

## 계단 보행 근력 보조를 위한 착용형 로봇의 설계 및 제어

김명주<sup>a</sup>, 강병현<sup>a</sup>, 김옥식<sup>a</sup>, 서기원<sup>a</sup>, 김정엽<sup>a\*</sup>

## Design and Control of a Wearable Robot for Stair-Climbing Assistance

Myeong-Ju Kim<sup>a</sup>, Byeong-Hyeon Kang<sup>a</sup>, Ok-Sik Kim<sup>a</sup>, Ki-Won Seo<sup>a</sup>, Jung-Yup Kim<sup>a\*</sup><sup>a</sup> Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology, 232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea

## ARTICLE INFO

## Article history:

Received	6	December	2016
Revised	6	February	2017
Accepted	13	February	2017

## Keywords:

Wearable robot  
Stair-climbing assistance  
Friction compensation  
Walking mode detection

## ABSTRACT

This paper describes the development of a thigh wearable robot for power assistance during stair climbing. In the wearable robot developed in this study, high-power BLDC motors and high-capacity harmonic reduction gears are used to effectively assist the thigh muscle during stair climbing. In particular, normal ground and stair are distinguished accurately by using wireless smart shoes, and the stair climbing assistance is performed by activating the actuators at an appropriate time. Impedance of the hip joint was effectively reduced by performing friction compensation of the gears, and a wearing adjustment mechanism was designed to fit the robot to the thigh by conveniently modifying the width and tilting angle of the robot using set collars. Consequently, the performance of the developed thigh wearable robot was verified through stair climbing experiments with EMG measurement.

## 1. 서론

우리나라는 최근 빠른 고령화가 진행되고 있으며, 2026년부터 초 고령 사회(65세 이상 인구 20% 상회)로의 진입이 예상된다. 급속도로 진행되는 고령화에 따른 문제는 고령화가 진행될수록, 고령자들의 지방과 근육량이 적고, 골 밀도가 낮아지며, 남녀 모두 근육이 줄고 하체의 근력이 약해진다는 것이다. 또한 고령화가 진행될수록 하체 근력이 약해지는 비율이 급증하는 것으로 나타났다(Fig. 1 참조). 하체의 근력이 약해질수록, 노인들의 보행에 있어서 관성의 영향을 많이 받는 평지 보행보다 비교적 하체 근력에 높은 의존성을 갖게 되는 계단 보행에서 큰 문제를 야기시킬 수 있다. 또한, 고령자뿐만 아니라 공사 현장 근로자가 무거운 등짐을 지

고 계단을 오르는 경우, 또는 장시간 계단을 올라가야 하는 사람의 경우도 마찬가지로 하체 근력에 높은 의존성을 갖게 된다. 따라서, 하체 근력이 약할 경우 계단을 오를 때 많은 불편함이 따를 수 있으며, 계단 보행 시 하체 근력을 보조 받을 수 있다면 더욱 높은 삶의 질 향상을 기대할 수 있다.

최근, 하체 근력부족으로 생기는 여러 문제점을 개선시키기 위하여, 다양한 착용형 하체 근력 보조 로봇이 개발되고 있다(Fig. 2 참조). 미국의 UC Berkeley 대학에서 개발한 BLEEX(berkeley lower extremity exoskeleton)는 착용자가 약 34 kg의 무게를 들며 약 1.3 m/s의 속도로 효과적이고 자율적으로 보행할 수 있도록 하였다<sup>[1]</sup>. 또한 증폭제어 알고리즘을 제안하여 착용자의 힘, 위치, 근전도 신호 등의 측정 없이 착용자의 힘과 토크에 민감하게 반응

\* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-6355

Fax: +82-2-971-7706

E-mail address: jyk76@seoultech.ac.kr (Jung-Yup Kim).

하여 근력 보조의 성능을 높였다. 한양대학교의 한창수 외 6인은 하체 근력 지원용 착용형 로봇을 개발 하였다<sup>2)</sup>. 본 로봇은 신체의 허리 부분의 형상 및 사이즈에 따라 변형되는 유연성 벨트로부터 몸에 고정되었으며, 착용자의 보행 시 보행 방향으로 하체 근력을 지원하면서 고관절의 움직임은 자유롭게 할 수 있도록 구성되었다. 서강대학교는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇을 개발하였다<sup>3)</sup>. 본 로봇은 일반인의 근력 증강이나 환자의 보행 재활 또는 노약자의 거동 보조를 위하여 사용자의 하체에 착용하는 외골격과 보행 보조 수단인 캐스터워커(caster walker)로 구성되어 있으며, 하체에 외골격을 착용하고 보행 보조 수단인 캐스터워커의 암(arm)에 구동장치를 장착하여 외골격을 구동하였다. 한양대학교 이희돈 외 5명은 건설 작업자를 위한 착용형 로봇 HEXAR (hanyang exoskeletal assistive robot)을 개발하였다<sup>4)</sup>. 본 로봇은 평지보행의 경우 착용자의 동작을 추종하며, 계단 보행 시에는 무릎의 근력을 보조할 수 있는 구조의 외골격 로봇이다. 착용한 작업자의 동작 의도를 파악하기 위해, 무릎에 MSS(muscle stiffness sensor)를 부착하여 동작 의도를 파악하고 근력을 보조하게 하였다. 일본의 혼다(HONDA)는 보행 보조 로봇 SMA(stride management assist)를 개발하였다<sup>5)</sup>. 본 로봇은 보행이 가능한 자를 대상으로 개발되었으며, 보조부가 각 다리의 대퇴부에 고정되어 착용자가 보행 시 보행 방향으로 보행 근력 보조를 수행한다. 일본의 사이버다인(CYBERDYNE)은 착용형 로봇 HAL(hybrid assistive limb)를 개발하였다<sup>6)</sup>. 본 로봇은 움직일 수 있는 힘을 최대 10배까지 늘려주어, 재난 현장에서 구조 활동을 펼치는데 도움을 주고, 노인이나 거동이 힘든 장애인에게 이동을 보조해준다.

그러나 현재까지 연구 개발된 착용형 하체 근력 보조 로봇들은 대부분 하체의 여러 관절들을 동시에 보조하기 위해 고사양의 구동부로부터 부피가 크고 무게가 높은 단점이 있다. 또한, 고관절만을 보조하여 대퇴 근력을 줄여주는 컴팩트형 착용형 로봇의 경우 주로 보행 시 중력보상에 의한 근력 보조를 수행하고 있어 높은 토크가 필요한 계단 보행 근력 보조에는 다소 부적합하다. 본 연구에서는 이러한 단점들을 고려하여, 계단 보행 시 충분한 토크를 보조할 수

있는 컴팩트형 대퇴 웨어러블 로봇을 개발하였다. 특징으로서, 로봇의 작동을 평지 보행 모드와 계단 보행 모드로 나누어 이를 정확하게 판별하여 계단 보행 시 대퇴부에 근력을 보조해 주며, 스마트폰 어플리케이션(smart phone application)을 개발하여, 로봇의 간단한 조작 및 보행자의 상태를 모니터링할 수 있도록 하였다.

## 2. 개발 컨셉

본 연구에서 제안하는 착용형 근력 보조 로봇의 컨셉은 다음과 같다 (Fig. 3 참조). 첫째, 착용형 근력보조 로봇의 작동을 평지 보행 모드와 계단 보행 모드로 나누고, 스마트 슈즈에 부착된 압력센서로 지면 반발력을 측정하고, 절대식 엔코더로부터 고관절 각도를 측정하여 정확하게 보행 모드를 판별하였다. 둘째, 스마트 슈즈와 주제어기 사이의 배선이 보행에 방해가 될 수 있기 때문에, 블루투스 무선통신을 이용하여 배선의 문제점을 해결하였다. 셋째, 평지 보행 모드에서는 감속기의 마찰보상을 수행함으로써 착용자 보행 시 구동부 저항을 최소화하였으며, 계단 보행 모드에서는 마찰 보상과 더불어 대퇴부 근력이 필요한 타이밍에 고성능 모터를 구동시킴으로써 대퇴부 근력을 현저히 감소시켰다. 넷째, 착용자의 신체 크기에 맞춰 조절 가능하도록 세트칼라를 이용해 로봇 대퇴부의



Fig. 2 Previously developed wearable robots

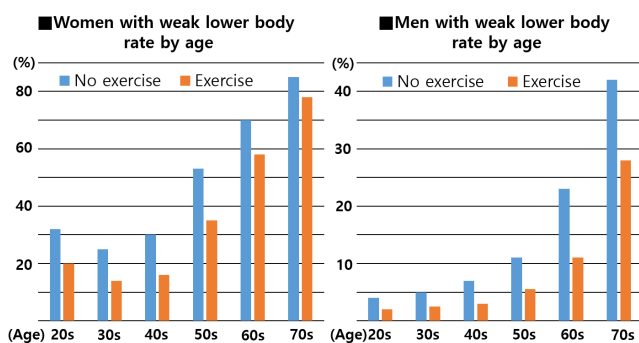


Fig. 1 Weak lower body rate by age

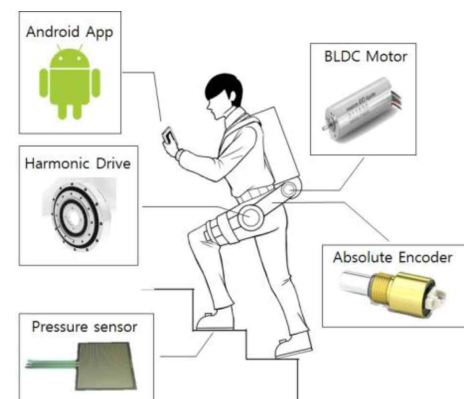


Fig. 3 Development concept

각도와 로봇의 폭을 쉽게 조절하여 착용자의 몸에 맞출 수 있도록 착용 메커니즘을 고안하였다. 마지막으로, 스마트폰 어플리케이션을 개발하여, 착용자의 보행 모드 상태 및 로봇의 상태를 모니터링하고 근력 보조 정도를 조절할 수 있도록 하였다.

### 3. 로봇 설계

#### 3.1 로봇의 전반적 외형 및 사양

Fig. 4는 제작된 계단 보행 보조 로봇의 정면도, 평면도 및 측면도를 보여준다. 로봇의 전체적인 크기는 너비 528 mm, 깊이 260

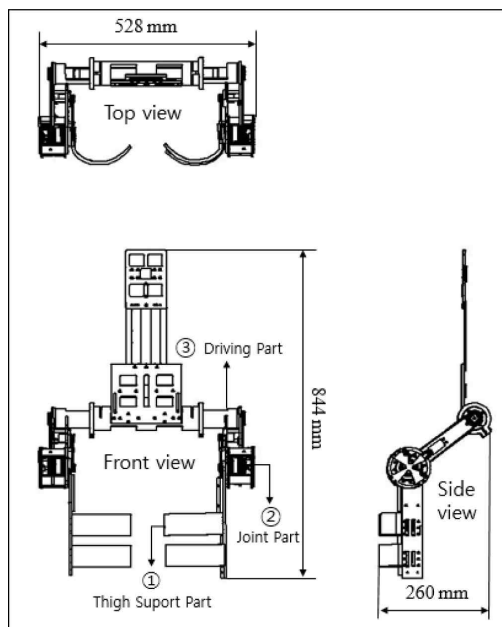


Fig. 4 2D CAD drawing



Fig. 5 Photographs of a developed wearable robot

mm, 높이 844 mm로서 Fig. 5와 같이 사람이 착용을 했을 때 골반과 상반신 높이 및 너비를 고려하여 적절한 높이와 너비로 설계하였다. 깊이의 경우 사용자가 착용하였을 시 허리 뒤쪽에 공간이 생기지 않는 거리로 설정하였다. 로봇의 프레임들은 경량화를 위해 대퇴부 측면 프레임을 제외하고 알루미늄으로 제작하였으며, 대퇴부 측면 프레임은 유연성과 경량화를 동시에 고려하기 위해 폴리아세탈로 제작하였다. 로봇은 총 세 개의 파트로 구성되며 각각 ① 대퇴 지지부, ② 관절부, ③ 구동부로 명명하였다. 참고로, 로봇의 전반적인 사양을 Table 1에 나타내었다. 총 질량은 10 kg이며 리튬폴리머 배터리 세 개를 각각 로봇과 두 개의 스마트슈즈에 장착하였다. 고성능 BLDC 모터와 하모닉 감속기를 구동기로 선정하였으며, TMS 마이크로 컨트롤러를 주제어기로 스마트 슈즈와 모터제어기를 하위제어기로 사용하였다. 마지막으로, 고관절 각도 측정을 위한 절대식 엔코더와 지면 반발력 측정을 위한 FSR 센서가 사용되었다.

#### 3.2 대퇴지지부의 특징

Fig. 6의 ① 대퇴지지부(thigh support part)는 제작을 위해 사용

Table 1 Specifications of a wearable robot

Dimensions	528 mm × 60 mm × 844mm
Mass	10 kg
Battery	Li-po 22.2 V 5A h (Robot) 2 × Li-po 3.7 V 400mAh (Smart shoes)
Actuator	2 × 24 V BLDC motor 100 W 2 × SHD 17 Harmonic Drive
Main controller	TMS320F28335 (Robot)
Sub controllers	BL2408DID (Motor) ATmega128 × 2 (Smart shoes)
Sensor	2 × Magnetic absolute encoder, 2 × FSR(Pressure Sensor)



Fig. 6 3D CAD modeling

된 재료에서 특징을 가진다. 측면 프레임을 폴리아세탈 수지를 이용하여 제작하였고, PLA수지를 3D 프린팅하여 정면 프레임을 제작하였다. 이렇게 대퇴지지부는 동작과정에서 대퇴부를 직접적으로 눌러주는 역할을 하기 때문에 탄성을 가진 재료를 통해 사용자의 착용감을 증대시켰으며 경량화 역시 고려되었다. 또한, 대퇴부의 정면을 감싸는 정면 프레임을 타원으로 설계하여 착용감을 극대화하였으며, 제작된 로봇을 착용할 시 대퇴지지부에 연결된 고정 버클을 이용하여 더욱 견고히 고정이 가능하도록 하였다 (Fig. 7 참조).

### 3.3 관절부의 특징

Fig. 6의 ② 관절부(joint part)는 우선, 계단을 오를 때 대퇴부를 하강시켜 대퇴 근력을 보조해주기 위해 100:1 감속비의 하모닉 감속기를 사용 하였다 (Fig. 8 참조). 또한, 사용자의 보행 모드 판별과 마찰 보상을 위한 소형 절대식 엔코더를 대퇴부 측면 프레임에 매립시켰다. 이는 사용자가 다리를 들어 올릴 때마다 대퇴부의 각도만큼 대퇴부지지부의 측면 프레임이 움직이게 되고, 타이밍 벨트를 통해 프레임의 각도가 엔코더에 전달되도록 한다. 따라서, 대퇴부 각도는 계단 보행 모드와 평지 보행 모드를 판별하는 데에 사용되며, 이를 수치 미분한 대퇴부 각속도는 구동부 마찰 보상을 수행할 때 사용된다.

Fig. 9는 관절부의 단면도이다. 하모닉 감속기에 결합된 1:1.6의



Fig. 7 Thigh support part

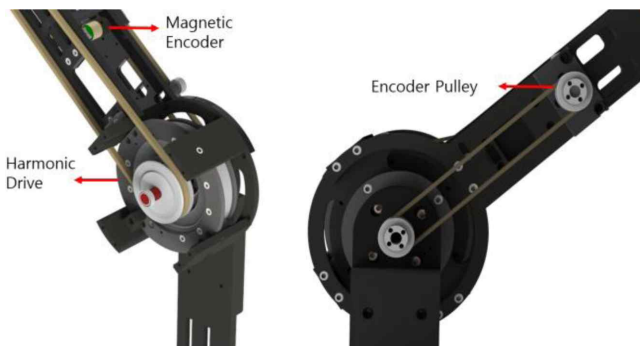


Fig. 8 Harmonic drive and timing pulley mechanism for measuring hip angles

감속비를 가진 타이밍 풀리와 1:100의 감속비를 가진 하모닉 감속기를 결합하여 총 1:160의 감속비로 고토크 출력이 가능하도록 하였다. 하모닉 감속기의 입력축(input shaft)은 웨이브 제네레이터와 결합되고 베어링 양단 지지를 통해 완전히 고정시켰으며 모터 동력을 전달할 타이밍 풀리가 장착되었다. 또한 감속기 지지부(supporting part)를 제작하여 하모닉 감속기의 흔들림을 방지하였다. 하모닉 감속기의 출력 플랜지(output flange)에 출력 부재를 체결시켜 대퇴부 측면 프레임과 장착될 수 있도록 하였으며, 마찬가지로 출력 부재를 베어링과 베어링 고정대를 이용하여 흔들림을 방지하였다.

### 3.4 구동부의 특징

다음으로 Fig. 6의 ③ 구동부(driving part)의 특징을 설명하였다. 본 로봇의 핵심인 계단 보행 근력 보조 시, 고감속 시스템에 충분한 회전력을 공급할 수 있도록 좌, 우측 구동부에 BLDC모터를 장착하였다. 1:1.6의 풀리 비와 고토크에 적합한 XL 타입의 벨트를 이용하여 하모닉 감속기의 입력 축과 연결되어 있다 (Fig. 10 참조). 이로 인해 계단 보행 근력 보조 시 모터의 빠른 회전을 하모닉 감속기의 입력 축에 즉각 전달하며, 강한 토크로 근력 보조를 수행할 수 있다. 또한 평지 보행 모드와 계단 보행 모드에서의 마찰

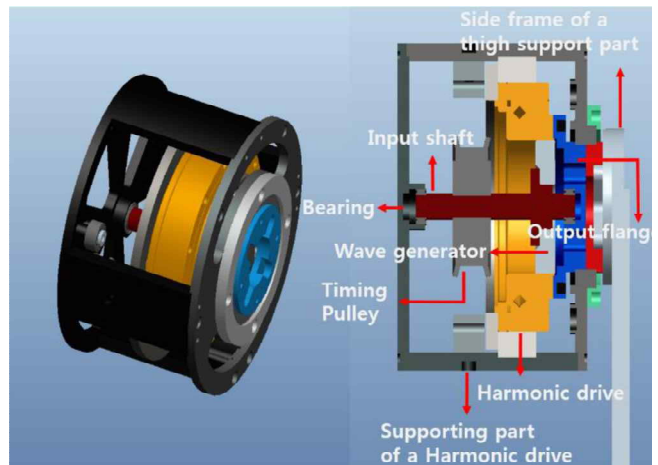


Fig. 9 3D CAD model and cross section view of the joint part

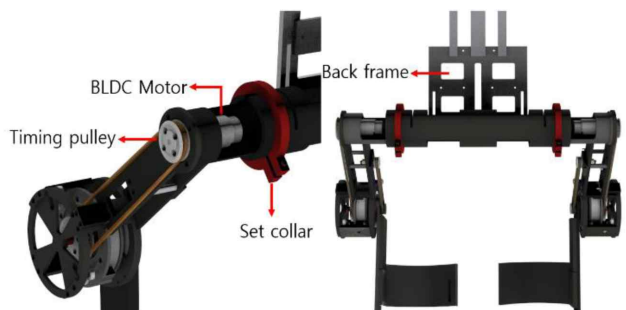


Fig. 10 Driving part

보상도 신속히 수행할 수 있다. 그리고 보행 중 흔들림을 최소화하며 무게 분산을 위한 허리벨트가 등판 프레임에 연결되어 있다. Fig. 11은 착용자의 체형에 맞게 로봇의 가로길이를 조절이 가능한 세트칼라 메커니즘을 보여준다. 제작된 계단 보행 근력 보조 로봇은 중공 축에 고정된 칼라를 풀어 로봇을 착용자 신체에 맞게 크기 조절이 가능하다.

### 3.5 구동모터 및 감속기의 선정

구동모터 및 감속기 선정을 위하여, 로봇과 착용자에 대한 자유 물체도를 그려 힘 해석을 수행하였다. Fig. 12는 착용자와 로봇에 부과되는 힘을 간단하게 도시하였다. 착용자의 발에 대한 수직 반발력을  $F_{Foot\_v}$ 로 설정하였고, 수직 반발력과 착용자의 고관절 중심까지의 수평거리를 모멘트암  $L$ 로 설정하였다. 또한 그에 따른 토크를  $\tau$ 로 설정하였다. 이에 따라 구동부와 관절부에 장착될 BLDC 모터와 감속기를 선정하기 위해 아래와 같은 조건을 제안하였다.

- 1) 성인 평균 몸무게(686 N, 70 kgf)의 30%를 보조
- 2) 백래쉬가 없고 컴팩트한 구동부

위의 두 조건을 고려하기 위하여 성인 체중에 의한 지면 반발력

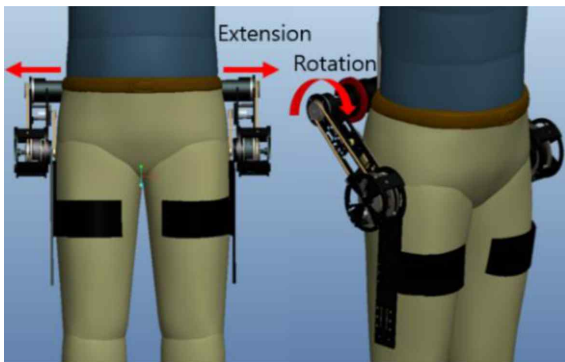


Fig. 11 Adjustable mechanism using set collars

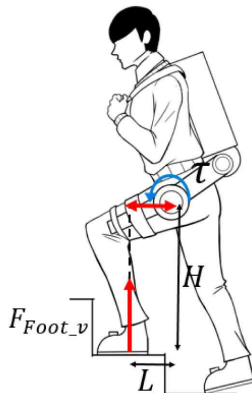


Fig. 12 Force analysis of driving joint

을 686 N(70 kgf)로 가정하고 토크의 작용점을 고관절 중심지점으로 두었다. 또한 작용점으로부터 계단을 오르는 사람의 지면 반발력까지의 수평거리인 모멘트 암을 약 100 mm라고 가정하였고 모터에 필요한 토크를 식 (1)~(3)과 같이 계산하였다.

( $F_{Foot\_v}$ : 지면 반발력,  $L$ : 모멘트 암).

$$\begin{aligned} \text{Hip Torque} &= F_{Foot\_v} \cdot L \\ &= 70 \text{ kg} \cdot 9.81 \text{ m/s}^2 \cdot 0.1 \text{ m} \\ &= 68.67 \text{ Nm} \end{aligned} \tag{1}$$

$$\begin{aligned} \text{Required Torque} &= \text{Hip Torque} \cdot 0.3 \\ &= 68.67 \cdot 0.3 \text{ Nm} \\ &= 20.6 \text{ Nm} \end{aligned} \tag{2}$$

$$\begin{aligned} \text{Required motor torque} &= \text{Required torque} / \text{Reduction ratio} \\ &= 20.6 \text{ Nm} / (1.6 \cdot 100) \\ &= 0.128 \text{ Nm} \end{aligned} \tag{3}$$

최종적으로 0.128의 모터 토크 값이 산출된다. 위의 필요 토크 조건을 만족시키기 위해 Table 2와 같은 사양의 고성능 BLDC모터와 1:100의 감속비를 가지며 백래쉬가 없는 하모닉 감속기를 선정하였다. 일반적으로 정격 토크의 약 3배를 최대 토크라고 가정했을 때 BLDC모터의 최대 토크가 0.22 Nm이므로 근력 보조 시 필요한 토크 0.128 Nm를 충분히 만족시킨다. 또한, 하모닉 감속기의 최대 허용 토크 역시 구동부에 필요한 토크 20.6 Nm를 충분히 만족시키는 것을 알 수 있다.

### 3.6 제어 시스템 설계

Fig. 13은 본 로봇의 제어시스템 선도를 보여준다. 주제어기는 TI사의 TMS28335를 사용하였고, 모터 제어기는 로보큐브테크사의 BL2408-DID, 스마트 슈즈에 장착되는 보조 제어기는 AVR의 ATmega128을 사용하였다 (Fig. 14, Fig. 15 참조). Fig. 14의 회로부는 주제어기와 모터 제어기를 포함하고 있으며 전원부, 각종

Table 2 Specifications of the actuator

Model	EC-4pole 30 (Motor) SHD-17-100-2SH (Harmonic gear)
Rated motor power	100 W
Nominal motor voltage	24 V
Rated motor torque	0.073 Nm
Rated motor speed	16,700 RPM
Reduction gear ratio	100:1
Reduction pulley ratio	1.6:1
Max. torque limit of harmonic gear	71 Nm

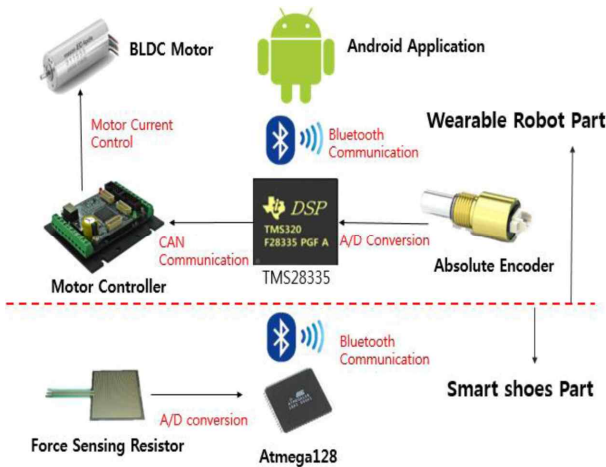


Fig. 13 Control system diagram

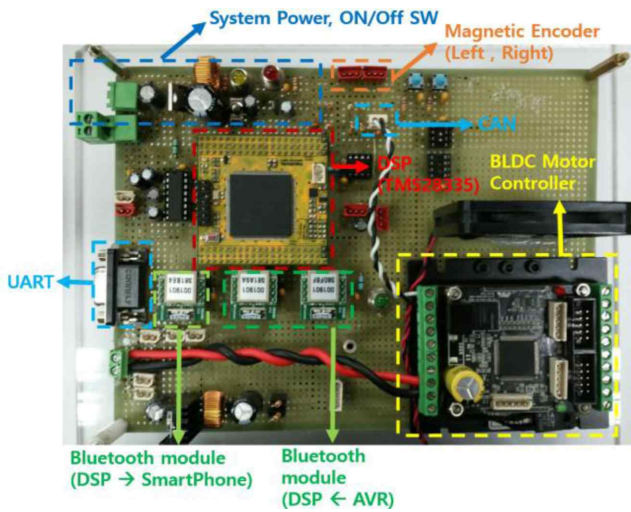


Fig. 14 Photograph of the control system

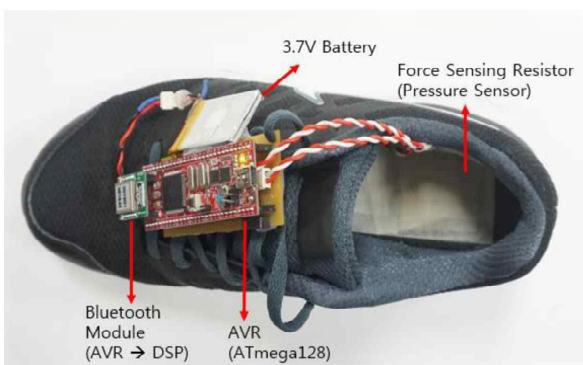


Fig. 15 Smart shoe

센서부, 통신부로 구성되어 있다. Fig. 15는 스마트슈즈이며 신발 내부에 부착되어 있는 압력센서 값을 블루투스 통신을 이용하여 주제어기로 전달하는 역할을 수행한다. 다음으로 주제어기는 500 Hz의 제어 주파수로 핵심적인 4가지의 기능을 담당한다. 첫째, 두 개의 소형 절대식 엔코더를 이용하여 로봇 착용자의 고관

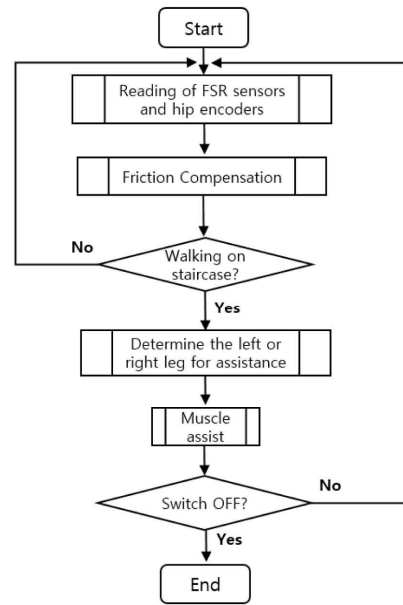


Fig. 16 Flow chart of operation algorithm

절 각도 값을 읽어내고, 스마트슈즈에 장착된 ATmega128에서 보내는 발바닥 압력센서 값을 수신하여, 평지 보행 모드인지, 계단 보행 모드인지 판별한다. 둘째, 좌, 우측 관절부에 장착되어 있는 소형 절대식 엔코더의 절대 각도를 수치 미분하여 각속도를 알아내고, 그에 따라 BLDC 모터를 구동시켜, 보행 시 생기는 감속기의 마찰을 보상하는 마찰 보상을 수행한다. 셋째, 스마트 폰과 블루투스 통신을 이용하여, 자체 개발한 안드로이드 앱(android application)을 이용 가능하게 한다. 넷째, 모터제어기와 CAN(controller area network) 통신을 통해, 구동부의 BLDC 모터를 전류 제어하여 계단 보행에서의 근력 보조를 수행한다.

## 4. 제어 알고리즘

### 4.1 알고리즘 순서도

Fig. 16은 본 로봇의 전체 동작 순서도를 보여 준다. 먼저 로봇의 전원이 켜지게 되면 절대식 엔코더를 이용하여 감속기의 마찰보상을 수행하고 더불어 발바닥 압력센서 값을 읽어 계단 및 평지 판별 알고리즘을 통해 실시간으로 보행 모드를 판단한다. 먼저 평지 보행 모드로 판별이 되면 근력 보조 없이 마찰보상만을 수행하며 계속해서 보행 모드판별을 수행한다. 평지 보행 중 계단 보행을 하게 되면 계단 보행 모드로 변경되고, 근력 보조를 위한 조건이 충족 되었는지 확인한다. 만약 근력 보조 조건이 충족하게 되면 왼쪽 발이 디딤 발인지, 오른쪽 발이 디딤 발인지 판단한 후 계단 입력(step input)의 전류를 모터에 인가하여 근력 보조를 수행한다. 더불어 계속해서 보행 모드 판별을 수행하며 알고리즘을 반복 수행한다.

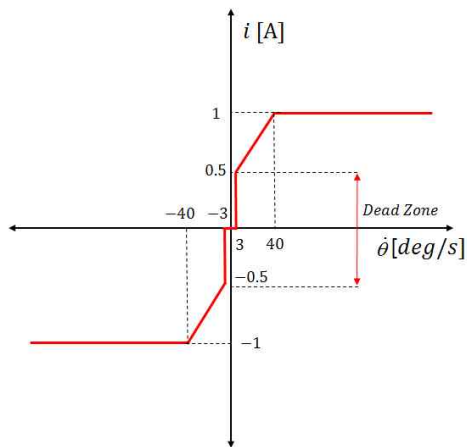


Fig. 17 Friction compensation strategy

#### 4.2 고관절 각속도에 따른 감속기 마찰 보상

본 로봇은 계단 보행을 위하여 고감속비의 하모닉 기어를 사용하기 때문에 원활한 보행을 위해서 감속기 마찰보상을 수행하였다. 우선, Fig. 8과 같이 로봇의 좌, 우측 관절부에 장착되어 있는 소형 절대식 엔코더를 이용하여 보행 시 관절부의 절대 각도를 측정하였고 이를 수치 미분하여 각속도를 구하였다. 다음으로 마찰보상을 위하여 Fig. 17과 같은 보상 전략을 제안하였다. 각속도가 0 근처에서 노이즈로 인하여 모터가 과도하게 떨리는 것을 방지하기 위해 3 deg/s의 데드존 영역을 설정하였고, 쿨롱 마찰 보상을 위해 0.5 A의 계단 입력을 가하였다. 3 deg/s 이상의 영역에서는 점성 마찰보상을 위해 각속도에 비례하여 전류를 증가하였으며, 40 deg/s의 각속도에서 마찰보상 전류를 제한하였다.

#### 4.3 계단평지 보행 판별 알고리즘

다음으로, 본 로봇의 핵심 기능은 평지 보행과 계단 보행을 판별하는 것이다. 앞에서 언급한 바와 같이 발에 작용하는 지면 반발력과 고관절의 각도를 측정하여 평지 보행과 계단 보행을 판별하였다. Fig. 18은 로봇 착용자의 고관절 각도 값에 따른 발바닥 압력 센서 값 궤적을 나타낸다. 파란색 궤적은 평지 보행의 경우이고 빨간색 궤적은 계단 보행의 경우이다. 그래프에서 알 수 있듯이, 두 궤적의 형태는 차이가 분명하며, 간단한 경계선 식을 이용하여 구분이 가능하다. 따라서, 두 개의 1차 방정식( $f(x)$ ,  $g(x)$ )을 얻기 위해 궤적을 구분 짓는 4개의 점을 찍어 1차 선형 보간하여 2개의 1차 방정식을 얻어 내었으며 Fig. 19와 같이 보행 모드 판별을 위해 두 개의 방정식을 이용하여,  $f(x) > 10x + 500$ 인 ①영역과  $f(x) < 10x + 500$ ,  $g(x) > 4x + 110$ 인 ②영역 그리고  $g(x) < 4x + 110$ 인 ③영역을 구분시켰고 y축의 발바닥 압력센서 값이 40 N 이상일 때 지면에 발을 디딘 것으로 가정하였다.

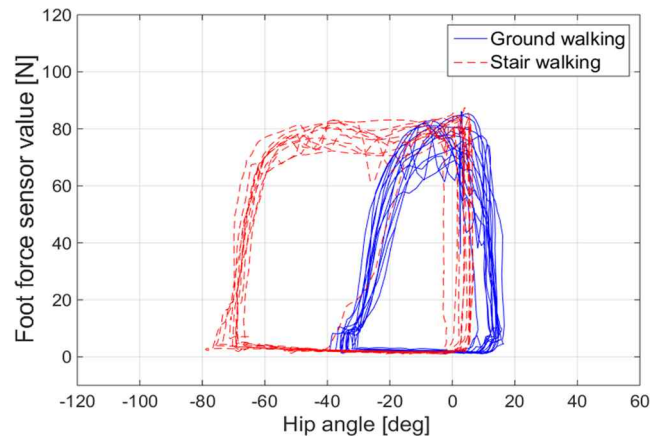


Fig. 18 FSR sensor value versus hip angle during ground and stair walking

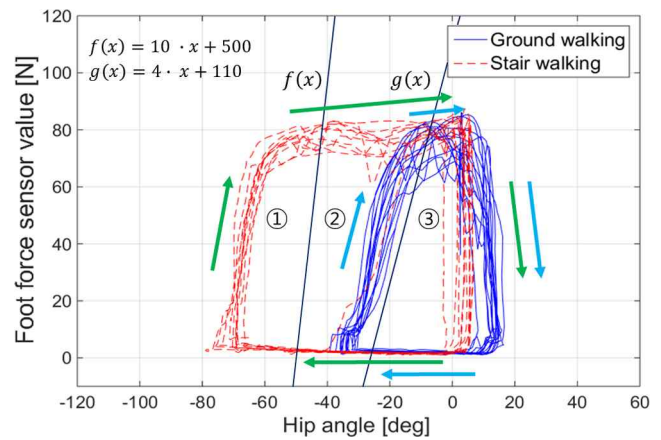


Fig. 19 Pattern analysis according to walking mode

위의 가정에 따라 착용자의 보행 패턴에 따른 데이터 순환 방식을 분석하였다. 먼저 직립 상태인 Fig. 19의 ③영역 우측 상단에서 보행을 시작하게 되면 시계 방향으로 패턴 순환을 시작한다. 만약 착용자가 평지 보행을 하게 되면 하늘색 화살표를 따라 ②, ③영역을 시계방향으로 순환하는 패턴을 그리게 되고, 착용자가 계단 보행을 하게 되면 초록색 화살표를 따라 ①, ②, ③영역을 시계방향으로 순환하는 패턴을 그리게 된다. 따라서, 만약 ①영역에서 계단에 발을 디게 되어 발바닥 힘 센서에서 40 N 이상 검출이 되면 계단 보행 모드로 판별하며 계단 보행 패턴 순환 중 ③영역을 지나 ①영역이 아닌 ②영역으로 센서 데이터가 들어가서 발을 디게 되면 계단 보행 모드에서 평지 보행 모드로 변경된다. 계단 보행과 평지 보행 시 센서 데이터들은 시계 방향 순환 시 모두 ③영역으로 진입하였다가 다음 구간으로 계속 반복 순환하게 되는데 ③영역에서는 그 전의 보행 모드로 판단을 유지하게 되며 보행 모드가 변경되는 조건이 만족되지 못하면 현재 보행 모드를 유지하게 된다. 추가적으로 각 데이터들의 센서 오류로 구간이 잘못 판단될 수 있으므로, 확률적으로 10개의 연속 데이터 중 7개 이상 특정 영역으로 들어가

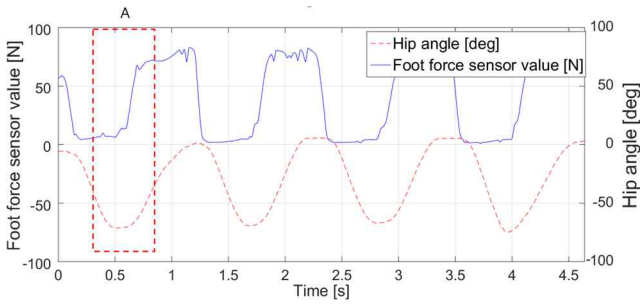


Fig. 20 Hip angle and foot force sensor value trajectories

야 영역에 완전히 들어간 것으로 판단하여 알고리즘의 신뢰성을 높였다.

#### 4.4 대퇴 근력 보조 알고리즘

Fig. 20은 계단 보행 시 오른 다리의 고관절 각도와 발바닥 압력 센서 값을 도시한 그래프이다. 본 그래프를 통해 계단 보행 모드 시 어떤 순간에 모터에 의한 근력 보조를 수행하고, 얼마만큼의 시간 동안 근력 보조를 지속해야 하는지 결정하였다. 그래프에서 알 수 있듯이 착용자가 대퇴부를 들어 올려 고관절 각도가 최소화 되었을 때, 착용자는 계단에 발을 디딤으로써 발바닥 압력 센서 값이 급격히 상승하고 동시에 고관절 각도가 부드럽게 증가한다. 따라서 A 구간에서 근력 보조가 이루어져야 함을 알 수 있으며, 요구되는 근력 보조 시간이 약 0.6초, 즉 오른 다리 보행 주기의 약 75%라는 것을 알 수 있다. 또한 계단 근력 보조 시 필요한 토크는 3.5절에서 제시하였듯이 일반인 기준 약 0.128 Nm로 목표 토크 값을 충족시키기 위한 전류는 식 (4)와 같이 도출할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 \text{Torque} &= km \cdot I \\
 &= 0.0128 \cdot I \\
 &= 0.128 \text{ N} \cdot \text{m} \\
 \therefore i &= 10 \text{ A}
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

따라서 식 (4)에서 제시한 모터의 전류치를 계단 입력으로 0.6 초 간 모터에 인가하여 근력 보조를 수행하였다.

#### 4.5 안드로이드 어플리케이션 개발

로봇과 연동하여 로봇의 상태를 손쉽게 모니터링하고 간단한 제어가 가능하도록 안드로이드 어플리케이션을 개발하였다. 세부 기능 및 설명은 다음과 같다.

##### 4.5.1 고관절의 각도의 실시간 표시

Fig. 21 위쪽 그림 상단의 두 개의 원은 좌우 고관절의 각도를 실시간으로 표시한다. 착용자는 보행 시 자신의 대퇴부의 상태를

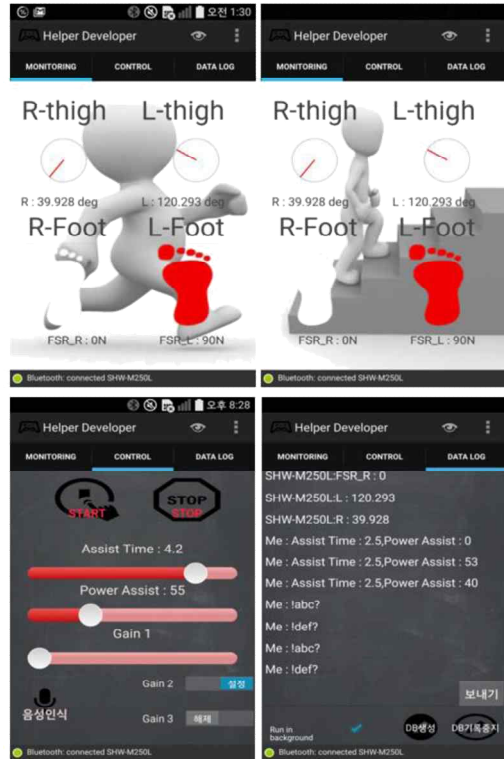


Fig. 21 Monitoring and control tab

화면을 통해 인식할 수 있다.

##### 4.5.2 발바닥에 걸리는 하중의 실시간으로 표시

Fig. 21 위쪽 그림 하단에 좌우 발바닥에 걸리는 하중을 실시간으로 표시하였다. 70 N 이상의 하중이 걸리는 발에 빨간색으로 점등되어 착용자는 힘이 많이 걸리는 발을 화면을 통해 인식할 수 있다.

##### 4.5.3 착용자의 보행상태 배경 표시

어플리케이션의 배경의 전환으로 착용자의 보행상태를 표시한다 (Fig. 21의 위쪽 그림 좌측은 평지 보행 모드, 우측은 계단 보행 모드 상태).

##### 4.5.4 근력 보조 작동 On/Off

Fig. 21 아래 그림 좌측 상단의 START, STOP 버튼으로 근력 보조를 On/Off 할 수 있으며, 보조시간과 강도를 바를 이용하여 조절 가능하다. 또한, 하단의 음성인식 버튼을 통해 근력 보조 작동도 가능하다.

##### 4.5.5 송수신 데이터 로그 확인

Fig. 21 아래 그림의 우측 채팅 창을 통해 메인 제어기와 송수신 데이터를 확인함으로써 올바른 통신이 이루어지는지 확인한다.



#### 4.5.6 수신데이터 저장 기능

Fig. 21 아래 그림의 우측 하단의 DB 생성 버튼과 DB기록중지 버튼을 통해 수신데이터(고관절 각도, 발바닥 압력 센서 값, 구동모터의 전류)를 휴대폰 내부메모리에 저장한다. 사용자가 원하는 만큼 여러 번 데이터를 저장 가능하다. PC사용이 적합하지 않은 곳에서 데이터를 분석하기 위해 개발하였고, 데이터를 스마트폰에 저장해 두었다가, PC의 엑셀파일로 변환하여 데이터 처리 및 알고리즘 개발에 사용한다.

#### 4.5.7 Background 통신 유지 기능

Fig. 21 아래 그림의 우측 하단의 Run in Background 체크박스를 통해 앱을 강제로 종료하기 전까지 통신을 유지하도록 한다.

### 5. 실험

#### 5.1 평지 및 계단 보행 판별 실험

본 연구에서 제작한 계단 보행 근력 보조 로봇의 계단 및 평지 판별 능력을 검증하기 위해 실험을 수행하였다 (동영상 참조<sup>[7]</sup>). 실험은 착용자가 평지 보행을 시작으로 계단을 올라갔다 다시 평지를 보행하였으며, Fig. 22에 착용자의 고관절 각도와 발바닥 FSR 센서 값의 궤적, 그리고 평지/계단 판별플래그(low: 평지, high: 계단)를 도시하였다. 그래프에서 알 수 있듯이 약 3.8초에

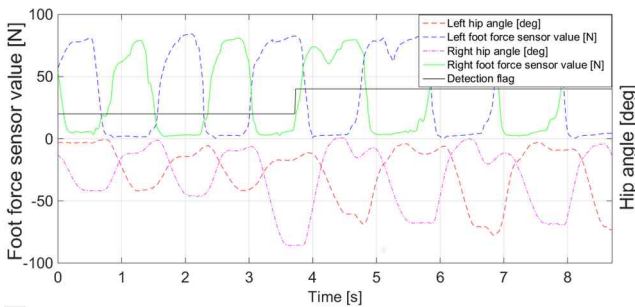


Fig. 22 Trajectories of FSR sensing force, hip angle and detection flag during normal-stair-normal walking

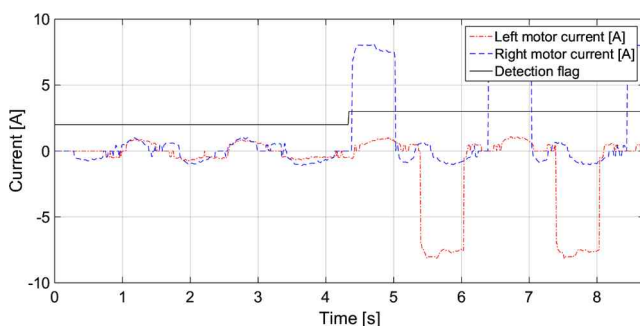


Fig. 23 Trajectories of motor current and detection flag during normal-stair-normal walking

정확하게 평지에서 계단 보행을 판별하였다. 이는 실제 착용자의 보행 상황과 일치하였으며, 다수의 실험으로부터 보행 판별이 완벽하게 수행되었다. 또한 Fig. 23에 모터의 전류 궤적과 평지/계단 판별 플래그를 도시하였다. 평지 보행일 경우는 단순히 마찰보상을 위한 전류가 가해진 것을 알 수 있으며 계단 보행일 경우, 근력 보조에 필요한 전류가 스텝과형으로 마찰보상과 함께 추가된 것을 알 수 있다.

#### 5.2 계단 보행 근력 보조에 따른 근전도 실험

계단 보행 근력 보조 로봇의 근력 보조 성능을 검증하기 위해 계단 보행 시 EMG 센서를 이용하여 로봇 착용 유무에 따른 근전도 측정 실험을 수행하였다 (Fig. 24 참조). EMG 센서는 Fig. 25와 같이 계단 보행 시 가장 근력 소모가 높은 내측광근과 대퇴직근에 부착하여 실험을 수행하였다. 각 실험은 로봇 착용 유무에 따라

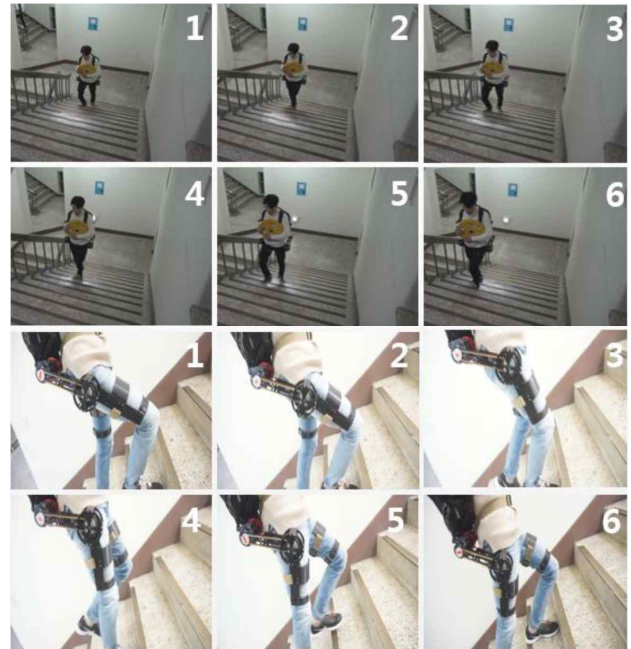


Fig. 24 Snapshots of stair walking mode

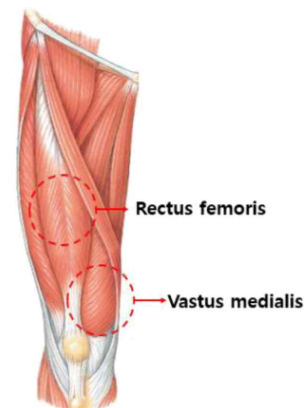


Fig. 25 EMG sensor positions for the thigh

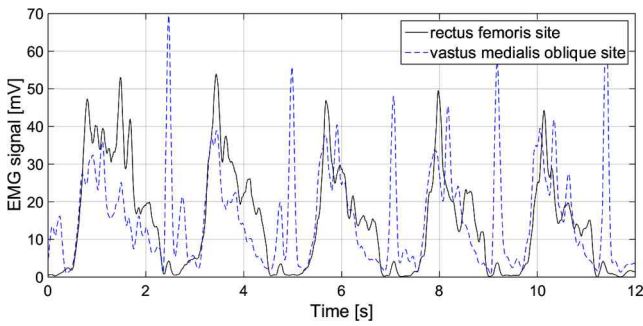


Fig. 26 EMG measurement without robot

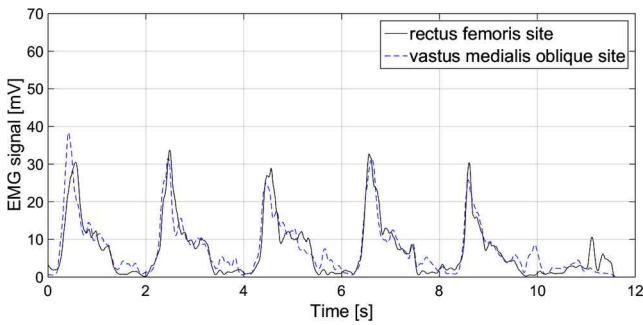


Fig. 27 EMG measurement with robot

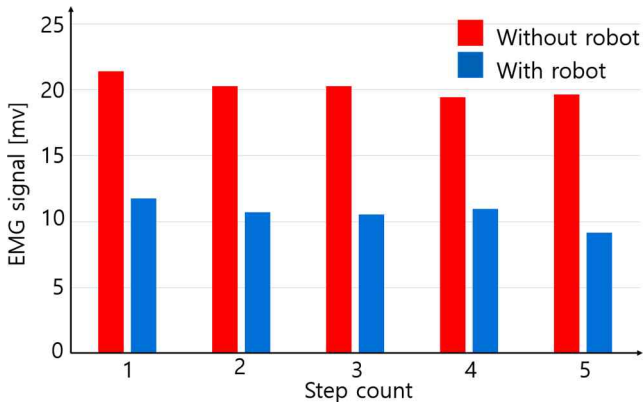


Fig. 28 EMG comparison graph of rectus femoris

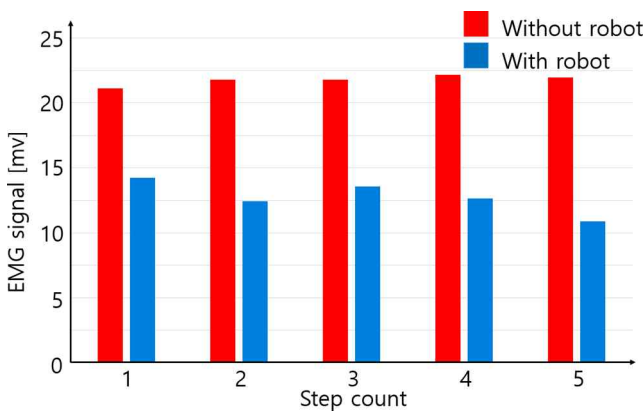


Fig. 29 EMG comparison graph of vastus medialis

각각 3회씩 진행하였다. 먼저 Fig. 26은 로봇 미착용 시 20 kg의 질량 추를 들고 계단을 올랐을 때의 센서 값을 나타내었으며 Fig. 27은 로봇 착용 시 20 kg의 추를 매고 계단을 올랐을 때의 센서 값을 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 로봇 착용 시 근전도가 눈에 띄게 줄어들었음을 알 수 있으며, 실험 결과를 Fig. 28과 29와 같이 정리하였다. 먼저 로봇 착용 시 3회 실험 결과 내측광근과 대퇴직근의 근전도 평균값은 각각 10.205 mV와 10.638 mV로 측정되었으며 로봇 미착용 시 3회 실험 결과의 평균값은 각각 17.419 mV와 20.206 mV로 측정되었다. 내측광근과 대퇴직근의 근전도 값의 증감율을 계산하면 각각 41.415%, 47.352% 감소하였고 이를 통해 로봇의 근력 보조 수행 능력을 검증할 수 있었다.

## 6. 결론

본 연구에서는 계단 보행 시 하체 근육에 도움이 필요한 고령자 및 무거운 등짐을 지고 계단을 올라가는 공장 근로자들에게 하체 근육을 보조할 수 있는 로봇을 개발하였다. 개발된 로봇은 계단 보행 시 대퇴부의 근육만을 보조할 수 있도록 소형화 및 경량화 설계되었으며, 세트칼라 메커니즘을 도입하여 착용자의 신체 구조에 따라 로봇의 너비와 각도를 조절할 수 있도록 구현하였다. 또한 스마트슈즈를 개발하여 발바닥의 압력 센서 값을 블루투스 통신을 통해 주 제어기에 전달함으로써 긴 배선의 문제점을 해결하였다. 착용형 로봇의 동작을 평지 보행모드와 계단 보행모드로 나누고 고관절 각도 측정을 위한 절대식 엔코더와 스마트슈즈 내부의 FSR 센서를 이용하여, 실시간 보행모드 판단이 가능하도록 알고리즘을 구현하였다. 특히, 평지 보행 모드 시 착용자의 보행을 추종하며 감속기의 마찰저항을 제거하는 마찰보상을 수행하였고, 계단 보행 모드 시 마찰보상과 더불어 강력한 토크에 의한 근력보조를 효과적으로 수행하였다 (동영상 참조<sup>7)</sup>).

그러나 근력 보조가 필요 없는 상황에서는 로봇의 하중에 대한 에너지 소모가 발생하므로 향후, 기본 소재와 플라스틱 재료를 적극적으로 사용하여 본 로봇의 부피를 최소화하고, 경량화할 계획이다. 또한, 로봇 동작에 관해서는 계단 내려가기(stair descending)에서의 디딤다리 근력 보조 방법과 계단 보행뿐만 아니라 “앉았다 일어나기”와 같은 다양한 하체 모션에 대한 모드 판단 알고리즘과 근력 보조에 대해서 연구할 계획이다.

## 후기

본 연구는 서울과학기술대학교 교내 연구비의 지원으로 수행되었습니다.

## References

- [1] Steger, R., Kim, S. H., Kazerooni, H., 2006, Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 3469-3476.
- [2] Hanyang Univ. Erica Academic-Industrial Cooperative Group, 2013, Wearable Robot to Assist Muscular Strength, Korea Patent:10-1290174.
- [3] Sogang Univ., 2006, Tendon-driven Power Assisting Orthosis and Control Method Its, Korea Patent: 10-0612031.
- [4] Lee, H. D., Yu, S. N., Lee, S. H., Kim, W. S., Han, J. S., Han, C. S., 2009, Development of Force Assistive Wearable Robot for the Under Extremity of Human, KSPE Spring conference, 989-990.
- [5] Nagarajan, U., Aguirre-Ollinger, G., Goswami, A., 2015, Integral Admittance Shaping for Exoskeleton Control, IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 5641-5648.
- [6] Kasaoka, K., Sankai, Y., 2001, Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion by Exo-Skeleton Type Power Assist System HAL, IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, 1578-1583.
- [7] Youtube, viewed 23 Nov. 2016, Development of a wearable robot for stair climbing assistance, <<https://youtu.be/4Wn0c9CLSPg>>.