

Pilot Study - 고관절 각도 및 각속도 기반 기립(Sit-To-Stand) 및 착석(Stand-To-Sit) 근력 지원 웨어러블 로봇 알고리즘 개발

Pilot Study - Development of Sit-To-Stand and Stand-To-Sit Muscle-Assisted Wearable Robot Algorithms in Elderly Patients with Hip Angle and Angular Velocity

이용현¹·최진탁²·신동빈³·지영훈³·장혜연³·한창수³·이연준[†]
Yonghyun Lee¹, Jintak Choi², Dongbin Shin³, Yeonghoon Ji³,
Hyeyeon Jang³, Changsoo Han³, Yeonjoon Lee[†]

Abstract: In the elderly population, sarcopenia occurs due to physical aging, leading to movement restrictions and loss of function. This results in dependence on daily activities and limitations in participation, ultimately decreasing the overall quality of life. In this study, we propose an algorithm designed to enable patients with sarcopenia to perform sit-to-stand and stand-to-sit movements seamlessly in their daily lives. The algorithm incorporates a wearable robot for muscle support and includes algorithms for standing and seated muscle strength support. To validate the algorithm's performance, EMG sensors were attached to the Rectus Femoris and Biceps Femoris muscles. The participants underwent two scenarios: one without wearing the device and one with the device providing muscle strength support, performing sit-to-stand and stand-to-sit motions for one minute in each case. The results showed a 16% increase in the EMG peak value of the Rectus Femoris muscle during standing motion ($p=0.009$). On the right side, there was a roughly 20% decrease ($p=0.018$) during standing and a 21% decrease ($p=0.014$) during sitting motion. In the future, we aim to gather additional data to further refine the algorithm. Our goal is to develop an optimal muscle strength support algorithm based on this data, making it applicable for real-life use by patients with sarcopenia.

Keywords: Weablerobot, Sit-To-Stand, Stand-To-Sit, Sarcopenia, Muscle Strength Support Algorithm

Received : Jul. 31. 2023; Revised : Oct. 13. 2023; Accepted : Nov. 15. 2023

※ This work was supported by the Korea Medical Device Development Fund grant funded by the Korea government (The Ministry of Science and ICT, the Ministry of Trade, Industry and Energy, the Ministry of Health & Welfare, the Ministry of Food and Drug Safety) (Project Number: RS-2020-KD000160)

1. M.S., Department of Applied Artificial Intelligence, Hanyang University, Ansan 15208, Korea (yonghyunlee@hanyang.ac.kr)
2. Ph. D. Candidate, Department of Applied Artificial Intelligence, Hanyang University, Ansan 15208, Korea (jtchoi@hanyang.ac.kr)
3. Research Engineer, Hexar Humancare Co. Ltd., Ansan 15208, Korea (dbshin, yhji, hyjang, cshan@hexarsys.com)

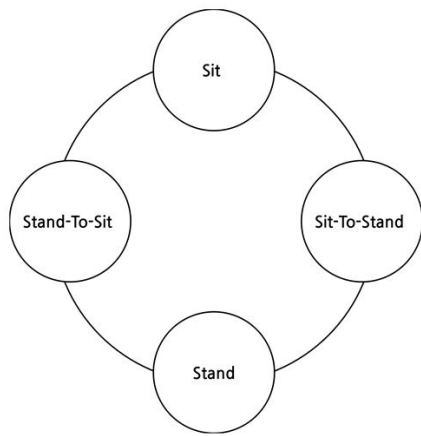
† Associate Professor, Corresponding author: Department of Computer Science, Hanyang University, Ansan 15208, Korea (yeonjoonlee@hanyang.ac.kr)

1. 서 론

2023년 현재, 전 세계의 고령인구는 14억 명으로 추정되며, 이 수치는 2030년까지 계속해서 증가할 것으로 예상된다¹⁾. 고령인구는 신체적 노화로 인한 근감소증이라는 현상을 경험하고 있으며, 이는 골격근 질량의 손실과 근육구조의 변화를 동반한다. 근감소증은 이동의 제한과 기능적/비기능적 장애를 초래하여 일상생활의 의존성과 참여 제한을 야기하며, 이로 인해 삶의 질이 저하된다^{2,3)}.

특히, 하지근감소증은 의자나 침대에서 일어설 때와 같은 일상생활 동작의 어려움과 관련이 있으며, 보행속도의 감소, 균형 능력 저하, 낙상과의 높은 연관성 등이 보고되고 있다^{4,5)}. 노인 근감소증 환자의 독립성 유지를 위해 의자에서 일어날 수 있는 능력은 매우 중요한 요소로 간주되고 있다⁶⁾. 이러한 문제에 대한 연구에서는 근감소증 환자를 대상으로 한 다양한 재활 기술 및 로봇 기술이 개발되어 오고 있다. 예를 들어, Hybrid Assistive Limb (HAL)⁷⁾, Active pelvis orthosis, Knee Assist Device⁸⁾와 같은 웨어러블 로봇이 근력 지원을 통해 근감소증 환자의 일상생활 동작을 돕는 방향으로 연구가 진행되고 있다.

이 연구에서는 특히 고관절 근력 지원을 통해 [Fig. 1]에서 Sit-To-Stand (SITST) 및 Stand-To-Sit (STTSI) 동작 수행 시 근활성도의 감소를 확인하고자 한다. 기립-착석 단계를 고관절 각도 및 각속도 기반 판단 알고리즘과 근력 지원 알고리즘으로 나누어 개발하였으며, 근전도 센서를 활용하여 세 가지 경우(기기 미착용, 기기 착용-근력 미지원, 기기 착용-근력 지원)에서의 근전도 Peak 값을 비교하여 알고리즘의 효과성을 입증한다. 이러한 연구를 통해 근감소증 환자의 기능적 개선 및 일상생활 동작의 향상에 기여할 수 있는 새로운 근력 지원 기술의 가능성을 탐구하고자 한다.



[Fig. 1] State diagram



[Fig. 2] H30A wearable robot

[Table 1] H30A wearable robot spec

Size	Width	485 mm
	Depth	330 mm
	Height	500 mm
Weight	4.5 kg	
Freedom	2 DOF	
Hip joint range of movement (ROM)	-25 deg ~ 100 deg	
Hip joint maximum apply torque	12 Nm	
Available time	2 hours	
Sensor	Encoder motor	

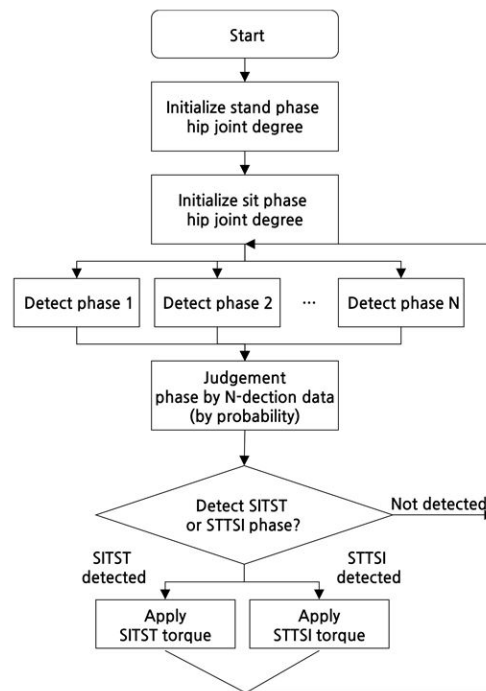
2. H30A : 고관절 근력 지원 웨어러블 로봇

본 연구에서 개발한 근력 지원 시점 판단 및 알고리즘의 효과성에 대한 검증을 위해, (주)핵사후면케어 사의 고관절 근력 지원 웨어러블 로봇 H30A 모델에 해당 알고리즘을 적용하였다. H30A 모델의 세부 사양은 아래의 [Fig. 2], [Table 1]과 같다.

3. SITST, STTSI 근력지원 알고리즘

3.1 알고리즘 개요

본 연구에서는 [Fig. 3]와 같이 고관절(Hip joint) 회전 각도와 각속도를 기반으로 SITST와 STTSI 근력 지원 시점을 판단



[Fig. 3] SITST, STTSI Judgement algorithm overview

하여, 사용자에게 적절한 근력 지원을 수행하는 알고리즘을 제안한다. 자세한 알고리즘에 대한 설명은 아래의 3.1.1-3.1.3에서 다룬다. 알고리즘에 적용된 수식은 각 좌/우측 고관절의 각도 및 각속도에 적용된다.

3.1.1 초기값 설정

로봇 착용 후 전원 인가 시, 모터의 좌/우 각도 값으로 영점(Stand phase 고관절 각도)을 설정한다. 근력 지원 스위치를 누른 후, STTSI 동작 수행 하고 다시 스위치를 누르면 Sit phase의 고관절 각도(θ_{SitHhp})를 측정한다 후 근력 지원 모드가 활성화된다.

3.1.2 Phase 판단 알고리즘

SITST, STTSI Phase에서 Extension Torque를 지원하기 위해서는 4 Phase (Sit, SITST, Stand, STTSI) 판단 기준 정립이 선행되어야 한다. 각 Phase 별로 고관절 각도와 각속도 데이터를 수집한 후, 각 Phase 판단 기준을 정의하였다. 판단 기준에 따라 N번의 Phase 판단 후, 가장 빈도수가 높은 Phase를 그 시점의 Phase로 결정한다.

3.1.2.1 Sit phase

Sit phase의 고관절 각도(θ_{SitHhp})에서 오차율(error)을 반영하여 최소 Sit 각도($\theta_{SitMinHhp}$)와 최대 Sit 각도($\theta_{SitMaxHhp}$)를 (1), (2)의 식을 이용해서 구한다.

$$\theta_{SitMinHhp} = \theta_{SitHhp} - (\theta_{SitHhp} \times error) \quad (1)$$

$$\theta_{SitMaxHhp} = \theta_{SitHhp} + (\theta_{SitHhp} \times error) \quad (2)$$

현재 각도(θ_{Hhp})와 각속도($\dot{\theta}_{Hhp}$)가 (3)과 (4)의 식을 만족하고, 직전 Phase가 STTSI 또는 Sit phase일 때, Sit phase로 판단한다.

$$\theta_{SitMinHhp} \leq \theta_{Hhp} \leq \theta_{SitMaxHhp} \quad (3)$$

$$0 \leq \dot{\theta}_{Hhp} \leq \dot{\theta}_{Error} \quad (4)$$

3.1.2.2 SITST phase 판단

Sit phase-Stand phase 움직임을 삼등분하여 각 시점의 고관절 각도를 측정($\theta_{Hhp,0}$, $\theta_{Hhp,1}$, $\theta_{Hhp,2}$)했을 때, 각도가 Extension 방향으로 증가(식 (5))하고, 각속도($\dot{\theta}_{Hhp}$)가 증가하는 것을 확인하였다(식 (6)).

$$\theta_{Hhp,0} \geq \theta_{Hhp,1} \geq \theta_{Hhp,2} \quad (5)$$

$$\dot{\theta}_{Hhp} > 0 \quad (6)$$

위 조건들을 만족하고, 직전에 판단된 Phase가 SITST phase 또는 Sit phase일 때 SITST phase로 판단한다.

3.1.2.3 Stand phase 판단

Stand phase의 고관절 각도와 속도 오차를($\dot{\theta}_{Error}$)을 반영한다. 각도(θ_{Hhp})와 각속도($\dot{\theta}_{Hhp}$)가 식 (7)과 (8)을 만족하고, 직전 Phase가 SITST phase 또는 Stand phase 일 때 Stand phase로 판단한다.

$$0 \leq \theta_{Hhp} \leq \theta_{Error} \quad (7)$$

$$0 \leq \dot{\theta}_{Hhp} \leq \dot{\theta}_{Error} \quad (8)$$

3.1.2.4 STTSI phase 판단

Stand phase에서 Sit phase까지의 움직임을 삼등분 한 시점의 고관절 각도를 측정($\theta_{Hhp,0}$, $\theta_{Hhp,1}$, $\theta_{Hhp,2}$)했을 때, 각도와 각속도($\dot{\theta}_{Hhp}$)가 Flexion 방향으로 증가하는 것을 확인했다(식 (9)-(10)). 위 조건들을 만족하고, 직전 Phase가 Sit 또는 STTSI phase일 때 STTSI phase로 판단한다.

$$\theta_{Hhp,0} \leq \theta_{Hhp,1} \leq \theta_{Hhp,2} \quad (9)$$

$$\dot{\theta}_{Hhp} < 0 \quad (10)$$

3.1.3 SITST, STTSI 근력 지원 알고리즘

SITST Phase 초기 때, 상체의 움직임은 앞으로 기울어지면 서 무게 중심 또한 앞으로 움직이게 된다. 이때 무게중심은 양발의 support area에 위치하게 되며, 일어서는 동작을 수행하게 된다. 일어서는 동작에서는 Extension 움직임을 나타내며, 고관절의 각도 변화는 Stand phase인 영점 각도(0도)로 수렴해 나간다. 고관절의 Extension 움직임을 돕고자 다음과 같이 Extension torque (u_{SITST})를 지원해준다.

$$u_{SITST} = -K_P(\theta_{Hhp} - \theta_d) \quad (11)$$

K_P 는 실험 환경에서 도출한 Extension torque의 계수이며, θ_{Hhp} 는 고관절의 실제 각도, θ_d 는 고관절의 목표 각도인 영점을 나타낸다.

STTSI Phase 에서 고관절의 각도 움직임은 영점(0도)에서 Flexion motion을 나타낸다. 앉는 동작에서는 초반에 두 다리에서 신체의 무게를 지지하다가 무게 중심이 양발의 support area를 벗어나게 되면서 엉덩이 방향으로 중력이 작용하게 되어 앉는 동작을 수행하게 된다. 이때 낙상의 위험성이 높게 되기 때문에 댐핑 효과를 주고자 Extension torque를 지원해준다.

있는 동작에서의 Extension torque (u_{STTSI})는 다음과 같다.

$$u_{STTSI} = -K_D(\dot{\theta}_{Hip} - \dot{\theta}_d) \quad (12)$$

K_D 는 실험 환경에서 도출한 Extension torque의 계수이며, $\dot{\theta}_{Hip}$ 는 고관절의 실제 각속도, $\dot{\theta}_d$ 는 고관절의 목표 각속도를 나타낸다.

4. 실험 및 결과

4.1 실험 개요

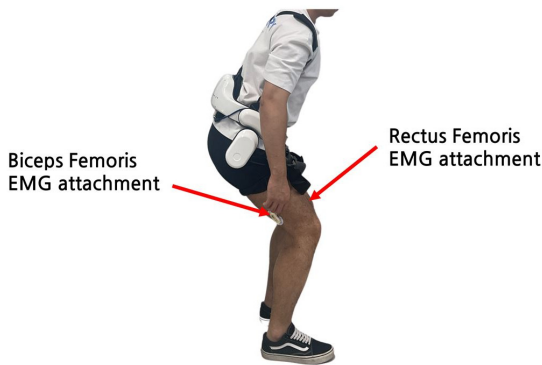
본 연구에서 제안한 SITST, STTSI 근력 지원 알고리즘이 실험자가 각 동작을 수행할 때 근력 지원이 되는지 비교하기 위해, 근전도 센서를 실험자의 대퇴직근(Rectus femoris)^[9]와 대퇴이두근(Biceps Femoris)^[10]에 부착하였다.

4.2 실험 환경

실험에 사용된 의자는 등받이가 없는 형태며, 실험자가 앉았을 때 무릎 각도가 90°에 최대한 가깝도록 의자 높이(53 cm)를 설정하였다. 로봇의 동작 주기는 20 bpm으로 설정하였으며, 각 beat에 맞춰 SITST, STTSI 동작을 수행하였다. 근력 지원력을 측정하기 위해 ANR 사의 Muscle sense model M40 근전도(EMG) 센서를 사용하였다. 센서 [Fig. 4]과 같이 수직 대상 동작에 해당하는 근육 위치에 부착하였다.

4.3 실험 대상자

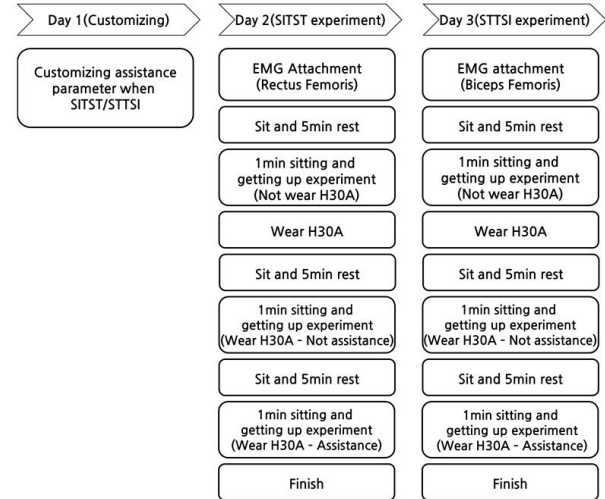
Pilot study의 일환으로 실험 대상자는 1명으로 선정하였다. 대상자의 정보는 아래 [Table 2]와 같다.



[Fig. 4] EMG sensor attachment area

[Table 2] Subject

Category	Value
Height	173 cm
Weight	74.5 kg
Leg length (Hip joint-Foot)	92 cm



[Fig. 5] Test protocol

4.4 실험 과정

[Fig. 5]와 같이 총 3일에 나뉘서 실험을 진행하였다. Day 1에는 SITST, STTSI 근력지원과 관련된 변수를 사용자화 했다. Day 2에는 SITST 근력 지원 실험을 진행하였고, Day 3에는 STTSI 근력 지원 실험을 진행하였다. 실험에 사용된 운동은 1분 앉았다 일어나기 동작이다. 수행하는 동안의 근전도를 측정하였다. 실험 케이스는 기기 미착용, 기기 착용-근력 미지원, 기기 착용-근력 세 가지 경우로 나누어 진행하였다. 각 실험 사이에는 근피로도 감소를 위해 5분간 휴식을 진행하였다^[11].

4.5 실험 결과

SITST, STTSI 동작을 수행할 때 기기 미착용, 기기 착용 - 근력 미지원, 기기 착용 - 근력 지원 세 가지 경우에 대한 근전도 Peak 값을 비교해 보았다. 실험 결과는 Paired t-test를 이용하여 유의수준 0.05 이하의 데이터를 비교해보았다([Table 3]-[Table 6] 참고). 통계적으로 유의미한 실험 결과는 [Fig. 6], [Fig. 7]에 표현한 그래프와 같이 나타났다.

Sit-To-Stand (SITST) 동작에서 우측 Rectus Femoris의 근전도 Peak 평균값은 기기 미착용(121.5 mV), 기기 착용 - 근력 지원(96 mV)으로 약 20% (p=0.018) 감소를 보였다. 좌측 Rectus Femoris의 평균 근전도 Peak 값은 기기 미착용(105 mV), 기기

[Table 3] Sit-To-Stand (SITST) Left Rectus Femoris EMG Peak Paired t-test p-value

	Not wearing robot suit	Wearing robot suit-Not muscular support	Wearing robot suit-muscular support
Not wearing robot suit	1	0.001	0.009
Wearing robot suit-Not muscular support	0.001	1	0.171
Wearing robot suit-muscular support	0.009	0.171	1

[Table 4] Sit-To-Stand (SITST) Right Rectus Femoris EMG Peak Paired t-test p-value

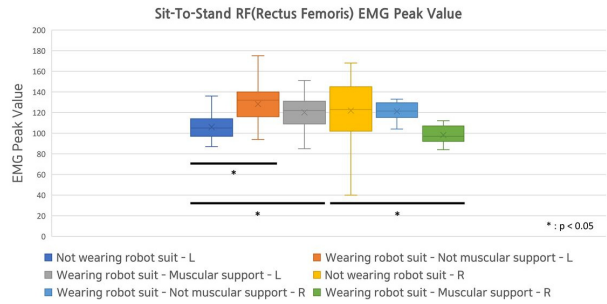
	Not wearing robot suit	Wearing robot suit-Not muscular support	Wearing robot suit-muscular support
Not wearing robot suit	1	0.518	0.018
Wearing robot suit-Not muscular support	0.518	1	0.088
Wearing robot suit-muscular support	0.018	0.088	1

[Table 5] Stand-To-Sit (STTSI) Left BF (Biceps Femoris) EMG Peak Paired t-test p-value

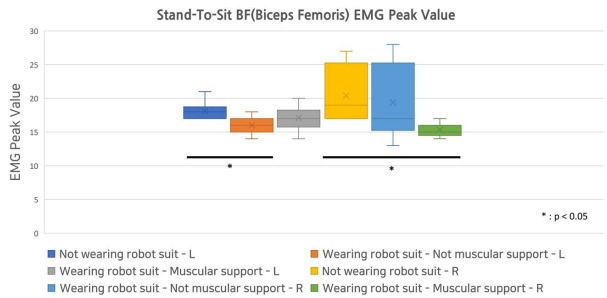
	Not wearing robot suit	Wearing robot suit-Not muscular support	Wearing robot suit-muscular support
Not wearing robot suit	1	0.029	0.175
Wearing robot suit-Not muscular support	0.029	1	0.061
Wearing robot suit-muscular support	0.175	0.061	1

[Table 6] Stand-To-Sit (STTSI) Right BF (Biceps Femoris) EMG Peak Paired t-test p-value

	Not wearing robot suit	Wearing robot suit-Not muscular support	Wearing robot suit-muscular support
Not wearing robot suit	1	0.922	0.014
Wearing robot suit-Not muscular support	0.922	1	0.072
Wearing robot suit-muscular support	0.014	0.072	1



[Fig. 6] Sit-To-Stand (SITST) Rectus Femoris EMG Peak



[Fig. 7] Stand-To-Sit (STTSI) BF (Biceps Femoris) EMG Peak

착용 - 근력 지원(122 mV)로 약 16% (p=0.009) 상승을 보였다. 기기 착용 - 근력 미지원(132 mV)에 비교했을 때 약 8% 감소한 것을 보아 이는 기기의 무게, 발의 초기 위치^[12] 등 복합적인 요인이 반영되어 상승된 것으로 보인다. Stand-To-Sit (STTSI) 동작에서 우측 햄스트링의 근전도 Peak 평균값은 기기 미착용 (19 mV), 기기 착용 - 근력 지원(15 mV)로 약 21% (p=0.014) 감소를 보였다.

4.6 고찰

본 연구에서는 고관절 회전각과 각속도를 이용하여 SITST, STTSI Phase 판단 알고리즘과 각 Phase 별 고관절 Extension torque 지원 알고리즘을 제시하였다.

1차 함수의 Extension torque 지원 알고리즘을 사용했을 때, 기립 및 착석 초기에는 지원력이 강하게 적용되었지만, 기립 및 착석 종료 시점으로 가까워질수록 지원력이 떨어지는 현상을 발견하였다. 또한 착석 시에는 저항감을 유발하여 착석에 방해 요소로 작용하는 현상을 발견하였다. 추후 고차함수의 형태로 Extension torque 지원 알고리즘을 구성하여 위의 현상들을 해결하고자 한다.

실험 대상자 1명 대상으로 SITST, STTSI 동작을 수행할 때 좌측 및 우측 다리 중 하나의 다리에서만 근력 지원 시 근활성도 Peak 값이 줄어드는 현상을 발견하였다. 이는 동작 수행 시 초기 발 위치에 따른 무게중심의 변화, 좌/우 주동근 발달 차이

와 같은 환경적 요인이 작용한 것으로 생각된다^[12,13]. 후속 연구 진행 시에는 해당 요인들을 고려하여 실험 환경을 구축하고자 한다. 또한 실험 대상자의 수를 늘려서, 알고리즘의 효과성에 대해 추가적인 검증이 필요하다.

5. 결 론

본 연구에서는 고관절 회전각과 각속도를 이용하여 SITST, STTSI Phase 판단 알고리즘과 각 Phase 별 고관절 Extension torque 지원 알고리즘을 제시하였다. 해당 알고리즘을 적용했을 때, 동작 수행 중 근전도 Peak 값이 평균적으로 감소하는 것을 검증하였다.

References

- [1] di E. De L. d'Alessandro, S. Bonacci, and G. Giraldi, "Aging populations: the health and quality of life of the elderly," *La Clinica terapeutica*, vol. 162, no. 1, pp. e13-e18, 2011, [Online], http://www.seu-roma.it/riviste/clinica_terapeutica/apps/autos.php?id=845.
- [2] Y. H. Chang, G. S. Kim, J. S. Kang, and B. R. Jeong, "Analysis of the features of trunk and CoM while sit-to-stand motion in an elderly with sarcopenia: Case study," *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology*, vol. 13, no.1, pp. 85-91, Feb., 2019, DOI: 10.21288/resko.2019.13.1.85.
- [3] E. T. Yümin, T. T. Şimşek, M. Sertel, A. Öztürk, and M. Yümin, "The effect of functional mobility and balance on health-related quality of life (HRQoL) among elderly people living at home and those living in nursing home," *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 52, no. 3, pp. e180-e184, 2010, May-Jun., DOI: 10.1016/j.archger.2010.10.027.
- [4] N. B. Alexander, A. B. Schultz, and D. N. Warwick, "Rising From a Chair: Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics," *Journal of Gerontology*, vol. 46, no. 3, pp. M91-M98, May, 1991, DOI:10.1093/geronj/46.3.M91.
- [5] L. Wolfson, J. Judge, R. Whipple, and M. King, "Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls," *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 50, pp. 64-67, Nov., 1995, DOI: 10.1093/gerona/50A.Special_Issue.64.
- [6] P. J. Millington, B. M. Myklebust, and G. M. Shambes, "Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 73, no. 7, pp. 609-617, Jul., 1992, [Online], <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1622314/>.
- [7] A. Kapsalyamov, P. K. Jamwal, S. Hussain, and M. H. Ghayesh, "State of the Art Lower Limb Robotic Exoskeletons for Elderly Assistance," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 95075-95086, Jul., 2019, DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2928010.
- [8] B. Choi, Y. Lee, J. Lee, M. Lee, B. Lim, Y. J. Park, K. Kim, Y.-J. Kim, and Y. Shim, "Development of Adjustable Knee Assist Device for Wearable Robot based on Linkage and Rolling Joint," *2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Macau, China, pp. 4043-4050, 2019, DOI: 10.1109/IROS40897.2019.8967826.
- [9] T. Nashrulloh, V. Biben, F. A. Santi, R. G.Z., M. A. Moeliono, D. H. B. Wicaksono, N. el Hasnaoui, "Pattern of Muscle Activation During Sit to Stand Task in Feet Forward with 80 Knee Flexion using Surface EMG," *11th National Congress and the 18th Annual Scientific Meeting of Indonesian Physical Medicine and Rehabilitation Association*, Jakarta, Indonesia, pp. 82-87, 2019, DOI: 10.5220/0009064000820087.
- [10] S. Bhardwaj, A. A. Khan, and M. Muzammil, "Lower limb rehabilitation using multimodal measurement of sit-to-stand and stand-to-sit task," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 16, no. 5, pp. 438-445, 2021, DOI: 10.1080/17483107.2019.1629701.
- [11] M.-S. Lee and T.-Y. Kim, "Spectral Electromyographic Fatigue Analysis of Back muscles in Healthy Adult Men and Women During Sorensen Test," *KAUTPT*, vol. 5, no. 3, 1998, [Online], <https://kmbase.medic.or.kr/Fulltext/06083/1998-5-3/63-71.pdf>.
- [12] D. Brunt, B. Greenberg, S. Wankadia, M. A. Trimble, and O. Shechtman, "The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, no. 7, pp. 924-929, Jul., 2002, DOI: 10.1053/apmr.2002.3324.
- [13] S.-M. Kim, "The Analysis of Movement time and Ground Reaction Force during Sit to Stand Task in Healthy," *Journal of the Korean Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association*, vol. 9, no. 1, pp. 31-38, 2011, [Online], <https://www.pnfjournal.or.kr/journal/view.html?uid=107&vmd=Full>.



이용현

2019~2023 한양대학교 ERICA 컴퓨터학부
학사 학위
2023~현재 한양대학교 인공지능융합학과
석사과정

관심분야: 외골격 로봇, 소프트웨어 개발, 재활



장혜연

2016 한양대학교 기계공학과 박사학위
2018~현재 한국재활로봇학회 산학이사
2018~현재 (주)헥사휴먼케어 연구소장/
책임연구원

관심분야: 착용형 로봇(Wearable Robot), 보행재활로봇
(Rehabilitation Robot)



최진탁

2007~2016 LG전자 선임연구원
2018~2021 성균관대학교 정보통신대학원
빅데이터학과 졸업
2021~2023 한양대학교 인공지능융합학과
박사수료

관심분야: 리얼타임, 시계열 인공지능 알고리즘



한창수

1986~1989 텍사스 대학 -오스틴 로봇공학
박사
1990~2020 한양대학교 기계공학과, 로봇
공학과 교수
2016~현재 (주)헥사휴먼케어 대표이사

관심분야: 착용형 로봇(Wearable Robot), 보행재활로봇(Rehabilitation
Robot)



신동빈

2017~2022 한양대학교 메카트로닉스공학과
박사 학위
2022~2022 한양대학교 ERICA 박사후연구원
2023~현재 (주)헥사휴먼케어 전임 연구원

관심분야: 재활용 외골격 로봇, 인공지능



이연준

2004~2012 한양대학교 미디어통신공학
학사 학위
2012~2019 인디애나대학교 블루밍턴
정보보안 박사학위
2019~현재 한양대학교 컴퓨터학부 조교수

관심분야: 컴퓨터 보안, 인터넷 보안, 유무선 통신 보안



지영훈

2007~2012 충남대학교 물리학과 졸업
2012~2020 한양대학교 메카트로닉스공학과
박사 졸업
2019~현재 (주)헥사휴먼케어 선임연구원

관심분야: 재활 치료용 외골격 로봇, 보행 보조 및 재활 알고리즘, 팔
움직임 보조 및 재활 알고리즘