

# 착용형 센서를 이용한 보행 뒤꿈치 궤적 분석 방법

김희찬\* · 최현진\*\*

Heel Trajectory Analysis Method of Walking using a Wearable Sensor

Hee-Chan Kim\* · Hyun-Jin Choi\*\*

요 약

보행은 특정 단계를 반복하는 주기적인 동작으로 사람의 기본 이동방법이다. 보행 분석을 통해 여러 가지 근골격계의 건강상태를 판별할 수 있다. 본 연구에서는 공간의 제약 없이 보행 분석을 할 수 있는 착용형 센서 시스템을 제안한다. 거리를 측정하는 ToF( Time-of-Flight) 센서와 기울기를 측정하는 IMU( Inertial Measurement Unit) 센서로 보행 중의 뒤꿈치 궤적을 도출한다. 낙상의 위험이 있는 이상보행을 할 때의 뒤꿈치 궤적의 변화 양상을 분석하여 보행을 평가한다.

ABSTRACT

Walking is a periodic motion that contains specific phases and is a basic movement method for humans. Through gait analysis, various musculoskeletal health conditions can be identified. In this study, we propose a calf wearable sensor system that can perform gait analysis without space limitations. Using a ToF( Time-of-Flight) sensor that measures distance and an IMU( Inertial Measurement Unit) sensor that measures inclination the heel trajectory of walking was derived by proposed method. In case of abnormal gait with risk of fall, gait is evaluated by analyzing the change pattern of the heel trajectory.

키워드

Gait Analysis, Wearable Sensors, Healthcare, Foot Clearance  
보행 분석, 착용형 센서, 헬스케어, 발 떼기

## 1. 서 론

두 다리로 걷는 보행은 근골격계와 뇌신경계의 다양한 유기작용으로 인하여 생성된다. 체중을 지지하며 넘어지지 않고 걷기 위해서는 충분한 근력과 올바른 자세가 필요하다. 이러한 이유로 보행은 여러 근신경계 질환을 분석하는 데에 쓰이기도 한다. 대표적인 보행분석은 힘판과 3차원 마커를 이용한 동작분석 장치를

사용하는 방식이다[1]. 이러한 방식은 특수 카메라와 힘판이 설치된 제한된 공간에서만 측정할 수 있다는 점과, 다수의 마커를 몸의 각 부위에 부착해야 하는 단점이 존재한다. 2D 카메라의 영상분석을 이용한 자세 측정 방법들도 카메라의 촬영범위 안에서만 측정할 수 있다는 한계가 있다[2].

3차원 동작분석 장치나 영상기반의 분석장치의 공간적 제약을 극복하기 위해 다양한 웨어러블 장치를

\* 상명대학교 전자정보시스템공학과 (khc1358@gmail.com)

\*\* 교신저자 : 상명대학교 휴먼지능로봇공학과

• 접수 일 : 2023. 06. 27

• 수정완료일 : 2023. 07. 20

• 게재확정일 : 2023. 08. 17

• Received : Jun. 27, 2023, Revised : Jul. 20, 2023, Accepted : Aug. 17, 2023

• Corresponding Author : Hyun-Jin Choi

Dept. of Human Intelligence and Robot Engineering, Sangmyung University

Email : hyunjin@smu.ac.kr

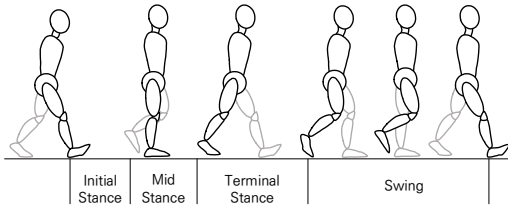


그림 1. 보행 단계  
Fig. 1 Gait phases

활용한 방법들이 제안되었다. 여러 개의 IMU(inertial measurement unit) 센서를 부착하여 각 관절의 기울기를 측정할 수 있으며[3, 4], 이를 기반으로 3차원 동작분석과 같은 근골격계 시뮬레이션을 IMU 센서를 사용하여 수행할 수 있게 되었다[5]. 또한 동작을 측정하기 위해 옷과 같이 입을 수 있는 유연 센서들[6,7]도 개발되고 있다.

Park 외 3인은 특정 신발에 부착된 UWB(Ultra Wide Band) 센서에서 측정된 거리를 토대로 센서 간의 거리를 추정하는 삼각측량법으로 사용자의 보폭, Foot clearance(발 떼기), 발의 진행 각도를 측정하였다[8]. Jacob 외 2인은 낙상의 여러 원인 중 하나인 MTC(Minimum Toe Clearance)를 측정하기 위해 신발의 발가락 부근과 뒤꿈치에 Time-of-Flight(ToF) 센서를 탑재한 웨어러블 시스템을 제안하였다[9]. 그러나 위와 같이 센서가 부착된 특정 신발을 착용하는 방식은 해당 신발 사이즈에 맞는 실험자들만 구성된다는 단점이 있고, 여러 사람에게 동일한 신발을 사용할 경우의 위생문제, 지속적인 지면과의 충돌로 인한 내구성 문제가 발생 될 수 있다.

헬스케어 산업이 크게 성장하면서 관련한 장치들과 데이터 분석 방법 등이 활발히 제안되고 있다[10, 11]. 이러한 연구들은 개인이 일상에서 활용할 수 있도록 간단하고 사용이 쉬운 방향으로 발전하고 있다. 본 연구에서는 밴드 형태로 종아리에 착용할 수 있는 간단한 장치를 제안한다. 거리를 측정할 수 있는 ToF 센서와 IMU 센서를 사용하여 보행 중 뒤꿈치 궤적을 도출하는 방법을 소개한다. 정상보행의 경우와 낙상의 위험이 큰 이상보행의 경우에 대해 측정값을 분석하여 뒤꿈치 궤적의 특징을 확인하였다.

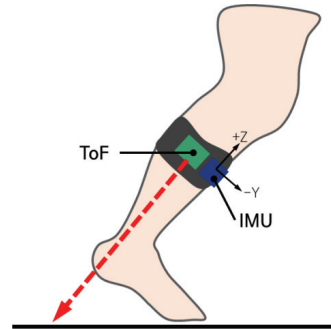


그림 2. 종아리 착용형 센서  
Fig. 2 Calf wearable sensor

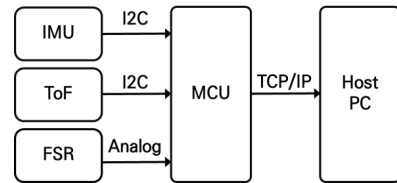


그림 3. 시스템 구성  
Fig. 3 System configuration

## II. 종아리 착용형 센서 시스템

### 2.1 보행 단계

보행은 일정한 단계를 가지고 반복되는 주기적인 동작이다. 보행 단계를 구분하는 여러 방법들이 사용되고 있는데, 가장 단순한 구분 방법은 한쪽 다리 기준으로 발이 지면에 닿아있는 Stance Phase(입각기)와 발이 지면에서 떨어져 있는 Swing Phase(유각기)로 구분할 수 있다. Stance phase와 Swing phase의 하위 단계를 더 세분화 해서 구분하기도 한다. 그림 1은 보행 단계를 네 단계로 구분한 경우를 나타낸다. 뒤꿈치가 지면에 닿는 시점부터 발바닥 전체가 지면에 닿게 되는 Initial Stance(초기 입각기), 발바닥 전체를 지면에 닿은 채로 반대편 다리를 앞으로 보내는 Mid Stance(중기 입각기), 뒤꿈치부터 떼기 시작하는 Terminal Stance(말기 입각기)로 Stance 단계를 구분하고, 마지막으로 Swing phase를 포함한다.

착용형으로 보행을 분석하는 시스템들은 주로 보행 중의 다리 관절 각도를 측정하거나, 발바닥의 지면 접촉 여부를 측정하여 보행단계를 구분한다. 보행 안정

성의 지표로 사용될 수 있는 발 궤적 높이 측정은 3차원 동작분석을 사용하거나 신발 바닥부에 직접 거리측정 센서를 부착하여 사용한다. 본 연구에서는 지속적인 충격이 가해지는 발바닥부가 아닌 종아리부에 거리센서와 기울기센서를 사용한 보행분석 방법을 제안한다. 그림1에서와 같이 종아리부는 구부러지거나 길이가 변하지 않는 하나의 막대라고 가정할 수 있으므로 종아리 측면부에서 지면까지의 거리를 측정하면 발과 지면까지의 거리도 측정할 수 있다.

### 2.2 시스템 구성 및 데이터 획득

제안하는 착용형 시스템은 그림2와 같이 종아리 측면부에 밴드 형태로 구성된다. 거리측정을 위해 종아리 측면에서 지면 방향으로 ToF센서(VL53L1X)를 부착하였다. ToF 센서는 모든 보행 단계 구간에서 지면과의 사이에 간섭을 받지 않아야 하기 때문에 뒷면 뒤꿈치 방향이 아닌 측면에 설치하였다. 발목관절의 영향을 최소화 하기 위해 무릎관절과 발목관절에 평행하도록 착용하였다. IMU 센서(MPU-9250)는 -y방향에 신체 정면을 향하도록 부착하여 정강이가 앞으로 기울어진 경우를 x축의 +회전으로 측정할 수 있도록 하였다. 부착된 IMU 센서는 종아리부의 3차원 기울기를 측정할 수 있다.

그림3은 시스템 구성과 데이터 흐름을 나타낸다. 기울기 측정과 거리 측정만 가능하면 어떤 방식의 시스템 구성을 사용해도 무관하나 본 연구에서는 각 센서모듈의 데이터획득을 담당하는 MCU를 별도로 두고 획득된 데이터의 저장과 분석은 Host PC에서 진행하였다. IMU 센서와 ToF 센서는 모듈 형태로 I2C 통신규격을 사용하였고, 보행단계의 검증을 위한 지면 반력 측정용 FSR(Force Sensitive Register) 센서도 함께 사용하였다. 데이터는 100Hz 주기로 획득하여 저장되었다.

## III. 보행 패턴 분석

### 3.1 보행 실험

제안하는 시스템을 착용하고 직선의 평지를 느린 걸음으로 보행하였다. 그림4는 측정된 보행 데이터의 일부이다. 먼저 IMU는 3축의 종아리 기울기를 모두

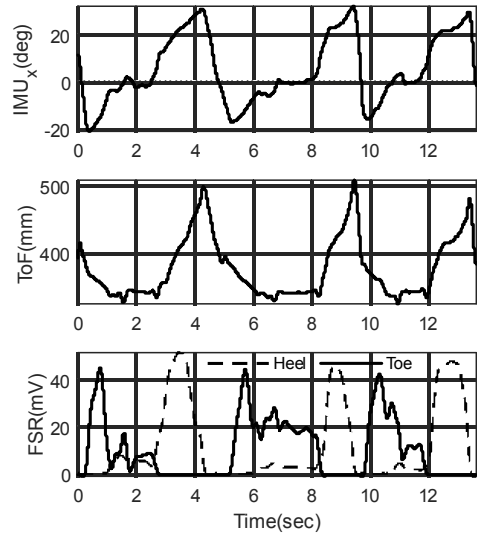


그림 4. 보행 측정  
Fig. 4 Gait measurement

표 1. FSR 센서의 보행 단계 구분  
Table 1. Gait phase classification of FSRs

Swing	Initial Stance	Mid Stance	Terminal Stance

측정할 수 있지만, 보행 방향의 시상면(Sagittal plane)에 대한 기울기가 가장 중요하기 때문에 roll 방향인 x축 기울기를 추출하였다. 두 번째 플롯은 ToF로 측정된 종아리 측면에서 지면까지의 거리를 mm 단위로 나타낸 것이다. 차트 자세에서 서 있을 때의 ToF 측정값을 h\_calf이라고 하면, 이 실험에서는 324mm로 측정되었다. 마지막은 제안하는 시스템의 결과를 보행 단계에 따라 구분하기 위해 추가적으로 발바닥에 부착한 FSR 센서 측정 데이터이다. 발바닥에 뒤꿈치와 발가락부에 FSR 센서를 부착하여 지면 접촉 여부를 확인할 수 있다.

### 3.2 보행 패턴 구분

발바닥은 지면과 맞닿아 체중을 지지하고 몸을 앞

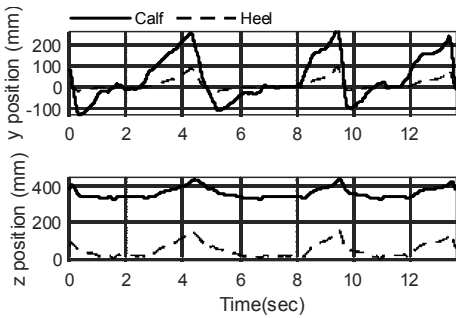


그림 5. 보행 중 종아리와 뒤꿈치 좌표  
Fig. 5 Calf and heel position during walking

으로 이동시키는 보행동작을 가능하게 한다. 보행하면서 발뒤꿈치에서 발바닥 측면을 지나 발가락 관절까지 체중의 압력중심점이 이동한다. FSR 센서는 누르는 압력에 의해 값이 변하는 가변저항이므로, 체중이 가장 많이 가해지는 발 골격부 하단에 위치시켜 지면 접촉 여부를 판단하게 하였다. FSR 센서값이 일정값 이상일 때를 눌림 상태로 판단하고, 두 개의 센서의 눌림여부로 표1과 같이 보행단계를 네 단계로 구분할 수 있다.

#### IV. 뒤꿈치 궤적 분석

##### 4.1 뒤꿈치 궤적 계산

보행 중 발의 높이가 충분히 높지 않으면 계단이나 장애물을 만났을 때 발이 걸릴 수 있으며 낙상의 위험이 커진다. 종아리 센서를 사용하여 발뒤꿈치의 궤적을 추정하기 위해서는 발뒤꿈치의 좌표를 도출해야 한다.

종아리 센서에서 측정된 거릿값을  $D_{calf}$ , 종아리 센서에서 발뒤꿈치 까지의 거리를  $h_{calf}$ 라 하고 차렷 상태에서 몸의 정면방향으로 기울어질 때의 시상면 각도를  $\theta_x$ 라 하면, 발뒤꿈치의 좌표 ( $Heel_y, Heel_z$ )는 식 (1), (2)와 같이 구할 수 있다.

$$Heel_y = (D_{calf} - h_{calf})\cos(\pi/2 - \theta_x) \quad \dots (1)$$

$$Heel_z = (D_{calf} - h_{calf})\sin(\pi/2 - \theta_x) \quad \dots (2)$$

이때 좌표의 원점은 ToF 센서가 측정하는 지면 지점이다. 그림5는 그림4의 보행 중 종아리밴드(Calf) 상의 ToF센서 위치와 식(1)과 (2)로 계산된 발뒤꿈치

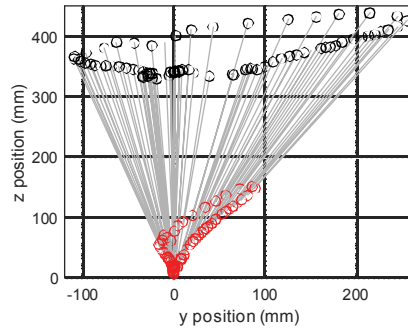


그림 6. 보행 중 뒤꿈치 궤적  
Fig. 6 Heel trajectory during walking

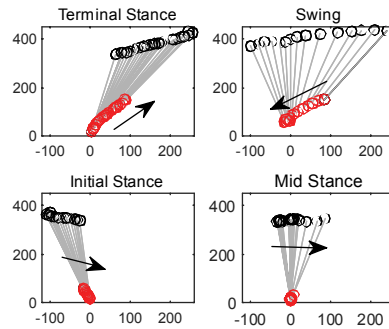


그림 7. 각 보행단계의 뒤꿈치 궤적  
Fig. 7 Heel trajectory of each gait phase

(Heel) 위치의 좌표의 변화를 나타낸 것이다. z position은 발의 높이와 관계가 깊으며 y position은 지면과의 상대 위치이기 때문에 종아리 기울기의 영향을 많이 받는다.

그림6은 y position과 z position의 trace를 한 주기에 대해 2차원 평면상에 나타낸 것이다. 빨간 원은 발뒤꿈치의 궤적을 나타내며, 검정 원은 종아리 센서의 궤적을 나타낸다. 실제 발 궤적은 Swing 구간에서 앞쪽으로 보폭만큼 이동한다. 보폭을 도출하기 위해서는 허벅지의 길이와 기울기, 반대편 다리의 각 분절 길이와 기울기 정보가 필요하다. 따라서 제안된 시스템은 보폭의 정보를 알 수 없기 때문에 y position은 상대 위치로 0점에서 양의 값과 음의 값을 갖도록 변한다. 따라서 궤적은 하나의 폐곡선 형태로 그려지게 된다. 3.2절에서 구한 보행 단계에 따라 그림6의 결과를 구분하여 보면 그림7과 같다. Terminal Stance는 발바

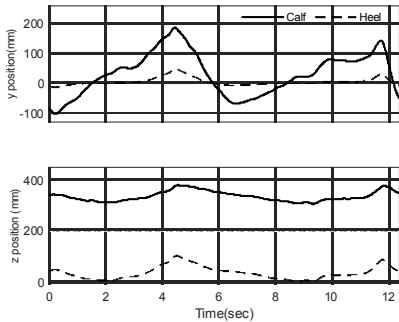


그림 8. 이상보행의 종아리와 뒤꿈치 좌표  
Fig. 8 Calf and heel position of abnormal gait

다 이 지면에 닿아있는 상태에서 뒤꿈치를 들며 무릎을 들어 올리는 단계이다. Swing 단계에서는 다리를 앞으로 보내면서 종아리 기울기의 방향이 바뀐다. Initial Stance 단계에서는 뒤꿈치 끝이 땅에 닿고 발바닥이 차례로 닿는다. Mid Stance 단계에서는 뒤꿈치를 중심으로 체중 이동을 하며 종아리 기울기의 방향이 다시 앞쪽으로 바뀐다.

#### 4.2 이상보행 비교

파킨슨병이나 근력저하, 강직 등과 같은 이유로 보폭이 좁아지거나 보행 중의 발 높이가 낮아질 수 있다. 이러한 이상보행의 경우 발뒤꿈치 궤적의 변화 양상을 모방보행 실험으로 확인했다. 좁은 보폭으로 고관절과 무릎관절을 조금만 구부리는 보행을 하며 그때의 데이터를 획득했다. 획득한 데이터로 그림8과 같이 궤적의 y 값과 z 값을 그렸다. 그림 5와 비교했을 때 변화의 범위가 작은 것을 확인할 수 있다.

2차원 평면상에 나타내 한 주기의 궤적을 그림9에 나타내었다. 각 보행단계별 궤적의 경향성은 그림7과 같다. 정상보행과 이상보행의 뒤꿈치 궤적을 비교하기 위해 그림10에서 두 궤적을 함께 그렸다. 회색 궤적은 정상보행의 종아리센서 궤적이고, 분홍색은 정상보행의 뒤꿈치궤적, 검정은 이상보행의 종아리센서 궤적, 빨강은 이상보행의 뒤꿈치센서 궤적이다. 정상보행의 궤적이 이상보행보다 y 방향과 z 방향에서 모두 큰 값을 나타냈다. 특히 빨강색으로 표현된 이상보행에서의 뒤꿈치 높이가 50mm 이상 낮아진 것을 확인할 수 있다.

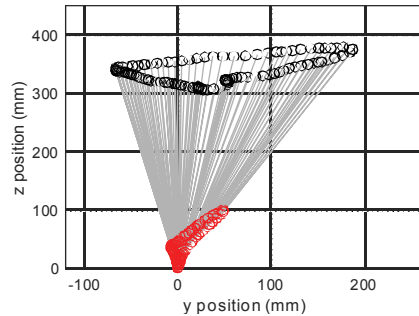


그림 9. 이상보행의 뒤꿈치 궤적  
Fig. 9 Heel trajectory of abnormal gait

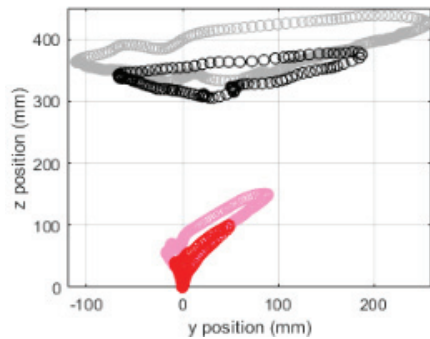


그림 10. 뒤꿈치 궤적 비교  
Fig. 10 Comparison of heel trajectories

### V. 결론

본 연구에서는 종아리에 착용하는 밴드 형태의 센서 시스템을 제안했다. ToF센서로 종아리 측면부에서 지면까지의 거리를 측정하고, IMU센서로 종아리의 절대각도를 측정했다. 측정된 데이터는 뒤꿈치의 위치를 추정하는 데에 사용되었다. 뒤꿈치 위치 중 최대 높이는 보행 중 발 걸림과 같은 낙상위험과 관계된다.

실험 결과는 FSR을 사용하여 보행 단계를 구분하고, 보행 단계별 결과의 특징을 확인하였다. 제안하는 시스템은 종아리의 각도만 측정하기 때문에 고관절 각도와 반대편 다리의 정보가 없어 공간상의 발의 이동거리를 측정하기는 어렵지만 발의 높이와 발 궤적의 경향성을 비교할 수 있었다. 다양한 신장의 대상자에 대해 검증하고 다수의 실험 결과를 측정하면 FSR 센서 없이도 보행 단계와 보행 주기를 측정할 수 있

을 것으로 기대된다. 밴드 형태로 간편하게 착용하고 사용할 수 있어서 개인 운동 및 건강관리 장치 등에 활용될 수 있을 것으로 예상된다.

감사의 글

이 성과는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2021R1F1A1062499).

References

[1] S. Mihradi, T. Dirgantara, and A. I. Mahyuddin, "Development of an optical motion-capture system for 3D gait analysis," *IEEE 2nd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering*, Bandung, Indonesia, 2011, pp. 391-394.

[2] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, and J. A. Noah, "Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis," *Journal of medical engineering & technology*, vol. 38, no. 5, 2014, pp. 274-280.

[3] B. Fan, Q. Li, T. Tan, P. Kang, and P. B. Shull, "Effects of IMU Sensor-to-Segment Misalignment and Orientation Error on 3-D Knee Joint Angle Estimation," *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 3, 2022, pp. 2543-2552.

[4] T. McGrath and L. Stirling, "Body-Worn IMU-Based Human Hip and Knee Kinematics Estimation during Treadmill Walking," *Sensors* vol. 22, no. 7, 2022, pp. 2544.

[5] M. Al Borno, J. O'Day, V. Ibarra, J. Dunne, A. Seth, A. C. Habib, C. Ong, J. Hicks, S. Uhlrich, S. Delp, "OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations," *J. of Neuroengineering and Rehabilitation*. vol. 19, no. 1, 2022, pp. 1-11.

[6] J. Meena, S. Choi, T. Khanh, H. Shin, J. Choi, J. Joo, and J. Kim, "Highly stretchable and robust textile-based capacitive mechanical sensor for human motion detection," *Applied Surface Science*, vol. 613, 2023, pp. 155961.

[7] J. Seong and H. Choi, "A Wearable Glove System for Rehabilitation of Finger Injured Patients", *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*. vol. 18, no. 2, 2023, pp. 379-385.

[8] J. Park, B. Lee, S. Park, and C. Kim, "Estimation of Stride Length, Foot Clearance, and Foot Progression Angle Using UWB Sensors," *Applied Sciences*, vol. 13, no. 8, 2023, pp. 4801.

[9] S. Jacob, G. Fernie, and A. R. Fekr, "Design of a Novel Wearable System for Foot Clearance Estimation," *Sensors*, vol. 21, no. 23, 2021, pp. 7891.

[10] J. Seo, "Sleep Monitoring by Contactless in daily life based on Mobile Sensing," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 17, no. 3, 2022, pp. 491-498.

[11] S. Hong, "Development of smart healthcare contents using virtual reality experiential devices," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 17, no. 4, 2022, pp. 739-744.

저자 소개

김희찬(Hee-Chan Kim)



2023년 상명대학교 휴먼지능로봇 공학과 졸업(공학사)  
2023년 ~ 현재 상명대학교 대학원 전자정보시스템공학과(석사)

※ 관심분야 : 웨어러블 로봇, 로봇 시스템 설계, 재활 로봇

최현진(Hyun-Jin Choi)



2012년 서강대학교 물리학과 졸업(이학사)  
2019년 서강대학교 기계공학과 졸업(공학박사)

2017년 ~ 2020년 ㈜엔젤로보틱스 책임연구원  
2020년 ~ 현재 상명대학교 휴먼지능로봇공학과 교수

※ 관심분야 : 재활로봇, 착용형로봇, HRI