DBpia

Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (2021) 27(3):262-270
https://doi.org/10.5302/J.ICROS.2021.21.0006 ISSN:1976-5622 eISSN:2233-4335

스프링의 탄성력으로 보행 효율 향상에 기여하는 디바이스 설계 및 웨어러블 로봇에서의 적용 방안

Design of Shoes Utilizing Torsion Spring for Increasing Gait Efficiency and Application in Wearable Robot

송 은 석, 이 대 호, 공 경 철*
(EunSeok Song[1], DaeHo Lee[1], and Kyoungchul Kong[1,*])

[1]Department of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology

Abstract: The dynamics arising from the foot–ground interaction plays an important role in human gait. Thus, it is imperative to fabricate an appropriate foot module for a powered exoskeleton to improve its performance. In this paper, a new design for shoes that effectively utilize the forefoot dynamics is described. This new design has metatarsophalangeal (MTP) joints with embedded torsion springs that connect the forefoot with the rest of the foot. Prototypes of these shoes resembling common sandals were produced via 3D printing. Torsion springs can store energy until the occurrence of toe-off in the gait cycle and then release energy till the termination of toe-off, which makes walking possible with less power consumption. The proper use of this toe-off force can lead to a more natural and effective gait for the wearers of powered exoskeletons. The ground reaction forces were measured to analyze if the new design could indeed increase the toe-off force. Surface electromyography (sEMG) sensors were used to measure the muscle activity to compare the relative muscle fatigue for the cases with and without the newly proposed design. Experimental results showed that the springs in MTP joints reduced the muscle fatigue by 4% and they enabled an increase in the supporting force by 10% when walking on a flat ground. Experiments conducted for running and climbing stairs showed a nearly 30% increase in the supporting force and a 30% decrease in muscle fatigue, indicating a significant improvement. The forefeet or MTP joints were more actively engaged during running or climbing stairs and the spring had enough chance to play its role. Further research should focus on the verification of the design by incorporating it into wearable robot.

Keywords: wearable devices, wearable robot, gait efficiency, forefoot, torsion spring, force plate, EMG (Electromyography)

I. 서론

로봇 기술이 발전함에 따라, 다양한 형태로 인간을 돕는 로봇이 개발되고 그 활용 범위도 확대되고 있다. 그 중 웨어러블 로봇은 인간을 보조하거나 신체 능력을 향상시키기 위한 좋은 해결책으로써 의료, 산업, 군사 등 많은 분야에서 개발 및 적용되고 있다. 산업 현장에서는 웨어러블 로봇이 작업자의 신체에 오는 부담을 줄여 줌으로써 작업자의 능률을 높여주며[1], 하지의 일부를 상실한 사람의 신체를 대신하기 위한 로봇 의족이 개발되고[2], 병원에서는 Walkbot_s[3]를 입고 트레드밀 위에서 보행 재활이 이루어진다. 노화로 인해 보행이 쉽지 않은 노인이나 신경계 손상으로 인해 마비가 온 장애인의 보행을 보조하기 위한 웨어러블 로봇에 대한 연구로는 유압을 이용한 근육의 역할을 하는 구동기부터 관절에 위치한 구동기가 토크를 생성하여 보행을 보조하는 로봇까지 여러 곳에서 다양한 방법으로 진행 중이다[4-8]. 하지 불완전 마비 환자를 위한 보행 보조 로봇[4,5]은 이미 상용화가 상당히 이루어져 여러 기관에서 이를 활용해 치료를 진행하고 있다. 웨어러블 로봇의 임상적 효과는 운동능력의 향상에서만 두드러지는 것이 아니라 하지마비 환자의 소화, 배설 능력 등을 개선시키는 부분에서도 효과가 있는 것으로 전해진다[9,10].

휠체어에서만 생활하던 환자들의 보행을 가능하게 해준 워크온 슈트[11,12]를 필두로 하는 여러 하지 완전 마비 장애인을 위한 웨어러블 로봇의 개발은 높은 수준의 기술과 특별한 보행 방법을 필요로 한다. 일례로, 로봇에 탑승하는 파일럿은 크러치를 양팔에 착용한 상태에서 로봇의 동력과 크러치의 보조를 통해 무게 중심을 이동하는 방법을 이용한다. 이 때 세부적인 수행 동작, 탑승자의 훈련 정도, 로봇의 설정에 따라 크러치에 지나치게 과하게 의존해 몸에 무리를 주거나 오히려 반대로 크러치를 거의 사용하지 않고도 보행할 수 있다[13]. 크러치를 이용한 보행 방식은 추가적인 지지점을 만들어 안정성을 높여 줌으로서 하지마비 환자들의 로봇 이용을 가능하게 해준다. 로봇의 발 모듈에는 맨발로 로봇에 탑승 후 맞춤 제작한 신발을 신는 인솔 타입과 개인 신발을 신고 로봇과 고정하는 아웃솔 타입, 두 종류가 있으며 그림 1에 소개되어 있다. 그 중 인솔 타입 모듈의 신발은 앞부분이 둥글게 올라와 있는 형태로 우리가 흔히 신는 러닝화와 유사한 형태이다.

* Corresponding Author
Manuscript received January 18, 2021; revised January 26, 2021; accepted February 4, 2021
송은석: 한국과학기술원 기계공학과 학생(eunseok.song@kaist.ac.kr, ORCID 0000-0002-2183-2848)
이대호: 한국과학기술원 기계공학과 대학원생(dhlee20@kaist.ac.kr, ORCID 0000-0002-9377-2100)
공경철: 한국과학기술원 기계공학과 교수(kckong@kaist.ac.kr, ORCID 0000-0002-5875-0044)
※ 본 연구는 한국과학기술원 URP 프로그램에 선정되어 연구되었음.

Copyright© ICROS 2021

www.dbpia.co.kr

그림 1. 워크온 슈트의 발 모듈, 왼쪽부터 인솔 타입 모듈의 신발, 아웃솔 타입 모듈.

Fig. 1. Two versions of foot modules in WalkON suit (Left: shoes for insole module, Right: outsole module).

둥근 밑창의 신발은 발가락을 능동적으로 움직일 수 있고 외부 보조 없이도 보행에 큰 어려움을 겪지 않는 비장애인들에게는 동적 균형을 잡으며 효율적인 보행을 하는 데 도움이 될 수 있다. 하지만 하지 근육을 자신의 의지대로 사용할 수 없는 장애인과 근력이 약한 노약자에게는 보행 시 허리 등 다른 부위의 근육에 부담을 주는 요인이 될 수 있으며, 신발 밑창의 형태에 적응하는데 어려움이 발생할 수 있다. 스스로 균형을 잡는 것에 어려움이 있던 사람이라면 이 문제가 더욱 심화되어 낙상 등으로 이어질 수 있다[14].

특히, 하지를 자유 의지대로 움직일 수 없는 완전마비 장애인들은 이러한 구조를 효과적으로 활용하기 어렵다. 더욱이 튼튼한 가죽과 높은 경도의 고무로 제작된 신발을 착용한 상태로 일반적인 신발과 같이 발가락 관절 부분이 유연하게 구부러지거나 부드러운 보행을 만들기 위해서는 보행 시 무게중심을 앞으로 과도하게 이동해야 한다는 문제가 있다.

발가락 관절의 움직임을 인위적으로 만들기 위해 모터를 이용해 발가락을 구동하는 웨어러블 로봇을 제작한 사례가 있다. Zhu et al.은 직렬 탄성 구동기 (SEA)로 발목과 발가락 관절의 역할을 하는 below-knee exoskeleton (EXO-PANTOE 1,2)을 개발하고, 이를 구동하는 것이 보행 효율에 긍정적인 영향을 준다고 밝혔고[15,16], Liu et al.은 발가락 관절 신발과 같은 발 보조기를 이용해 발가락 관절의 움직임을 만든 이후에 지면 반발력 분석을 통해 보행 시 발가락 관절을 구동하는 것이 보행에 도움을 준다는 것을 확인했다[17].

하지만 앞서 제시한 두 연구에서는 발가락 관절 구동기를 제어 및 구동하기 위한 에너지가 추가적으로 소모된다는 점에서 보행 단계의 어느 시점에서 보조력이 개입하는지에 따라 보행 성능을 높이는 데 큰 이득을 보지 못할 수 있다. 하지에 힘을 가할 수 없는 장애인을 위한 로봇이 일상 생활에서 널리 사용될 수 있도록 하기 위해서는 전체 작동 시간이나 전체적인 로봇의 무게가 중요한 요소 중 하나이다. 따라서 스프링이나 케이블 등을 이용해 인간을 보조하는 수동 보조형 외골격 슈트(passive exoskeleton)에서 방법을 찾아 나갈 필요가 있다. 이러한 아이디어에서 시작된 본 연구에서는 토션 스프링을 이용해 발가락 관절이 구부러지고 다시 펴지는 동작에서 지면을 미는 힘을 탄성력으로 보조, 또는 강화하였다.

II. 보행에서 발가락 관절의 의미

인간의 발은 보행 시 충격을 흡수하거나, 지면이 불규칙한 환경에서 보행 안정성을 강화하는 등 많은 기능을 수행하고 있다. 그림 2에 제시된 인간의 보행 주기에서 발가락을 포함한 발 앞부분의 지지는 전체 보행의 20%를 차지할 정도로 중요하다[18].

지지하던 발이 지면에서 떨어지기 시작하는 최종 입각기(terminal stance)의 뒤꿈치 들기(heel-off)부터 발가락으로 지지하던 발이 떨어지는 전 유각기(pre-swing)의 발끝 밀기(toe-off)까지 부드럽게 이어지는 보행은 자연스럽고 연속적인 보행의 핵심이라고 할 수 있다. 이는 다른 이족보행 로봇이나 웨어러블 로봇의 보행에서도 중요한 요소로 작용한다.

로커 모델(Rocker model)에서는 인간 보행의 일부를 특정 관절이나 점을 중심으로 하는 부분적인 진자 운동으로 해석한 바 있다[18]. 입각기(stance phase)에서, 로커 모델은 인간 보행이 부드럽게 이어지는 동작을 잘 설명해준다. 그림 3에서는 보행 중 입각기에서 네 개의 순서로 분류되는 로커 모델에서 각 축을 중심으로 측면(sagittal plane)에서 보이는 하지 전반의 움직임이 어떻게 진행되는지를 표현했다.

전족부 로커(forefoot rocker)에서, 뒤꿈치는 지면에서 들리며 발가락 관절은 축으로써 작용한다. 이후 그림 3에 제시된 바와 같이 질량 중심이 발가락 관절 위치를 넘어가면서 몸이 앞으로 넘어지듯 자연스럽게 앞쪽으로 진행할 수 있게 된다. 발가락 로커(toe rocker)에서는 발목과 발가락 관절이 몸에서 멀

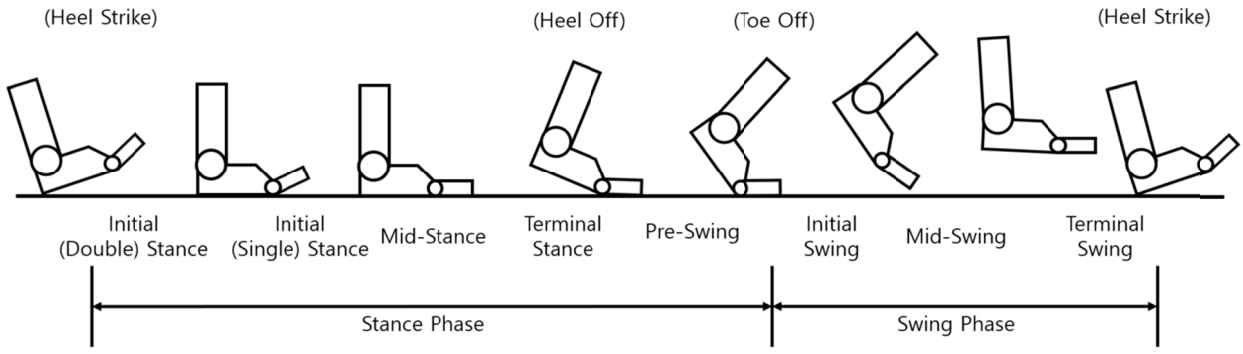

그림 2. 보행 주기.

Fig. 2. One typical gait cycle.

www.dbpia.co.kr

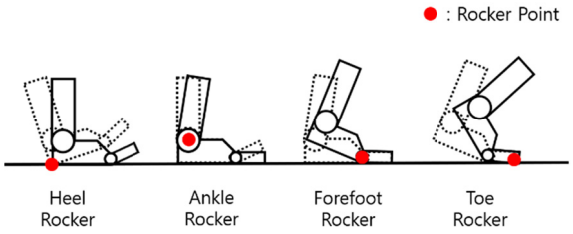

그림 3. 입각기에서의 네 가지 순차적 로커 모델.
Fig. 3. Four sequential rocker models in stance phase.

어지는 저측 굴곡(plantar flexion)이 일어나며 무게 중심이 앞으로 이동하며 균형을 잡는다. 그리고 비복근(gastrocnemius)이 내는 힘과 함께 최종적으로 지면을 딛고 앞으로 나아가게 된다.

발가락 로커에서 인체에 추가적으로 작용하는 힘은 보행에서는 크게 고려되지 않으나 달리기와 같은 운동에서는 주행 보조력의 많은 부분을 차지한다. 발가락이 없더라도 보행이 불가능한 것은 아니지만, 발가락의 존재는 보행에 여러 이점을 준다.

보행 효율성을 판단하는 척도는 크게 두 가지로 볼 수 있다[19-22]. 1) 보행 중 불필요한 동작이 발생하지 않으며 보행에 필요한 근육이 적절하게 사용되고 있는가-보행 안정성 및 보행 패턴 분석의 측면. 2) 보행 중 에너지 소모와 근육의 피로를 줄일 수 있는가-에너지 효율적 측면.

III. 하드웨어 설계 및 구성

본 연구에서 제안하는 프로토타입은 앞에서 언급된 발가락 로커, 또는 발끝 밀기(toe-off) 동작에서 발가락 관절이 펴지며 내는 힘을 크게 하는 것이 그 목표이다. 이를 모터의 동력이 아닌 토션 스프링의 탄성력을 이용해 구현했다. 토션 스프링이 힘을 내는 과정은 그림 4에 소개되어 있다. 토션 스프링은 구부러지는, 또는 비틀리는 힘에 대한 탄성 에너지를 저장했다가 방출하는 역할을 한다. 토션 스프링이 발가락 관절에 적용된다면 보행 중 발가락이 구부러지는 동작에서 스프링이 탄성 에너지를 저장했다가 발가락 관절이 펴지는 입각기의 끝과 유각기의 시작에서 힘을 주는 역할을 하게 된다. 일반적인 보행에 비해 상체가 훨씬 앞으로 기울어짐으로 인해 무게 중심이 자연스럽게 앞으로 이동하면서 발끝으로 지면에 닿으며 이동하게 되는 달리기 동작에서는 이 역할이 더 커지게 된다.

프로토타입 제작에 사용된 토션 스프링의 스프링 상수를 계산하기 위해 아래의 식 (1)을 사용할 수 있다[23].

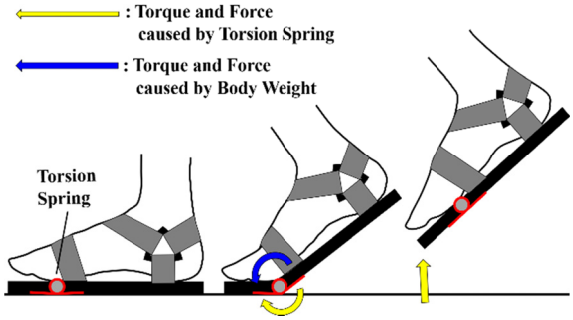

그림 4. 제안하는 신발의 작동 과정.
Fig. 4. Working principle of torsion spring.

$$k_T = \frac{Ed^4}{3667nD} \quad (1)$$

식에서 k_T는 토션 스프링 상수, E는 Young's modulus (종탄성계수), d는 스프링의 선경, n은 스프링의 유효 권수(감은 횟수) D는 스프링의 중심경으로 정의된다. 프로토타입에 사용된 스프링의 경우, 선경 2 mm, 코일 지름 10 mm, 권수 2회, 재료는 경강선으로 종탄성계수가 21,000 kgf/mm^2 이다. 주어진 값과 위의 식을 이용해 스프링 상수를 계산하였다. 토션 스프링 한 개의 스프링 상수는 4.581 kgf · mm/deg로 구해졌다. 보행 중 발가락 관절은 최대 55도까지 구부러지는 것으로 알려져 있다[18]. 이를 고려할 때 보행 과정에서 스프링 한 개가 가지는 최대 탄성 에너지는 약 6.93J로 계산된다.

신발을 설계할 때 필수적으로 고려해야하는 것은 바로 착용자에게 불편함을 주지 않는 것이다. 토션 스프링이 별도의 인체공학적 구조 없이 신발에 곧바로 사용된다면, 스프링의 코일이 발에 직접적으로 맞닿게 되고 이는 착용자의 발에 불편함을 줄 수 있다. 스프링이 발에 직접 닿지 않도록 신발의 외부, 또는 옆으로 위치하도록 설계한다 해도 모멘트를 받게 되어 굽힘이 발생할 수 있으며 스프링의 토크가 의도한대로 작용하지 않게 된다.

이 문제를 해결하기 위해 더블 액션 힌지 형태의 스프링 가이드를 디자인했다. 그림 5에 소개되어 있는 것과 같이 최대 4개의 스프링이 가이드에 설치될 수 있는 형태이며 스프링의 개수를 조절함으로써 전체 스프링 상수 값을 변화시킬 수 있다.

본 프로토타입에서는 구조를 크게 전족부(forefoot)과 후족부(rearfoot)로 나누었다. 전족부와 후족부의 윗부분과 아랫부분 사이를 채우기 위해 스펀지를 그 사이에 끼워 넣어주었다. 이렇게 추가한 스펀지는 실제 신발과 비교했을 때 밑창의 쿠션 역할을 수행한다.

더 범용적으로 신을 수 있는 형태의 신발을 만들기 위해, 샌들의 스트랩과 스펀지를 활용했다. 그림 6의 좌측에 있는

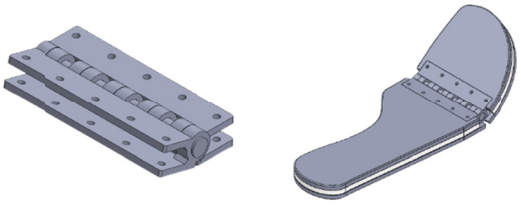

그림 5. 스프링 가이드와 어셈블리에 대한 3D 모델.
Fig. 5. 3D model of spring guide and assembly.

그림 6. 기성품 샌들(왼쪽)과 제작한 프로토타입을 내장한 샌들(오른쪽).
Fig. 6. Ready-made sandal (left) and spring sandal (right).

www.dbpia.co.kr

기성품 샌들의 스트랩을 사용하여 프로토타입의 샌들에 접착하였다. 레이저 커터로 스펀지의 전체적인 외형을 왼쪽의 신발과 같은 크기로 자른 뒤 스트랩이 위치할 곳에 공간을 만들어 스트랩이 들어갈 수 있도록 하였다.

IV. 실험 구성

1. 힘판(force plate)을 이용한 지면 반발력 측정

지면 반발력(GRF, ground reaction force)은 체중이 이동하거나 정지해 있을 때 지면으로부터 체중에 가해지는 반작용력을 뜻한다. 지면 반발력의 방향과 크기를 이용하면 보행 패턴을 분석할 수 있을 뿐만 아니라 보행 시 추진력과 제동력의 정량적 분석도 가능해진다. 본 연구에서 측정할 지면 반발력의 수직방향 힘은 발의 구조적인 형태나 상체가 앞으로 숙여지는 등 신체의 전반적인 구조 및 움직임과 상호작용하여 보행이 부드럽고 연속적으로 진행될 수 있도록 하고 이를 통해 인간은 앞으로 나아갈 수 있게 된다. 힘판은 지면 반발력을 측정할 수 있는 장비로써, 힘판에 설치된 각 센서는 6축(x, y, z 방향의 힘 및 각각의 모멘트)에 대한 힘과 모멘트를 측정, 계산할 수 있다. 실험에 사용한 힘판은 KISTLER 사의 9260AA3 모델이다. 500×300×50 mm의 사이즈에 총 네 개의 센서가 내장되어 있으며 그림 7의 네 귀퉁이에 위치한다.

본 실험에서는 네 개의 센서 중 하나로부터 측정된 값만 받아볼 수 있도록 앰프에서 나오는 네 개의 신호 단자 중 한 개의 신호만 활성화된다. 힘판 위에서만 주행이나 보행을 하면 어느 쪽 다리가 현재 힘판에 닿아 있는지 판단할 수 있고 해당 시점의 보행 및 주행 단계를 파악할 수 있다. 동일한 신체조건에 대해 지면 반발력 값이 커진다면 발을 더 강하게 내딛었거나 지면에 닿을 때의 속도가 더 빠른 것으로 분석할 수 있다.

2. 표면 근전도 센서 모듈을 이용한 근전도 측정

표면 근전도(sEMG, surface electromyography) 센서는 근육의 수축으로 인해 발생하는 전기 신호를 측정하여 근활성도의 기준을 제시한다. 본 실험에서 표면 근전도 센서는 종아리에서 가장 큰 근육인 내측 비복근에 부착된다. 피험자는 이후 제시된 경로를 따라 걷거나 달리기, 계단 오르내리기와 같은 동작을 수행한다. 보행의 경우 이동거리가 6 m로 제한되어 있는 상태에서 자유로운 보행이 이루어졌다. 달리기의 경우에는 전력질주로 달리기를 한 후 측정 값의 국소적 최대값들과 한 번의 주행 주기에서 각각의 근전도를 분석했다. 100 m 달리기에서 처음과 끝의 2-3초 또는 출발 이후 30 m의 구간에서 가속과 감속이 이루어진다[24]. 본 실험에서는 이 구간을 3초로 가정하고 측정 데이터에서 처음과 끝의 데이터를 제외하여 최고 속력에서의 데이터를 얻을 수 있었다.

프로토타입 착용 후 보행과 주행 주기에서 측정한 근활성도와 기성품 샌들을 착용 후 측정한 근활성도를 비교했다. 근전도는 전압으로 측정되며 이 값을 시간에 따라 적분하게 되면 실험에서 해당 근육의 피로도를 비교하는 척도로 사용할 수 있다[25,26]. 측정 결과에서의 국소적 최대값은 보행이나 주행 중 근육의 순간적인 사용량을 비교하는 척도로 사용된다. 그 외 측정 결과의 그래프 개형 등을 통해 스프링의 역할을 분석할 수 있다.

3. 걷기, 달리기, 계단 오르내리기에서의 측정

근전도 값은 표면 근전도 센서 모듈을 활용해 다양한 행동과 상황에 대해 측정이 가능하다. 보행과 달리기의 경우 앞에서 언급한 바와 같이 정해진 이동거리에 대해 실험을 진행했다.

보행 중 전족부의 기여가 일반 보행보다 큰 움직임인 달리기와 계단 오르기를 검증을 위한 추가 동작으로 선정했다. 이후 비장애인의 달리기, 계단 오르내리기에 대한 데이터를 측정하고 이를 분석했다. 본 연구에서 제시한 설계의 성능을 알아보기 위해 힘판 위로 두발 모아 뛰어오르기(제자리 뛰기), 고정된 거리를 전력질주 하는 동안의 근전도 측정을 진행했고, 계단 오르내리기의 경우 12개의 계단을 오르내리는 동작을 수행하는 동안의 근전도 신호를 측정했다. 그림 8과 같이 양쪽 다리를 번갈아 올라가며 동작을 수행했고 측정한 데이터를 통해 일반 샌들과의 차이를 분석했다.

V. 실험 결과 및 고찰

표면 근전도 센서와 힘판에서 측정된 값은 NI myRIO-1900을 이용해 10 ms의 주기로 기록되었다. 편의를 위해, 사용한 기성품 샌들의 경우 “normal sandal”로 표시했고, 프로토타입을 내장하여 제작한 샌들의 경우 “spring sandal”로 표기하여 그래프로 나타냈다.

1. 힘판을 이용한 지면 반발력 측정

지면에서 출발해 힘판 위로 착지하는 제자리 뛰기(두발 모아 뛰어오르기) 동작을 수행하며 내장된 스프링의 작용을 확인했고, 보행 중 그 위를 지나감으로써 한번의 보행 주기에서 지면 반발력을 측정하는 실험을 진행했다. 뛰어오르는 실험은 제자리에서 점프하여 두 다리로 힘판 위에 착지 후 양 다리가 순서대로 내려오는 방식으로 진행되었고, 두 실험 모두 닿는

그림 7. 힘판을 이용한 보행 중 실험 과정.
Fig. 7. Experiment setting with force plate for walking.

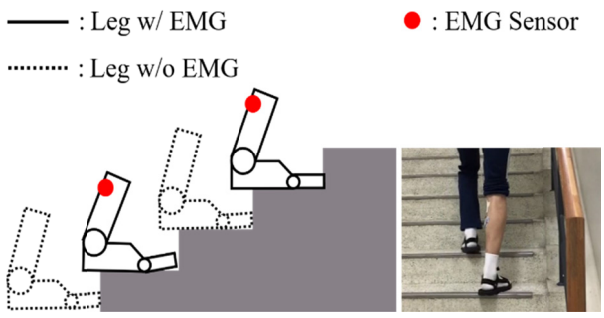

그림 8. 계단 오르기 동작에서 근전도 측정 실험 구성.
Fig. 8. Experiment setup for climbing stairs.

www.dbpia.co.kr

발이 위치할 곳을 힘판에 표시해주었다. 각 실험의 측정 값 중 가장 크게 측정된 값을 100퍼센트로 하여 정규화를 진행했다.

1.1. 제자리 뛰기 동작에서 지면 반발력 측정

그림 9는 힘판 위로 뛰어오를 때 측정된 지면 반발력 값을 보여준다. 힘판 위에 양 발로 착지 후 피크 값을 가지는 약 0.45초까지는 측정된 값의 크기와 모양이 일치함을 볼 수 있다. 하지만 힘판에서 내려오는 과정에서, 일반 샌들과 프로토타입이 내장된 샌들에서의 차이가 발생한다.

기성품 샌들의 경우에는, 0.45초를 기준으로 측정 신호의 기울기가 변화하는 와중에 계속해서 감소함을 볼 수 있다. 이는 다리 한쪽이 힘판에서 벗어나면서 발생한 변화이다. 하지만 프로토타입이 내장된 신발의 경우, 측정 신호가 0.45초까지 감소하다가 이후 증가했다. 이는 일반적인 샌들을 신고 측정한 값에서 기울기가 크게 변하지만 계속해서 감소했던 시점과 일치하는 것을 확인할 수 있다.

일반적으로 점프를 하거나 계단과 같이 높은 곳에서 낮은 곳으로 내려오는 동작을 할 때 전족부로 착지를 하게 된다. 힘판에서 내려올 때 힘판에 닿아 있는 발은 일반 보행보다 더 큰 각도로 발끝 밀기(toe-off)가 일어날 수 있다. 그 때 프로토타입의 스프링이 구부러지면서 에너지를 저장한다. 이후 남아 있던 발이 내려올 때 저장해 두었던 탄성에너지가 방출되면서 힘판을 한번 더 밀어주는 역할을 하게 된다. 이로써 제작한 프로토타입이 의도한 역할을 수행하고 있음을 확인했다.

1.2. 제자리 뛰기 동작에서 지면 반발력 측정

그림 10은 보행 중 힘판 위를 지나며 한 발걸음을 걸을 때 측정된 신호의 값을 나타낸 그래프이다. 각 샌들을 신고 다섯 번씩 보행 실험을 진행했다. 측정 데이터의 분석을 위해 각 샌들을 신었을 때의 측정값의 평균과 표준편차를 구하여 그래프로 표현했다. 중심선은 데이터의 평균, 옅은 색의 영역은 해당하는 데이터의 표준편차이다. 각 그래프의 개형을 통해 입각기에서의 뒤꿈치 접지(heel-strike), 부하 반응기(mid-stance), 발끝 밀기(toe-off)로 이어지는 보행 패턴을 확인할 수 있다. 뒤꿈치 접지에서 부하 적응기로 이어지는 부분에서 외란이 있던 것을 볼 수 있다. 이는 발뒤꿈치가 힘판에 닿으면서 힘판이 들렸기 때문이다.

두 개의 피크 값 중 앞에 있는 피크 값인 뒤꿈치 접지에서는 기성품 샌들의 경우 1.0026 V, 제작한 프로토타입이 내장된 샌들의 경우 0.9602 V로 4% 이내의 오차를 보였다. 다음으로 가장 큰 피크 값인 발끝 밀기에서는 일반적인 샌들에서는

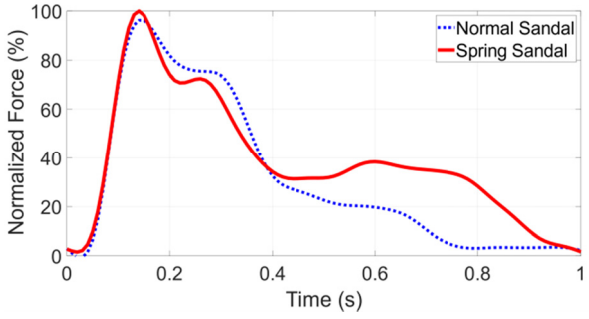

그림 9. 힘판 위로 뛰어오를 때의 지면 반발력.

Fig. 9. Normalized GRF for jumping on the force plate.

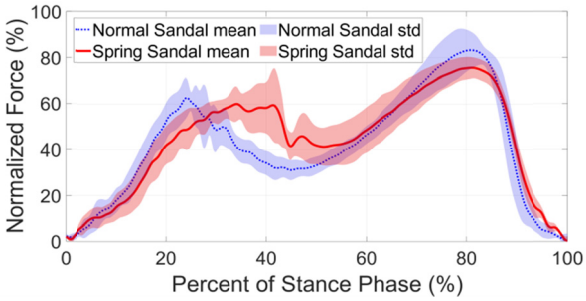

그림 10. 보행 중 한 주기에서의 지면 반발력.

Fig. 10. Normalized GRF for one gait cycle while walking.

1.3323 V, 제작한 프로토타입이 내장된 샌들에서는 1.2105 V로 나타났다. 이는 약 10%의 차이로 앞서 첫번째 피크에서 발생했던 4%의 오차를 감안하더라도 유의미한 차이를 보였음을 알 수 있다.

발뒤꿈치가 지면에서 떨어지면서 발가락 관절을 중심으로 하는 전족부 로커와 발가락 로커가 시작된다. 발가락 관절을 중심으로 회전을 시작하면서부터 내장된 토션 스프링이 구부러지기 시작하고 발끝 밀기에서 구부러졌던 스프링이 펴지면서 발생하는 힘과 지면 반발력의 합력이 체중과 같게 된다. 스프링의 힘이 존재하기 때문에 일반 샌들에서의 보행보다 더 작은 지면 반발력 값이 힘판에서 나타난다. 본 실험 결과를 바탕으로 제작한 프로토타입이 동일한 보행 상황에서 탑승자가 근육을 통해 내야하는 최대 힘을 약 10% 줄여주었다고 판단할 수 있다.

2. 표면 근전도 센서를 이용한 걷기, 달리기, 계단 오르내리기에서의 근활성도 측정 및 근피로도 계산

실험을 통해 얻은 데이터에서 약 0.41 V의 바이어스가 존재했기 때문에 측정 결과에서 이를 감하였다. 관련된 연구를 바탕으로 10 Hz의 차단 주파수를 가지는 3차 저역 통과 필터를 설계하였고[27-29] 이를 MATLAB을 활용해 원본 데이터에 적용했다. 필터를 거친 데이터의 극소값 점들을 각 보행 주기의 시작과 끝에 해당하는 점으로 정하여 각각의 주기를 구분했다. 이렇게 각 보행 주기를 구분해 처리한 데이터에 대해 평균과 표준편차를 계산하고 이를 그래프에 나타냈다.

2.1. 일반 보행에서의 근전도 값 측정

일반적인 샌들과 프로토타입이 내장된 샌들을 신고 열 걸음 보행한 실험과 달리기를 수행한 실험에 대한 결과가 아래 표 1에 나와 있다. 각각의 샌들에서 열 걸음의 보행을 할 때 약 5.5초의 시간동안 나타나는 신호의 피크의 개수가 다섯 개로 같았고, 그림 11에서 보여지는 보행 주기에서 측정된 그래프의 개형이 초반에 증가하다 이후 감소하는 형태로 비슷한 양상을 보이는 점을 통해 프로토타입이 내장된 샌들에서 보행 패턴 자체에 큰 변화를 주는 요소가 없다고 할 수 있다.

실험에서 측정을 통해 얻은 데이터 중 보행의 시작과 끝 사이의 시간 간격이 5.5초로 같았다. 따라서 각 경우에서 측정된 값들의 제곱 평균 제곱근(RMS, root mean square) 값을 비교하는 것은 정의한 근육의 피로도를 적분을 통해 계산하는 것과 같은 의미를 가진다. 각각의 제곱 평균 제곱근 값을 계산해보면, 일반적인 샌들에서는 0.1663 V, 프로토타입을 내장하여 제작한 샌들은 0.1639 V로 약 3%의 차이가 났다. 이는 한 번의

www.dbpia.co.kr

표 1. 각 신발에서 달리기에서의 근전도 비교.
Table 1. Comparison of EMG in normal walking & running for each sandal.

	SANDAL TYPE	RMS OF SIGNALS (V)	PEAK VOLTAGE (V)
WALKING (10 STEPS)	NORMAL SANDAL	0.1663	0.3390
	SPRING SANDAL	0.1639	0.3173
RUNNING (18 STEPS)	NORMAL SANDAL	0.4258	0.8264
	SPRING SANDAL	0.3081	0.5569

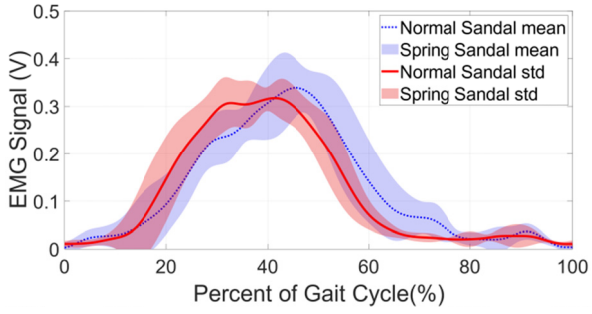

그림 11. 한번의 보행 주기에서 측정된 근전도 신호.
Fig. 11. EMG signal measured in one gait cycle.

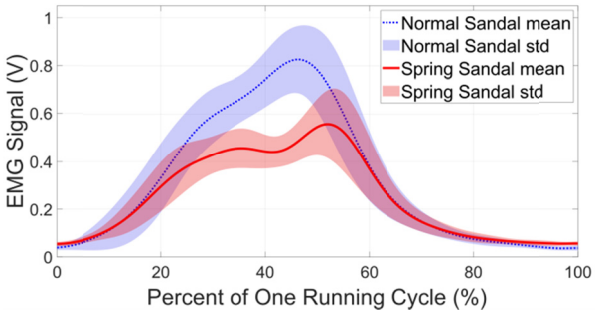

그림 12. 한번의 주행 주기에서 측정된 근전도 신호.
Fig. 12. EMG signal measured in one running gait cycle.

주기에서 유의미한 차이로 보기는 어렵다. 각 경우에서 비복근의 최대 사용량 비교를 위해 피크 값의 평균을 비교해보면, 일반적인 샌들에서는 0.3390 V로 계산되고, 프로토타입이 내장된 샌들에서는 0.3173 V로 계산되어 일반 샌들에 비해 약 7% 적은 힘을 사용했음을 확인했다. 이는 제작한 프로토타입이 발끝 밀기(toe-off)에서 발가락 관절이 구부러졌다가 펴질 때 종아리 근육의 사용량을 줄이는 역할을 했기 때문이라고 할 수 있다. 실험 결과를 바탕으로 분석했을 때 일종의 쿠션, 또는 충격 완화 장치로써 종아리에 가해지는 순간적인 힘을 줄여주는 데에 유의미한 효과를 보였다. 미세한 차이이지만 적분 근전도 대신 계산한 제곱 평균 제곱근 값에서 기성품 샌들보다 줄어든 값을 보였으며 오랜 보행을 하게 되면 근피로를 줄일 수 있을 것이라는 결론을 내릴 수 있다.

1.2. 달리기에서의 근전도 값 측정

비장애인의 달리기는 상체가 앞으로 기울어진 상태에서 진행되고 이로 인해 비교적 적은 노력으로도 주자의 무게중심이 진행방향과 동일한 방향에 편향된 상태를 유지할 수 있다. 달리기는 일반적인 보행에 비해 근육의 사용량이 크며, 일반 보행에 비해 전족부를 비롯하여 발의 세부적인 관절이나 근육이 더 큰 역할을 수행한다. 달리기 상태에서의 측정 결과는 표 1과 그림 12에 소개되어 있다.

표 1에서 볼 수 있듯, 달리기에서의 근전도 값이 일반 보행에서의 측정값보다 더 높게 측정되었다. 일반 보행에 비해 빠른 이동을 위해 근육의 순간적인 힘과 에너지가 더 많이 사용된다는 사실을 측정을 통해 확인했다.

일반 샌들과 프로토타입이 내장된 샌들에서의 근전도 값을 비교하기 위해 측정된 데이터에서 피크 값들의 평균을 계산하면, 프로토타입이 내장된 샌들의 경우가 0.5569 V로 기성품 샌들에서 보이는 0.8264 V보다 33% 감소된 피크 값을 가짐을 알 수 있다. 이는 보행에서의 차이보다 훨씬 큰 수치이며 제작한 샌들이 전족부의 개입이 더 큰, 달리는 상황에서 근육이 내야하는 힘을 더 많이 줄여준다는 결론을 내릴 수 있다. 근피로도에 해당하는 제곱 평균 제곱근 값은 38% 감소했음을 보여주며 피크 값과 그 주변에서의 감소가 그만큼의 차이를 만들었음을 확인할 수 있다.

2.3. 계단 오르내리기에서의 근전도 값 측정

표 2에서는 계단을 오르내리는 동안 측정된 근전도 신호에 대한 피크 값과 적분 근전도 값이 소개되어 있다. 계단을 오르내릴 때 종아리 근육은 보행할 때보다는 많이, 달리기 할 때보다는 적게 사용되었다.

계단을 오르고 내리는 상황에 대한 측정 결과값은 서로 다른 경향을 보였으며 이는 그림 13에서 확인할 수 있다. 그래프의 피크 값의 개수가 올라갈 때와 내려갈 때 각각 6개로 같았고 종아리 근육이 사용될 때와 사용되지 않았을 때가 명확하게 구분됨을 볼 수 있다.

표 2와 그림 13에서 계단을 올라갈 때의 피크 값은 프로토타입이 내장된 신발에서 더 크게 나타났다. 계단을 올라갈 때 인간의 몸은 앞으로 나아가는 것뿐 아니라 위로 올라가기 위한 운동도 필요하다. 그렇기 때문에 무게중심이 자연스럽게 전방으로 이동하면서 보행하는 과정보다는 허벅지나 종아리 근육의 힘을 이용해 하지를 위로 옮기는 과정이 추가된다. 이 과정에서 스프링이 내장된 프로토타입이 계단을 오를 때 더 방해가 되었다고 할 수 있다. 근피로도의 척도인 제곱 평균 제

표 2. 계단을 오르내릴 때의 근전도 비교.
Table 2. Comparison of EMG in going up & down stairs.

	SANDAL TYPE	RMS (V)	PEAK (V)
UP	NORMAL SANDAL	0.2428	0.5224
	SPRING SANDAL	0.2428	0.5887
		RMS (V)	Peak (V)
DOWN	NORMAL SANDAL	0.1716	0.5029
	SPRING SANDAL	0.1425	0.3699

www.dbpia.co.kr

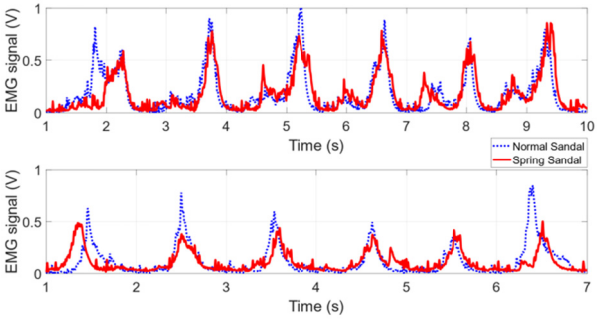

그림 13. 계단을 올라갈 때(위)와 내려갈 때(아래) 측정된 근전도 신호.

Fig. 13. Separated graph for EMG signal measured in going up and down stairs (Raw Data).

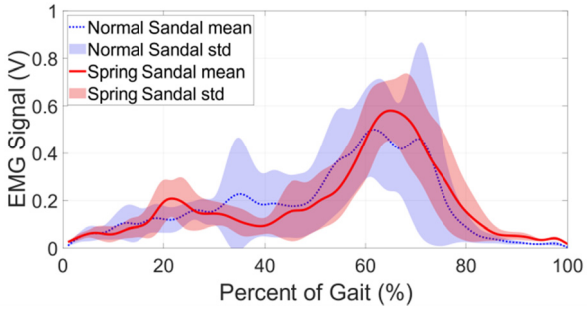

그림 14. 계단을 올라갈 때의 보행 주기에서 측정된 근전도 신호.

Fig. 14. EMG signal for each gait cycle measured in climbing the stairs.

곱근 값은 일치하였음을 확인했다. 계단을 내려갈 때에는 피크 값과 제곱 평균 제곱근 값이 모두 유의미한 감소를 보였다.

총 12개의 계단 중 두 칸을 올라가는 동안 한 쪽 다리는 유각기와 입각기를 거치므로 이 동작을 한 주기라고 할 수 있다. 자세한 분석을 위해 그림 13에서 보여지는 그래프에 대해 총 여섯 번의 보행 주기로 나누고 이를 그림 14와 그림 15에 그래프로 표현했다.

그림 14의 그래프를 보면 유각기에 해당하는 낮은 피크의 값은 거의 일치함을 확인했다. 내장된 스프링이 영향을 주지 않는 상태이기 때문이다. 다음으로 가장 큰 피크 값에 해당하는 부분이 측정 중이지 않은 다리가 다음 층계로 이동하는 동안 한 발로 지지하고 발끝 밀기까지 수행하는 부분이다.

일반적으로 계단을 올라갈 때에는 뒤꿈치부터 전족부까지 순서대로 닿는 일반 보행과는 다르게, 그림 8과 같이 중족부로 착지를 하게 된다. 다음 층계로 올라가기 전까지 발바닥은 평평한 상태를 유지하게 된다. 그러다가 발 뒤꿈치가 들어 올려지면서 유각기가 시작되고 발가락 관절이 구부러지는 발끝 밀기 동작을 만들 때 체중의 이동과 같이 다른 힘의 영향을 상대적으로 적게 받는다. 그렇기 때문에 내장된 스프링의 탄성력을 이겨내면서 발끝 밀기를 수행하기 위해 종아리 근육의 사용이 상대적으로 더 커진 것으로 판단할 수 있다.

그림 15에서는 내려갈 때의 보행 주기를 분석한 결과를 보여준다. 그래프와 표에서 볼 수 있듯, 계단을 내려갈 때에는

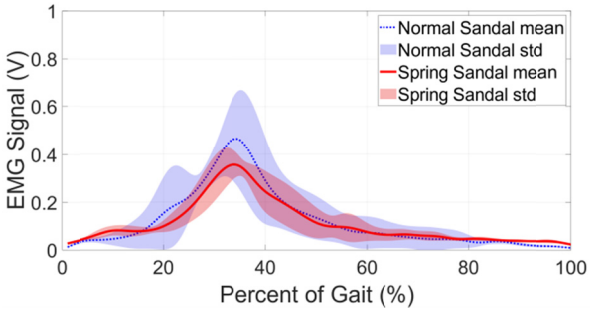

그림 15. 계단을 내려갈 때의 보행 주기에서 측정된 근전도 신호.

Fig. 15. EMG signal for each gait cycle measured in going down the stairs.

기성품 샌들의 경우 0.5029V, 스프링이 내장된 샌들의 경우 0.3699V로 20% 이상 감소한 피크 값을 볼 수 있다. 이로 인해 한 번의 주기에서의 근육의 피로를 비교하는 제곱 평균 제곱근 값 또한 0.1716V에서 0.1425V로 20% 감소했음을 볼 수 있다.

추가로 근전도 값이 올라가기 시작하면서 입각기가 시작된다고 보면, 주기의 100%부터 피크 값을 가지는 30%까지의 감소 정도가 그 이후의 것보다 더 큼을 볼 수 있다.

계단과 같이 높은 곳에서 낮은 곳으로 뛰어내리거나 걸어 내려올 때에는 충격을 줄이기 위해 뒤꿈치로 착지하기보다는 발 끝으로 착지를 하게 된다. 이 때 프로토타입의 경우 내장된 스프링이 구부러질 수 있고 이로 인해 착지를 위한 종아리 근육의 사용이 줄어들게 된다. 비슷하게 전족부로 접지하는 달리기 동작과 비교해보면, 달리기와 같이 자유낙하에 가까운 접지 때보다는 내려간다는 사실을 인지하고 속도를 조절할 수 있는 계단 내려오기 동작에서 스프링이 구부러지는 정도가 더 적다는 것도 확인할 수 있다.

VI. 결론

본 논문에서는 토션 스프링을 활용한 새로운 설계의 착용형 로봇의 족부 프로토타입을 제안했다. 이후 표면 근전도 센서를 이용한 근전도 측정과 힘판을 이용한 지면 반발력 측정을 통해 그 효과를 확인했다. 제작된 프로토타입은 일반적인 샌들과 비교했을 때 비장애인의 보행에서는 착용자의 신체가 내야 하는 순간적인 힘을 약 10% 감소시키는 효과를 보였고 착용자의 근피로와 소모에너지를 줄이는 측면에서는 제한적인 효과를 보였다. 달리기나 계단 오르내리기와 같이 전족부의 사용 비중이 커지고 다양한 근육을 많이 사용하는 동작에 대해서는 30% 내외로 감소한 필요 근활성도와 서로 다른 경향의 지면 반발력 추세를 나타내며 유의미한 결과를 보였다.

실험 결과를 분석했을 때 전족부와 발가락 관절을 고려한 새로운 설계가 일반적인 보행보다는 달리기나 계단 오르내리기 등에서 그 역할이 더 크다는 것을 알 수 있으며 이는 웨어러블 로봇을 착용한 하지마비 환자들의 보행에 적용될 수 있을 것이다. 이와 유사하게 서론에서 소개된 바와 같이 발가락 관절을 중심으로 발을 전족부와 나머지 부분으로 나눈 아웃솔 모듈을 적용한 실제 워크온 슈트가 기존 설계 대비 균형 유지, 보행 속도 측면에서 큰 진전을 이루었다는 점이 국제

www.dbpia.co.kr

대회의 성적[30]으로써 확인된 바 있다.

본 연구에서는 근전도 센서를 이용한 근활성도 비교 및 힘판을 이용한 지면 반발력 측정, 두가지 방법으로 보행 효율을 검증하는 실험을 진행했다. 여기에 더해 마커를 이용한 모션 캡쳐 및 동작 분석, 산소 소모량 측정 등 더욱 다양한 방법으로 검증이 가능할 것이다. 위치, 각도 측정과 더불어 앞에서 계산한 스프링 상수와 스프링이 구부러지는 각도를 통해 이론적 분석까지 가능해질 것이다. 또한 스프링의 개수를 조절하거나 새로운 규격의 스프링을 제작함으로써 스프링 상수를 다양하게 설정하여 더욱 정량적 실험을 진행해볼 수 있다. 추후의 연구로는 워크온 슈트의 아웃솔 모듈과 같이 실제 로봇에 적용이 가능한 모듈을 제작하고 이것을 적용했을 때 웨어러블 로봇에서의 보행에 얼마나 영향을 주는지를 검증하는 연구가 진행될 것이다.

REFERENCES

[1] T. J. Ha, J. S. Lee, S. H. Back, S. H. Kim, and J. Y. Lee, "Wearable robot design for industrial application," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering (In Korean)*, vol. 29 no. 4, pp, 433-440, 2012.

[2] T. Lenzi, M. Cempini, L. Hargrove, and T. Kuiken, "Design, development, and testing of a lightweight hybrid robotic knee prosthesis," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 37, no. 8, pp. 953-976, 2018.

[3] P&S Mechanics Co. Ltd website, http://walkbot.co.kr/

[4] H. J. Choi, B. H. Na, and K. C. Kong, "Assistance for people with partially impaired walking ability using a lower-limb wearable robot," *Institute of Control, Robotics and Systems (In Korean)*, pp. 231-232, May 2019.

[5] H. J. Choi, B. Na, S. Kim, J. Lee, H. Kim, D. Kim, D. Cho, J. Kim, S. Shin, D. Rha, and K. Kong, "Angel-suit: a modularized lower-limb wearable robot for assistance of people with partially impaired walking ability," *2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)* pp. 51-56, Mar. 2019.

[6] K. Kim, J. J. Kim, M. Heo, G.Y. Jeong, M. H. Ko, and T. K. Kwon, "Development of knee ankle foot orthosis for gait rehabilitation training using plantaflexion and knee extension torque," *Journal of Institute of Control, Robotics and System (In Korean)*, vol. 16, no.10, pp. 948-956, 2010.

[7] Y. L. Park, B. R. Chen, N. O. Pérez-Arancibia, D. Young, L. Stirling, R. J. Wood, E. C. Goldfield, and R. Nagpal, "Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle-foot rehabilitation," *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 9, no. 1, 016007, Jan. 2014.

[8] W. Huo, S. Mohammed, J. C. Moreno, and Y. Amirat, "Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art," *IEEE systems Journal*, vol. 10, no. 3, pp. 1068-1081. Sep. 2014.

[9] S. Krall, Elizabeth A, and Bess Dawson-Hughes, "Walking is related to bone density and rates of bone loss," *The American Journal of Medicine*, vol. 96, no. 1, pp. 20-26, Jan. 1994.

[10] G. Onose, V. Cârdei, Ş. T. Crăciunoiu, V. Avramescu, I. Opriş, M. A. Lebedev, and M. V. Constantinescu, "Mechatronic wearable exoskeletons for bionic bipedal standing and walking: a new synthetic approach," *Frontiers in Neuroscience*, vol. 10, no. 343, Sep. 2016.

[11] J. Choi, B. Na, P. Jung, D. Rha, and K. Kong, "WalkON Suit: A medalist in the powered exoskeleton race of cybathlon 2016," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 24, no. 4, pp. 75-86, Dec. 2017.

[12] About WalkON suit 4.0 in ANGEL Robotics website, http://angel-robotics.com/en/product/walkonsuit.php

[13] K. W. Park, D. H. Lee, and K. C. Kong, "Development of FSR-crutch module for real-time evaluation of walking performance in the rehabilitative applications," *Journal of Institute of Control, Robotics and System (In Korean)*, vol. 26, no.10, Sept. 2020.

[14] T. Stöggl, A. Haudum, J. Birklbauer, M. Murrer, and E. Müller, "Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, no. 8, pp. 816-822, May 2010.

[15] J. Zhu and Q Wang, "Adding compliant joints and segmented foot to bioinspired below-knee exoskeleton," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 605-610, May 2011.

[16] J. Zhu, H. She, W, Sun, X. Li, X. Zhang, and Q. Huang, "Design of compliant joints and human-robot connection in an ankle-foot exoskeleton," *IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems*, pp. 103-107, Oct. 2017.

[17] Y. Liu, X. Zang, N, Zhang, and M. Wu, "Design and evaluation of a wearable powered foot orthosis with metatarsophalangeal joint," *Applied Bionics and Biomechanics*, Sep. 2018.

[18] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd Ed., SLACK., 2010.

[19] E. Martini, S. Crea, A. Parri, L. Bastiani, U. Faraguna, Z. McKinney, R. M. Lova, L. Pratali, and N. Vitiello, "Gait training using a robotic hip exoskeleton improves metabolic gait efficiency in the elderly," *Nature Scientific reports*, vol. 9, no. 1, pp. 1-12, May 2019.

[20] B. S. Kang, D. H. Kang, S, I, Kim, and W. J. Park, "Development of a wearable soft robot for rehabilitation and motion assistance," *Journal of Institute of Control, Robotics and System (In Korean),* vol. 25, no. 3, pp. 255-259, Mar. 2019.

[21] J. S. Kim, M. G. Kim, and J. H. Park, "Improvement of Humanoid gait stability using reduction gear deformation model," *Proc. of 2016 31st ICROS Annual Conference 2016 (In Korean),* pp. 369-371, Mar. 2016.

[22] H. K. Shin and B. K. Kim "Energy-efficient gait planning and control for biped robots utilizing the allowable ZMP region," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 4, Aug. 2014.

[23] R. G. Budynas, J. K. Nisbett, *Shingley's Mechanical Engineering Design*, 10th Ed., McGraw-Hill Series in Mechanical Engineering, New York, 2014.

[24] A. Ito, M. Ishikawa, J. Isolehto, and P. V. Komi, "Changes in the step width, step length, and step frequency of the world's top sprinters during the 100 metres," *New Studies in Athletics*, vol. 21, no. 3, pp. 35-39, 2006.

[25] P. V. Komi and P. Tesch, "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology,* vol. 42, no. 1, pp.41-50, 1979.

[26] J. H. Viitasalo and P. V. Komi, "Signal characteristics of EMG during Fatigue," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 37, no. 2, pp. 111-121, 1977.

[27] R. Shiavi, C. Frigo, and A. Pedotti, "Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides,"

www.dbpia.co.kr

Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 36, no. 2, 1998.
[28] C. Frigo and P. Crenna, "Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 3, pp. 236-245.
[29] J. P. Roy and D. J. Stefanyshyn, "Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 38, no. 3, pp. 562-569, 2006.
[30] CYBATHLON 2020 Powered Exoskeleton Race Disciplines & Results, https://cybathlon.ethz.ch/en/event/disciplines/exo

송 은 석

2015년~현재 한국과학기술원(KAIST) 기계공학과 학부과정 재학 중. 관심분야는 인체 보조 로봇의 설계 및 제어, 인간 보행 분석 및 보조, 보행 효율 증가, 메카트로닉스 시스템 설계.

이 대 호

2020년 한국과학기술원(KAIST) 기계공학과(공학사). 2020년~현재 한국과학기술원(KAIST) 기계공학과 석사과정 재학. 관심분야는 인체 보조 로봇의 설계 및 제어, 센서 및 사용자 의도 파악, 신체능력 증강 로봇.

공 경 철

2004년 서강대학교 기계공학/물리학 학사. 2006년 동 대학원 기계공학 석사. 2009년 University of California, Berkeley 기계공학 박사. 2011년~2018년 서강대학교 기계공학과 교수. 2019년~현재 KAIST 기계공학과 교수. 관심분야는 제어이론 및 응용, 인간보조로봇 설계 및 제어 등.

www.dbpia.co.kr