를 비교하기 위해 수행 시간을 스톱워치로 기록하였다.

2.3.3 데이터 분석

근전도 신호 분석 방법은 Fig. 4와 같다. sEMG 데이터는 장비에서 제공하는 소프트웨어(MR 3.18, Ultium EMG, Noraxon, USA)를 사용하여 처리되었다. 데이터는 1,000 Hz에서 샘플링되었으며, 다음 10-350 Hz 대역의 6th Butterworth Band-pass 필터를 통과한 후 전파 정류되었다. 또한 신호의 제곱 평균 제곱근(Root Mean Square, RMS)은 슬라이딩 100 ms Window를 사용하여 계산되었으며[23], sEMG 신호는 개인의 최대 자발적 수축(Maximum Voluntary Contraction, MVC) 데이터로 정규화되었다. 근육 피로도 분석을 위해 Ultium 소프트웨어를 이용하여 중앙 주파수 값을 분석하였다. sEMG 원시 신호의 수축 구간을 푸리에 변환(Fourier Transform)하여 주파수 특성을 분석한

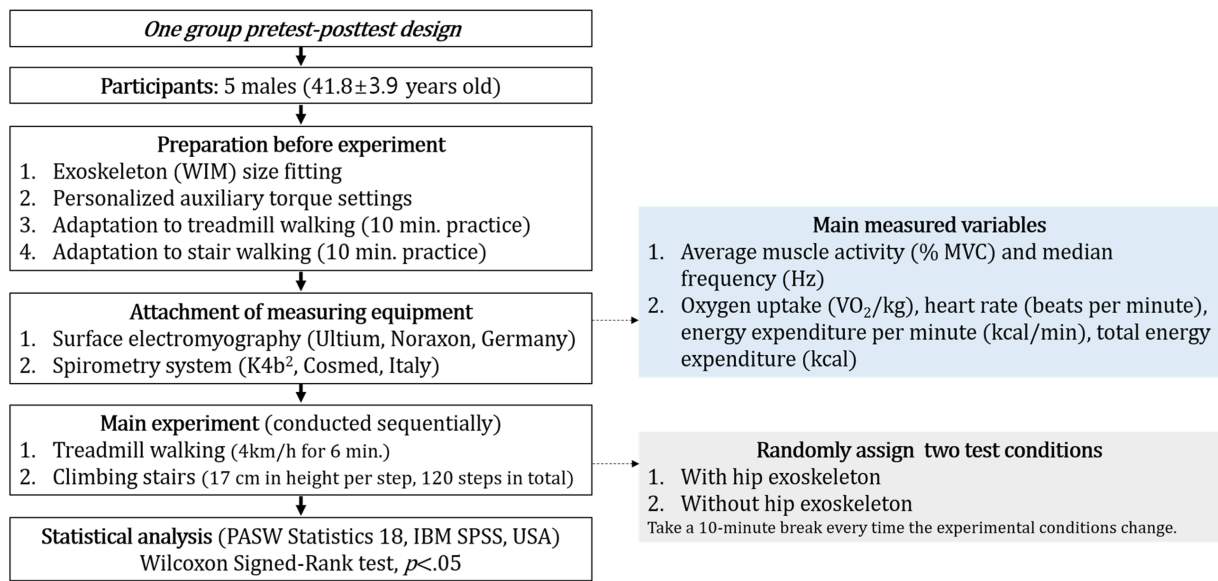


Fig. 2 Experimental flow chart of this study



Fig. 3 Treadmill (left) and ascending stairs (right)

후 선형 회귀 알고리즘을 사용하여 중앙 주파수의 변화를 기울기로 표현하였다. 기울기가 클수록 근육 피로가 누적되는 속도가 높아지는 것을 의미한다[24]. 6분 트레드밀 보행과 계단 오르기 실험에서 획득한 sEMG 데이터는 실험 시작부터 종료 지점까지 모든 구간의 데이터를 분석하였다.

에너지 대사는 동일한 시간 동안 소비되는 대사 에너지량을 비교하기 위해 각 조건의 후반부(트레드밀 후반 3분, 계단오르기 후반 3층부터 종료시점) 구간의 데이터를 분석하였다[7]. EEM은 다음 공식에 따라 계산되었다: $EEM = 3.781 \times VO_2 \times 1.237 \times VCO_2$ [25].

모든 기술통계는 평균과 표준편차로 제시되었으며, 통계 분석 프로그램(PASW statics 18, IBM SPSS, USA)을 이용하여 웨어러블 로봇 착용 유무에 따른 차이를 검증하였다. 본 연구는 표본수가 10 미만이므로 정규성을 갖지 않은 것으로 간주하고 비모수 검정인 윌콕슨 부호 순위 검정(Wilcoxon Signed Rank Test)을 실시하였다. 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 하였다.

3. 결과

3.1 평지 트레드밀 보행 결과

3.1.1 평균 근활성도 및 근피로도

트레드밀 보행 시 하지근육의 평균 근활성도와 근피로도 분석 결과는 Table 2와 같다. RF의 평균 근활성도는 WIM에서 noWIM보다 19.9% 증가하였고, ST의 근활성도는 26.2% 감소하였지만 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 또한 RF의 근피로도는 WIM에서 noWIM보다 90.2% 감소하였으며, ST와 GCM의 근피로도도 각각 7.9%와 37.7% 감소한 반면 TA의 근피로도는 101% 증가하였다. 그러나 이들 변수 모두 통계적 유의성은 없었다.

3.1.2 에너지소모도

트레드밀 보행 시 에너지 소모도 결과는 Table 3 및 Fig. 5와 같다. 산소 섭취량은 WIM에서 noWIM보다 8.9% 통계적으로 유의하게 감소하였다($p < .05$). 심박수는 두 조건 간 유의한 차이가 없었으며, EEm과 EEtot는 WIM에서 noWIM보다 각각 8.8%와 13.1% 감소하면서 통계적으로도 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

3.2 상행계단보행 결과

3.2.1 평균 근활성도 및 근피로도

상행계단보행 시 근활성도와 근피로도 분석 결과는 Table 4와 같다. 웨어러블 로봇 착용 상태에서 RF, ST, TA, GCM의 평균 근활성도는 모두 감소하였으며, 특히 ST의 평균 근활성도는 27.47% 감소하면서, 통계적으로도 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

또한 웨어러블 로봇 착용 상태에서 RF를 제외한 ST, TA, GCM의 근피로도는 각각 37.59, 16.95, 65.88% 감소하였지만, 이들 변수 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.

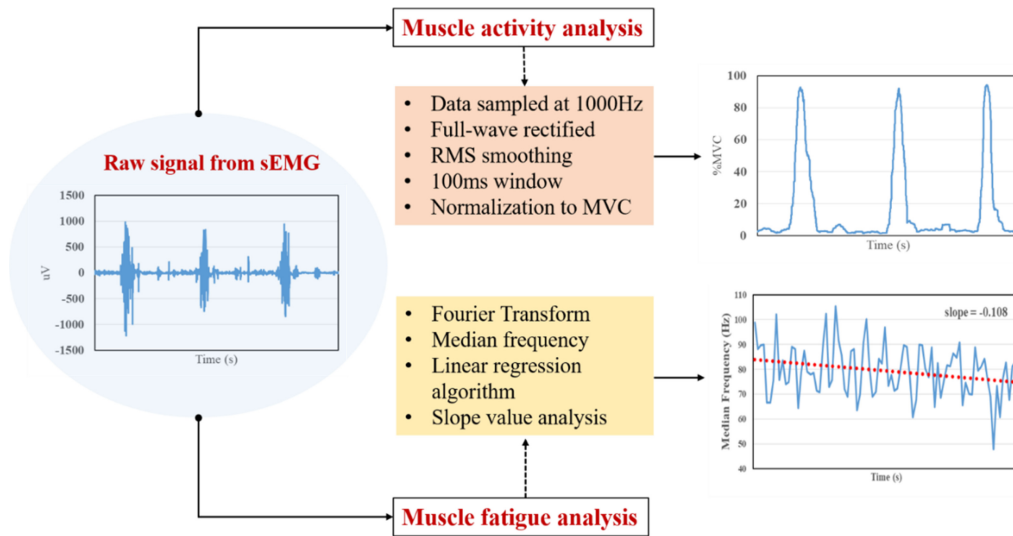


Fig. 4 Electromyography signal analysis

Table 2 Results of average muscle activity and muscle fatigue of lower extremity muscles during 6-minute treadmill walking

		NoWIM	WIM	Mean diff. [%]	Z score
RF	MA	13.34±11.04	15.98±11.11	19.85	-.674
	MF	-.028±.017	-.003±.012	-90.21	-1.483
ST	MA	18.81±15.36	13.88±8.44	-26.23	-1.214
	MF	-.024±.017	-.022±.013	-7.86	-.405
TA	MA	11.56±2.83	11.70±2.49	1.23	-.135
	MF	-.009±.007	-.018±.008	100.97	-.944
GCM	MA	20.70±6.02	20.43±4.74	-1.33	-.674
	MF	-.016±.016	-.010±.029	-37.70	-.674

RF, Rectus Femoris; ST, Semitendinosus; TA, Tibialis Anterior; GCM, Gastrocnemius; MA, Muscle Activity (%MVC); MF, Muscle Frequency (Hz)

Table 3 Results of energy consumption during 6-minute treadmill walking

	NoWIM	WIM	Mean diff. [%]	Z score
O ₂ Uptake [VO ₂ /Kg]	10.28±1.43	9.37±1.68	-8.87	-2.023*
Heart rate [bpm]	98.44±9.17	97.58±9.85	-0.87	-1.483
EE per min [kcal/min]	3.86±0.52	3.51±0.68	-8.83	-2.023*
EEtot [kcal]	11.50±1.56	10.00±3.04	-13.10	-2.023*

EE, Energy Expenditure; **p* < .05

3.2.2 에너지소모도

상행계단보행 시 에너지 소모도 분석결과는 Table 5와 같다. 웨어러블 로봇 착용 유무에 따른 계단보행 수행 시간은 두 조건 간 유의한 차이가 없었으며, 산소섭취량, 심박수, EEm, EEtot

Table 4 Results of average muscle activity and muscle fatigue of lower extremity muscles during up-stair walking

		NoWIM	WIM	Mean diff. [%]	Z score
RF	MA	23.31±10.89	22.05±9.76	-5.39	-1.483
	MF	-.082±.050	-.092±.104	12.41	-.405
ST	MA	12.07±10.56	8.75±5.01	-27.47	-2.023*
	MF	-.062±.085	-.039±.151	-37.59	-.135
TA	MA	17.28±4.64	17.18±3.53	-0.62	-.674
	MF	-.113±.076	-.094±.060	-16.95	-.944
GCM	MA	22.05±11.69	21.89±12.27	-0.72	-.674
	MF	-.107±.060	-.036±.104	-65.88	-1.214

RF, Rectus Femoris; ST, Semitendinosus; TA, Tibialis Anterior; GCM, Gastrocnemius; MA, Muscle Activity (%MVC); MF, Muscle Frequency (Hz); **p* < .05

모두 웨어러블 로봇 착용 상태에서 조금 감소하기는 하였지만, 통계적인 유의성은 확인할 수 없었다.

4. 논의

본 연구에서는 초경량 고관절 보조로봇(WIM) 개발에 따른 외골격 장치 효과성을 검증하고자, 트레드밀 걷기와 계단을 오르는 동안 로봇 착용 유무에 따른 근육의 활성화 및 피로도와 에너지소모도의 차이를 검증하였다.

4.1 평지 트레드밀 보행

본 연구에서 트레드밀 보행 결과, 로봇 착용 유무에 따른 근활성도와 피로도는 통계적으로 유의한 차이가 없었지만, 산소 섭취량, 분당 에너지 소비 및 총 에너지 소비량은 WIM 착용 시

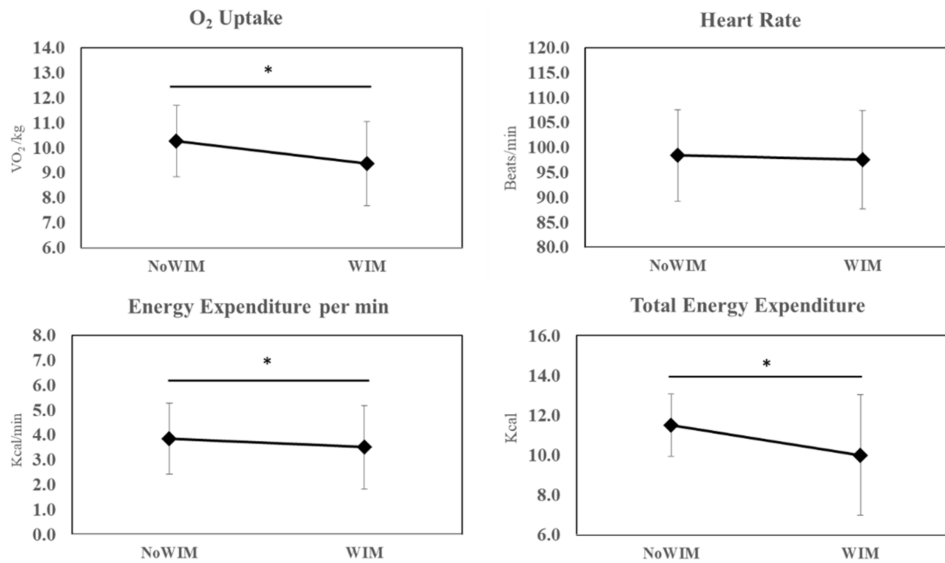


Fig. 5 Energy consumption during 6-minute treadmill walking (**p* < .05)

Table 5 Results of energy consumption during up-stair walking

	NoWIM	WIM	Mean diff. [%]	Z score
O ₂ Uptake [VO ₂ /Kg]	69.01±14.91	68.62±13.20	-0.56	-.365
Heart rate [bpm]	19.58±4.04	18.90±4.52	-3.46	-.674
EE per min [kcal/min]	141.28±16.69	136.91±9.84	-3.10	-1.214
EEtot [kcal]	7.48±2.01	7.20±2.08	-3.70	-.674

EE, Energy Expenditure

noWIM보다 통계적으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다.

선행연구에서 Lee 등(2017)은 고관절 보조로봇(GEMS) 착용 시 노인의 산소소모량이 7% 감소하고, 총 에너지 소비는 6.6% 감소했다고 보고하였다[6]. 또한 Mooney 등(2014)은 고관절 보행보조로봇 착용 시 심폐 대사비용이 약 7% 감소한다고 하였으며[26], 고관절 어시스트 소프트 외골격의 효과성을 분석한 최근 연구에서도 젊은 성인의 트레드밀 보행 시 순 대사 에너지 소비가 17.4%나 감소했다고 보고하였다[27].

또 다른 연구에서 Ding 등 (2016)은 소프트형 고관절 엑소슈트가 보행 중 신진 대사력을 4.6% 감소 시켰다고 보고하였으며[28], Young 등(2017)은 공압식 고관절 외골격 장치를 이용하여 실험한 결과 순대사력의 9.7% 감소를 보고하였다[29].

위에서 언급한 많은 선행연구들에서, 저자들은 공통적으로 고관절 보행보조로봇이 심폐대사 비용을 감소시켜 효과적인 보행을 유도할 수 있다고 주장하였다. 이들 연구에서 제시한 에너지대사 감소율 범위는 최소 6.6%에서 최대 17.4% 범위로 나타났다.

본 연구에서 사용한 외골격 WIM은 산업현장 또는 보행 보조가 필요한 사람들이 장시간 로봇을 착용해도 신체에 부담이 되

지 않도록 초경량(1.4 kg)으로 개발되었다. Lee 등(2017)의 연구에서 사용된 GEMS는 2.8 kg이며[6], Kim 등(2022)의 연구에서 사용된 엑소슈트는 2.31 kg으로[17] 우리 제품과는 약 1 kg 내외의 차이를 보인다. 착용형 로봇의 무게를 줄이는 것은 실제 현장업무에 활용하는데 매우 핵심적이고 주요한 요소인데 장치의 보조 성능이 아무리 우수하더라도 무게가 너무 무겁다면 현장에 적용하는데 한계가 있기 때문이다. 이러한 측면에서 초경량 고관절 보조장치 WIM의 실효성 있는 활용이 기대된다. 한편 WIM의 무게 대비 에너지 대사 효율은 Kim 등(2022)의 연구에서 사용한 소프트 엑소슈트 (2.31 kg)보다 낮은 것으로 나타났다[17]. 장치의 무게가 낮을수록 에너지 효율이 더 높아질 것이라고 예상하였지만, 에너지 대사에 영향을 미치는 요인이 장치의 무게뿐만 아니라 보조력, 제어 타이밍 등 다양한 요소가 포함되기 때문에 향후 보조력이나 제어 알고리즘에 대한 추가 검토가 요구된다. WIM은 단일모터를 이용하여 고관절을 제어하므로, 듀얼 액츄에이터 방식의 기존 제품들보다 보조력이 저하될 수 있다. 단일모터를 이용하여 제품을 경량화한 만큼 보조력이 저하되지 않도록 제어 알고리즘을 보완하여 최적화된 보조력을 제공할 필요가 있을 것이다.

다음으로 로봇 착용유무에 따른 근활성도와 근피로도에 대해 논의하고자 한다. 트레드밀 보행 시 근활성도와 근피로는 통계적으로 유의한 차이가 없었지만, 로봇 착용유무에 따른 근전도 변화 양상에 대해 논의하고자 한다.

본 연구 결과, WIM 착용 시 noWIM보다 RF의 평균 근활성도가 19.9% 증가한 것으로 나타났다. Lee 등 (2017)의 연구에서는 고관절 보조로봇 GEMS 착용 시 RF 근활성도가 유의하게 감소하였다고 보고되었다[6]. 이 연구에서 저자들은 고관절 보조장치가 고관절을 포함한 무릎과 발목의 보행전략(Strategy)을 감소시켜 전반적인 하지 근육의 사용이 줄었다고 주장하였다. 이러한 결과는 우리 연구결과와 상반된 결과이다.

이와 같은 원인은 외골격의 구조적 형태의 차이에서 비롯된 것으로 사료된다. Lee 등 (2017)의 연구에서 사용된 보조장치는 듀얼 액츄에이터 방식으로 고관절의 측면에서 다리 거동을 보조하지만, WIM은 메인 바디가 골반의 전방에 위치하여 앞쪽에서 고관절의 전방 거동을 보조하게 된다. 이러한 WIM의 구조적 특성은 하지 관절 중 특히 고관절의 굴곡 가동범위를 증가시킬 수 있다. 이와 관련하여, 벨트를 감아 전방에서 고관절 굴곡 보조력을 제공하는 소프트 로봇 슈트 실험에서 최대 고관절 굴곡각도가 평균 5.4% 증가하고, 무릎과 발목 관절의 최대 수직위치가 높아졌음이 보고된 바 있다[30]. 본 연구에서 하지 관절 각도를 직접적으로 측정하지는 않았지만 선행연구에 비추어 볼 때 유사한 구조의 WIM을 착용했을 때에도 고관절을 포함한 하지관절 각도가 전반적으로 증가했을 것으로 예상된다. 이 부분에 대한 정확한 검증은 향후 추가실험을 통해 이루어져야 할 것이다.

한편 WIM 착용 시 RF의 근활성도가 증가하였음에도 불구하고 근피로도도는 발생하지 않은 것으로 나타났다.

근활성도는 근 수축이 많아질수록 증가하는 경향을 보이지만, 근활성도가 증가한다고 해서 근피로도도 동반 증가하는 것은 아니다. 근활성도와 근피로도도의 양상은 근육의 작용과 종류에 따라 상이하게 나타날 수 있으며[31], 근 피로는 근육이 최대 힘을 발생할 수 있는 능력이 감소하는 것으로 근전도의 주파수 범위의 변화를 통해 근피로도도를 추정할 수 있다[32]. 따라서 근활성도의 증가가 근력의 증가를 의미할 수는 있지만, 반드시 근피로를 유발한다고 단정할 수는 없다[33]. 본 연구에서 보여준 RF의 근활성도와 근피로도 분석 결과는 근활성도와 근피로도도의 경향이 일치하지 않음을 보여주는 단적인 예이다. 대부분의 선행연구들은 근활성도가 감소하면 에너지 효율성이 좋다고 보고하였지만[6], 근활성도가 감소하여도 근피로도도가 증가할 수 있다는 것을 본 연구결과를 통해 확인하였다. 산업현장에서 외골격 장치의 장시간 사용으로 인한 근피로 문제는 주요한 이슈이므로 외골격 보조장치를 검증할 때 반드시 근피로도도에 대한 분석이 추가적으로 이루어져야 할 것으로 사료된다.

또 한가지 주목할 점은 WIM 착용 시 RF, ST 및 GCM의 근피로도도는 감소하였지만, TA의 피로도도는 증가하는 것으로 나타났다. 로봇의 도움으로 하지의 근피로도도가 감소할 것으로 예측하였지만, 발목 배굴에 관여하는 전경골근의 피로도도가 101%나 상승하였다.

발목관절은 보행 중 유각기 동안 발목이 지면에 닿지 않도록 중립 위치를 유지하는데[34], 부적절한 자세나 과도한 발목 배굴은 TA의 피로도도를 높일 수 있다. 앞서 언급한 바와 같이 Jin 등 (2016)의 연구 결과에서 보여준 무릎과 발목의 수직 위치의 증가는 결과적으로 발목 배굴을 유지하는 TA의 긴장도를 높일 수 있고 나아가 근피로를 유발할 수 있을 것으로 생각된다[30]. WIM 착용 시 TA의 피로도 증가는 작업현장에서 장시간 착용 시 문제점을 유발할 수 있으므로 적절한 구동부 토크 조절을 통해 다리를 보조하면서도 한편으로는 다리의 위치를 과도하게 상승시키지 않도록 제어 메커니즘의 설계 보완이 필요할 것으로 사료된다.

4.2 상행 계단보행

계단 오르기 실험에서 WIM착용 시 ST의 평균 근활성도도가 27.5% 유의하게 감소하는 것으로 나타났다.

Lee 등(2020)의 연구에서는 소프트 엑소 슈트 착용 시 계단 보행에서 RF의 근활성도도가 최대 47% 감소했다고 보고하였지만[35], WIM의 RF 근활성도도는 5.4% 감소 하는데 그쳤으며, 오히려 근피로도도가 12.4% 증가하는 것으로 나타났다.

본 연구에서 평지 트레드밀 보행 시 근피로도도는 RF, GCM, ST 순으로 감소율이 높았는데, 상행계단 보행에서는 오히려 RF의 근피로도도가 증가하고, GCM, ST, TA 순으로 감소율이 큰 것으로 나타나 평지와 계단보행의 근피로도 양상이 다르게 나타남을 확인할 수 있었다. 이는 상행계단 보행에 사용되는 하지의 주동근이 평지보행과 다르기 때문인 것으로 추정되는데, 상행계단 보행에서는 입각기 중 수직 추진을 위해 주로 GCM이 작용하며, 전방 추진을 위해서는 대둔근과 슬괵근이 주동근으로 사용된다. 또한 유각기에서는 엉덩이, 무릎, 발목관절에 걸쳐있는 길항근이 다리에서 신체의 나머지 부분으로 힘을 분산시키면서 다리를 조절하는 역할을 하게 된다[36].

본 연구에서 계단보행에 사용되는 주동근의 근활성도를 모두 측정하지는 않았지만, 상행계단보행 시 수직 추진의 주동근인 족저괵근(GCM)의 피로도도가 65.9% 감소하고, 전방추진에 관여하는 슬괵근(ST)의 근피로도도가 37.6% 감소한 결과는 WIM의 보조력이 상행계단 보행에서 효과적으로 작용한 것으로 해석된다.

한편 계단보행 시 RF의 근활성도도가 감소하였음에도 불구하고 근피로도도가 증가한 것은 WIM의 보조력이 작용하기는 하였지만 근피로를 유발할 만한 어떤 요인이 근육에 작용했음을 추측할 수 있다. 실제적으로 실험 당시 연구 참여자들은 WIM이 계단보행을 도와주는 하지만 계단을 상승할 때 다리의 움직임과 대퇴부 지지대의 부조화로 인한 불편감을 호소하였으며, 이는 평지보행과 달리 계단을 상승할 때 고관절 굴곡 각도 범위가 커지면서 최적화된 제어를 제공하지 못한 것으로 판단된다. 이러한 요인이 고관절 거동에 관여하는 RF의 정상적인 활동을 방해하면서 결과적으로 RF의 근피로를 유발했을 것으로 추측되며, 이러한 특성을 고려하여 향후 계단보행과 관련된 제어 알고리즘에 대한 개선이 필요할 것으로 생각된다.

마지막으로 계단보행 시 에너지대사는 WIM 착용 유무에 따라 유의한 차이가 없음을 확인하였다.

선행연구에서 Kim 등(2018)은 노인을 대상으로 한 계단을 오르기 실험에서 로봇 착용 후 순 산소소모량 및 순대사력이 각각 8.6% 와 10.2% 유의하게 감소했다고 보고하였지만[7], 본 연구에서는 에너지 대사의 유의한 감소를 확인하지는 못했다.

WIM을 착용하고 평지 트레드밀을 보행한 경우에는 총 에너지 소비량이 13.1% 감소하였지만, 계단 보행에서는 약 3% 수준의 감소율을 보였다. 이러한 이유는 앞서 언급한 바와 같이 계단 보행을 위한 최적화된 제어 알고리즘을 제공하지 못했고, WIM의 구동 파워가 낮아 계단보행 시 충분한 보조력을 제공하지 못했던 것으로 생각된다. 계단보행은 평지보행에 비해 약 30-40%

의 심폐대사 에너지가 더 필요한 힘든 활동이다[37,38]. 계단 보행을 위해서는 평지보행보다 더 큰 보조력이 필요하지만 우리 연구에서 사용된 WIM의 구동력이 상행계단보행을 효율적으로 수행하기에는 충분하지 못했던 것으로 파악되며, 향후 이러한 점에 대한 구동부 설계 보완이 진행되어야 할 것이다.

5. 결론

본 연구는 초경량 웨어러블 고관절 보조로봇 개발에 따른 보행 효율성을 검증하고자 건강한 젊은 성인 남성 5명을 대상으로 트레드밀과 계단보행 시 로봇착용 유무에 따른 하지 근활성도와 피로도 및 에너지소모도를 분석하였다. 평지 트레드밀 보행에서 WIM 착용 시 TA를 제외한 RF, ST와 GCM의 근피로도 감소 경향을 확인하였으며, 총에너지소비는 13.1% 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 또한 상행계단보행에서 RF를 제외한 ST, TA와 GCM의 근피로도 감소와 에너지대사 감소 경향은 확인하였지만 통계적인 유의성은 없었다. 본 연구결과 통해 WIM의 효율적인 측면과 함께 일부 개선사항을 파악하였으며, 본 연구결과를 기반으로 근피로도 감소와 에너지 대사의 향상을 위한 제어 알고리즘의 개선이 요구된다. 또한 본 연구는 개발 장치의 문제점을 개선하고자 진행된 예비 연구로서 향후에는 대상자 수를 확대하고, 성능, 휴대성 및 편의성 측면의 사용성 평가도 추가적으로 진행할 예정이다.

ACKNOWLEDGEMENT

이 논문은 2022년도 정부(한국로봇산업진흥원)의 재원으로 수요맞춤형 서비스 로봇 개발보급사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2022-05081-3).

REFERENCES

- Bogue, R., (2018), Exoskeletons—a review of industrial applications, *Industrial Robot: An International Journal*, 45(5), 585-590.
- Baltrusch, S., Van Dieën, J., Bruijn, S., Koopman, A., Van Bennekom, C., Houdijk, H., (2019), The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking, *Ergonomics*, 903-916. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1602288>
- von Glinski, A., Yilmaz, E., Mrotzek, S., Marek, E., Jettkant, B., Brinkemper, A., Fisahn, C., Schildhauer, T. A., Gebmann, J., (2019), Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL® for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks, *Journal of Clinical Neuroscience*, 63, 249-255.
- Ali, A., Fontanari, V., Schmoelz, W., Agrawal, S. K., (2021), Systematic review of back-support exoskeletons and soft robotic suits, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 765257.
- Lalitharatne, T. D., Hayashi, Y., Teramoto, K., Kiguchi, K., (2012), A study on effects of muscle fatigue on EMG-based control for human upper-limb power-assist, *Proceedings of the 2012 IEEE 6th International Conference on Information and Automation for Sustainability*, 124-128.
- Lee, H.-J., Lee, S., Chang, W. H., Seo, K., Shim, Y., Choi, B.-O., Ryu, G.-H., Kim, Y.-H., (2017), A wearable hip assist robot can improve gait function and cardiopulmonary metabolic efficiency in elderly adults, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(9), 1549-1557.
- Kim, D.-S., Lee, H.-J., Lee, S.-H., Chang, W. H., Jang, J., Choi, B.-O., Ryu, G.-H., Kim, Y.-H., (2018), A wearable hip-assist robot reduces the cardiopulmonary metabolic energy expenditure during stair ascent in elderly adults: A pilot cross-sectional study, *BMC Geriatrics*, 18(1), 1-8.
- Lee, S.-H., Kim, J., Lim, B., Lee, H.-J., Kim, Y.-H., (2023), Exercise with a wearable hip-assist robot improved physical function and walking efficiency in older adults, *Scientific Reports*, 13(1), 7269.
- Pan, Y.-T., Lamb, Z., Macievich, J., Strausser, K. A., (2018), A vibrotactile feedback device for balance rehabilitation in the EksoGT™ robotic exoskeleton, *Proceedings of the 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 569-576.
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A., Esquenazi, A., (2012), Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study, *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 35(2), 96-101.
- Tefertiller, C., Hays, K., Jones, J., Jayaraman, A., Hartigan, C., Bushnik, T., Forrest, G. F., (2018), Initial outcomes from a multicenter study utilizing the indigo powered exoskeleton in spinal cord injury, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 24(1), 78-85.
- Xiloyannis, M., Alicea, R., Georgarakis, A.-M., Haufe, F. L., Wolf, P., Masia, L., Riener, R., (2021), Soft robotic suits: State of the art, core technologies, and open challenges, *IEEE Transactions on Robotics*, 38(3), 1343-1362.
- Van Dijk, W., Van der Kooij, H., Hekman, E., (2011), A passive exoskeleton with artificial tendons: Design and experimental evaluation, *Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-6.
- Jarrassé, N., Morel, G., (2011), Connecting a human limb to an exoskeleton, *IEEE Transactions on Robotics*, 28(3), 697-709.
- Shi, Y., Dong, W., Lin, W., Gao, Y., (2022), Soft wearable robots: Development status and technical challenges, *Sensors*, 22(19), 7584.

16. Pesenti, M., Antonietti, A., Gandolla, M., Pedrocchi, A., (2021), Towards a functional performance validation standard for industrial low-back exoskeletons: State of the art review, *Sensors*, 21(3), 808.
17. Kim, J., Quinlivan, B. T., Deprey, L.-A., Arumukhom Revi, D., Eckert-Erdheim, A., Murphy, P., Orzel, D., Walsh, C. J., (2022), Reducing the energy cost of walking with low assistance levels through optimized hip flexion assistance from a soft exosuit, *Scientific Reports*, 12(1), 11004.
18. Chen, L., Chen, C., Wang, Z., Ye, X., Liu, Y., Wu, X., (2021), A novel lightweight wearable soft exosuit for reducing the metabolic rate and muscle fatigue, *Biosensors*, 11(7), 215.
19. Lim, B., Choi, B., Roh, C., Hyung, S., Kim, Y.-J., Lee, Y., (2023), Parametric delayed output feedback control for versatile human-exoskeleton interactions during walking and running, *IEEE Robotics and Automation Letters*, 8(8), 4497-4504.
20. Allison, G., Fujiwara, T., (2002), The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity, *Clinical Biomechanics*, 17(6), 464-469.
21. Mitchell, J. H., Blomqvist, G., (1971), Maximal oxygen uptake, *New England Journal of Medicine*, 284(18), 1018-1022.
22. Mtaweh, H., Taira, L., Floh, A. A., Parshuram, C. S., (2018), Indirect calorimetry: History, technology, and application, *Frontiers in Pediatrics*, 6, 257.
23. Giroux, M., Moissenet, F., Dumas, R., (2013), EMG-based validation of musculo-skeletal models for gait analysis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(1), 152-154.
24. Merletti, R., Conte, L. L., Orizio, C., (1991), Indices of muscle fatigue, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 20-33.
25. Elia, M., Livesey, G., (1992), Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods, *Metabolic Control of Eating, Energy Expenditure and the Bioenergetics of Obesity*, 70, 68-131.
26. Mooney, L. M., Rouse, E. J., Herr, H. M., (2014), Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11(1), 1-11.
27. Zhang, J., Fiers, P., Witte, K. A., Jackson, R. W., Poggensee, K. L., Atkeson, C. G., Collins, S. H., (2017), Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking, *Science*, 356(6344), 1280-1284.
28. Ding, Y., Galiana, I., Asbeck, A. T., De Rossi, S. M. M., Bae, J., Santos, T. R. T., De Araujo, V. L., Lee, S., Holt, K. G., Walsh, C., (2016), Biomechanical and physiological evaluation of multi-joint assistance with soft exosuits, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(2), 119-130.
29. Young, A. J., Foss, J., Gannon, H., Ferris, D. P., (2017), Influence of power delivery timing on the energetics and biomechanics of humans wearing a hip exoskeleton, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 5, 4.
30. Jin, S., Iwamoto, N., Hashimoto, K., Yamamoto, M., (2016), Experimental evaluation of energy efficiency for a soft wearable robotic suit, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(8), 1192-1201.
31. Bigland-Ritchie, B., Donovan, E., Roussos, C., (1981), Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts, *Journal of Applied Physiology*, 51(5), 1300-1305.
32. Lowery, M. M., O'Malley, M. J., (2003), Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(9), 1052-1062.
33. Hunter, G. R., McCarthy, J. P., Bamman, M. M., (2004), Effects of resistance training on older adults, *Sports Medicine*, 34, 329-348.
34. Jacquelin Perry, M., (2010), *Gait analysis: Normal and pathological function*, New Jersey: SLACK.
35. Lee, H. D., Park, H., Seongho, B., Kang, T. H., (2020), Development of a soft exosuit system for walking assistance during stair ascent and descent, *International Journal of Control, Automation and Systems*, 18, 2678-2686.
36. Harper, N. G., Wilken, J. M., Neptune, R. R., (2018), Muscle function and coordination of stair ascent, *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(1), 011001.
37. Knaggs, J. D., Larkin, K. A., Manini, T. M., (2011), Metabolic cost of daily activities and effect of mobility impairment in older adults, *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(11), 2118-2123.
38. Cho, K. H., Song, W., Kim, J., Jung, E. J., Jang, J., Im, S. H., Kim, M., (2016), Energy expenditures for activities of daily living in Korean young adults: A preliminary study, *Annals of Rehabilitation Medicine*, 40(4), 725-733.

**Yun Hee Chang**

Ph.D., Principal Researcher, Medical Convergence Research Team, Rehabilitation Engineering Research Institute. Her research interest is biomedical engineering, rehabilitation, and motion analysis.

E-mail: yhchang2@comwel.or.kr

**Jung Sun Kang**

MS, Researcher in Medical Convergence Research Team, Rehabilitation Engineering Research Institute. Her research interest is biomechanics, and motion analysis.

E-mail: js0670@comwel.or.kr

**Bo Ra Jeong**

MS, Researcher in Medical Convergence Research Team, Rehabilitation Engineering Research Institute. Her research interest is medical engineering, rehabilitation, and motion analysis.

E-mail: keongbora77@comwel.or.kr

**Bok Man Lim**

Ph.D., R&D Team Leader at WIRobotics, Seoul, Korea. His research interests include wearable robots, biped locomotion, musculoskeletal dynamics, physical human-robot interaction, and robot motion optimization.

E-mail: bokman.lim@wirobotics.com

**Byung June Choi**

Ph.D., the COO of the WIRobotics Inc, South Korea. His research interests include robotic mechanisms, wearable robots, exoskeleton, soft robotics, human-robot interaction and field applications of robots.

E-mail: bjchoi@wirobotics.com

**Youn Baek Lee**

Ph.D, a Chief Executive Officer at WIRobotics Inc, South Korea. His research interests include wearable robot design, medical/rehabilitation robotics, humanoids, manipulators and physical human-machine interaction.

E-mail: younbaek@wirobotics.com