Journal of Korea Robotics Society (2017) 12(2):116-123
https://doi.org/10.7746/jkros.2017.12.2.116 ISSN: 1975-6291 / eISSN: 2287-3961

WalkON Suit: 하지 완전마비 장애인을 위한 웨어러블 로봇

WalkON Suit: A Wearable Robot for Complete paraplegics

최 정 수[1], 나 병 훈[1], 정 평 국[1], 나 동 욱[2], 공 경 철[†]

Jungsu Choi[1], Byeonghun Na[1], Pyeong-Gook Jung[1], Dong-wook Rha[2], Kyoungchul Kong[†]

Abstract Wearable robots are receiving great attention from the public, as well as researchers, because its motivation is to improve the quality of lives of people. Above all, complete paraplegic patients due to spinal cord injury (SCI) might be the most adequate target users of the wearable robots, because they definitely need physical assistance due to the complete loss of muscular strength and sensory functions. Furthermore, the medical care of complete paraplegics by using the wearable robots have significantly reduced the mortality rate and improved the life expectancy. The requirements of the wearable robot for complete paraplegics are actuation torque, locomotion speed, wearing sensation, robust gait stability, safety, and practicality (i.e., size, volume, weight, and energy efficiency). A WalkON Suit is the wearable robot that has satisfied the requirements of the wearable robot for complete paraplegics and participated in the powered exoskeleton race of Cybathlon 2016. In this paper, configuration of the WalkON Suit, human-machine interface, gait pattern, control algorithm, and evaluation results are introduced.

Keywords Wearable Robot, Actuation System, Human-machine Interface, Gait Pattern

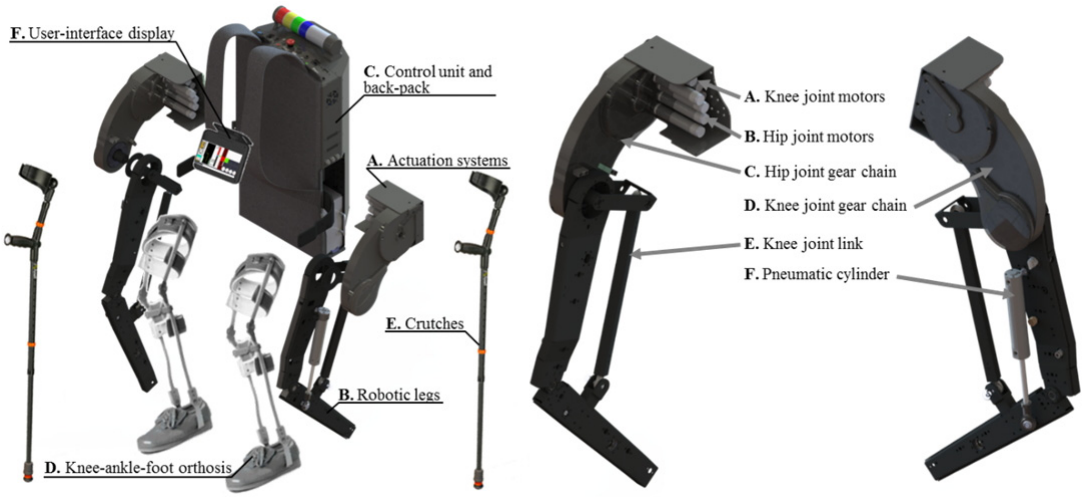
1. 서 론

웨어러블 로봇의 다양한 적용 대상 중에서 하지 마비 장애인의 일상 생활 보조는 가장 직접적이고 필요성이 분명한 적용 대상 중 하나이다. 특히 하지 완전마비 장애인의 경우에는 하지의 운동 및 감각 기능이 완전히 소실된 상태이기 때문에, 웨어러블 로봇과 같은 보조 장치 없이는 보행 및 기립이 불가능하다. 이러한 하지 완전마비 장애인에게 있어서 웨어러블 로봇을 이용한 보행은 단순히 걷는다는 의미를 벗어나 혈액 순환 및 골밀도 향상, 소화기능 증진 등의 의학적 치료 효과가 있다고 알려져 있다[1]. 따라서 하지 완전마비 장애인용 웨어러블 로봇은 그들의 사망률을 감소시키고 삶의 질을 향상시킬 수 있는 고차원적인 로봇 시스템으로서 최근 많은 로봇 개발자들의 주목을 받고 있다.

현재까지 개발된 하지 마비/완전마비 장애인용 웨어러블 로봇들 중 가장 대표적인 로봇으로는 ReWalk Robotics 社의 ReWalk을 들 수 있다[2]. ReWalk의 경우에는 미국

Received : Mar. 23. 2017; Revised : May. 4. 2017; Accepted : May. 8. 2017
※This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded in part by the Korea government (MSIP) (NRF-2015R1A1A1A05001448)
†Corresponding author: Mechanical Engineering, Sogang University Sinsu-Dong, Mapo-Gu, Seoul, Korea (kckong@sogang.ac.kr)
[1]Mechanical Engineering, Sogang University (zz1zzy, nbh87, pgjung@sogang.ac.kr)
[2]Rehabilitation Medicine, Yonsei University College of Medicine (medicus@yuhs.ac)

Copyrightⓒ KROS



(a) (b)

Fig. 1. Design of WalkON Suit: (a) the overall configuration, (b) the robotic legs and actuation systems

을 중심으로 전 세계 재활병원의 보급이 진행되고 있으며, 개인 판매 또한 이루어지고 있다. 이밖에 Ekso Bionics社의 Ekso, Parker Hannifin社의 Indego, Rex Bionics社의 Rex등의 하지 마비/완전마비 장애인용 웨어러블 로봇들이 전세계적으로 개발이 지속되고 있으나[3,4,5], 현재까지 공개된 하지 마비/완전마비 장애인용 웨어러블 로봇들은 앉기/서기 및 평지 보행 정도의 동작들만 제공 가능하며, 중증 이상의 하지 완전마비 장애인에게는 적합하지 않다는 평가를 받는 등 사용에 있어 제한적인 모습을 보여주는 실정이다.

본 논문에서는 하지 완전마비 장애인을 위해 개발된 웨어러블 로봇인 WalkON Suit를 소개한다. WalkON Suit는 하지 완전마비 장애인의 성공적인 동작 보조를 위하여 로봇의 구동 토크 및 보행 속도, 착용성, 보행 안정성, 시스템 안정성, 실용성(크기 및 부피, 무게, 에너지 소모량 등) 등의 요구 조건들을 모두 고려하여 개발되었으며, 임상 훈련을 통해 그 성능을 검증하였다. 또한, 앉기/서기 및 평지 보행, 곡선 보행, 불 균일 지형 보행, 언덕 오르기/내리기, 계단 오르기/내리기 등의 다양한 동작들이 모두 가능하도록 동작 생성 알고리즘을 구현 하였으며, 스위스에서 개최된 2016년도 Cybathlon 장애인 로봇 올림픽의 Powered Exoskeleton Race 종목에 출전하여 최종 3위에 입상하는 쾌거를 이룩하였다.

2. WalkON Suit의 기계 설계

2.1 전체 구성

WalkON Suit는 Fig. 1(a)와 같이 한 쌍의 구동 시스템 및 로봇 다리, 하지 보장구, 조작 장비를 갖춘 목발, 회로 및 제어 장비, 배터리를 포함하는 가방, 상태 표시 화면으로 이루어져 있다. 구체적인 제원은 Table 1과 같다.

Table 1. Mechanical specification of WalkON Suit

Specification		WalkON Suit
Dimension [*mm*]	Height	1400
	Width	550
	Depth	350
Weight [kg]		27
Degree of Freedom	Active	4
	Passive	2
Torque [*Nm*] (Continuous)	Hip	172
	Knee	168
Torque [*Nm*] (Peak)	Hip	740
	Knee	720
Speed [*RPM*]	Hip	33
	Knee	34
Range of Motion [*deg.*]	Hip	-30 ~ 120
	Knee	0 ~ 115
	Ankle	-20 ~ 20

2.2 로봇 다리 구조

착용자와 로봇의 무게 및 움직임에 의한 동적 하중을 버티는데 충분한 강성을 갖도록 하는 것이 WalkON Suit 로봇 다리 구조의 첫 번째 설계 목표이다. 이와 같은 설계 목표를 달성하기 위해서 착용 대상군(키 150 cm이상 190 cm미만, 몸무게 40 kg이상 100 kg미만) 및 수행 동작(앉기/서기 및 평지 보행, 곡선 보행, 불 균일 지형 보행, 언덕 오르기/내리기, 계단 오르기/내리기 등)들을 고려한 동역학 시뮬레이션을 수행하였으며, 도출된 결과를 바탕으로 로봇 다리의 재질 및 구조, 부품들을 결정하였다. 또한 발목 관절의 경우에는 엉덩이/무릎 관절과 달리 수동형으로 구현하여 스윙(Swing) 시에만 발을 들어 줄 수 있도록 하였으며, 이를 통해 무게 절감이 가능하였다.

2.3 구동 시스템

실생활에서 행해지는 다양한 동작들 중 일반적으로 가장 큰 힘이 필요한 동작은 앉기/서기 동작이다. 따라서 WalkON Suit 구동 시스템의 요구 구동 토크는 실제 앉기/서기 동작에서 사용되는 엉덩이 및 무릎 관절 토크의 최대 값을 기준으로 결정하였다. 앉기/서기 동작에서 사용되는 엉덩이 및 무릎 관절 토크의 최대 값은 의학적 실험을 통해 도출 된 바 있으며, 각각의 값은 119 *Nm*, 96 *Nm*이다[6]. 이러한 값을 바탕으로 구현된 WalkON Suit 구동 시스템의 실제 구동 토크를 Table 1에 정리하였다.

WalkON Suit 구동 시스템의 구현에 있어서 구동 토크와 함께 고려해야 하는 부분들은 구동 속도 및 무게, 안정성 등이 있다. 일반적으로 전기 모터로 이루어진 구동 시스템의 경우에는 각각의 구동부를 단일 모터로 구동하는 경우가 대부분이다. 이러한 단일 모터 구동 시스템은 구동 토크가 커질수록 구동 속도가 느려 지고 무게가 증가하게 되며, 모터 이상 발생 시 해당 구동부가 정상적으로 작동되지 못하면서 로봇 시스템 전체에 치명적인 오류를 초래하는 문제가 발생하게 된다. 이와 같이 단일 모터 구동 시스템이 갖는 문제를 해결하기 위해서 WalkON Suit의 구동 시스템은 각각의 구동부를 고속 BLDC 모터(Maxon Motor, EC22 100W) 4개가 연동되어 구동하는 동기화 방식을 적용하였다. 이와 같이 고속의 BLCD 모터 4개를 동기화하게 되면 모터 단의 구동 토크가 단일 모터에 비해 4배의 증폭이 가능하게 된다. 따라서 WalkON Suit의 구동 시스템에는 단일 모터를 사용했을 경우에 비해 작은 크기의 토크증폭기어(엉덩이 관절 861:1, 무릎 관절 839:1)가 적용되었고, 고속 BLDC 모터의 구동 속도 유지 및 무게 절감이 가능하였다. 또한 4개의 고속 BLDC 모터들 중 몇몇의 모터에 이상이 발생하는 경우에도 남은 모터들의 구동이 가능하기 때문에, 전체 시스템의 치명적인 오류를 미연에 방지 할 수 있었다.

2.4 제어 및 조작 장비, 배터리

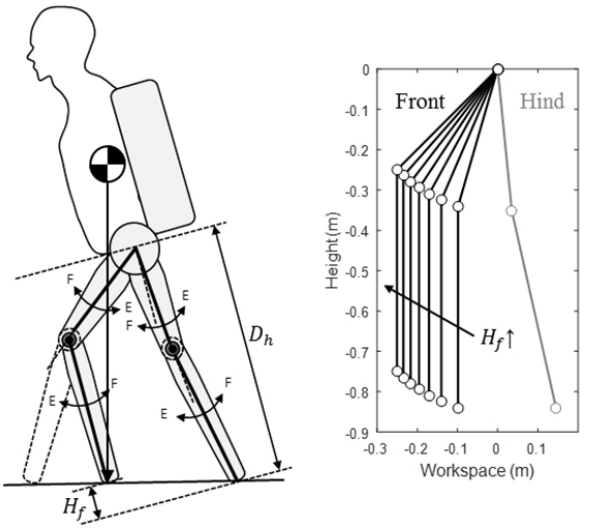
로봇 시스템의 주요 제어 장비는 가방에 장착되어 있는 National Instruments社의 cRIO-9038로서, 이 장비를 통하여 전체 시스템의 실시간 동작 생성 및 제어 가능하였다. 또한 로봇의 조작은 정지 버튼과 가속 버튼으로 가능하며, 각각의 버튼은 오른쪽 목발 손잡이에 장착되어 있다. WalkON Suit에 적용된 배터리는 리튬-폴리머 배터리로서 모터 구동을 위한 12cell 390 Wh 배터리와 제어 장비 구동을 위한 3cell 100 Wh 배터리가 적용되었다.

3. 보행 동작 생성 방법

3.1 앞굽이 보행 방법

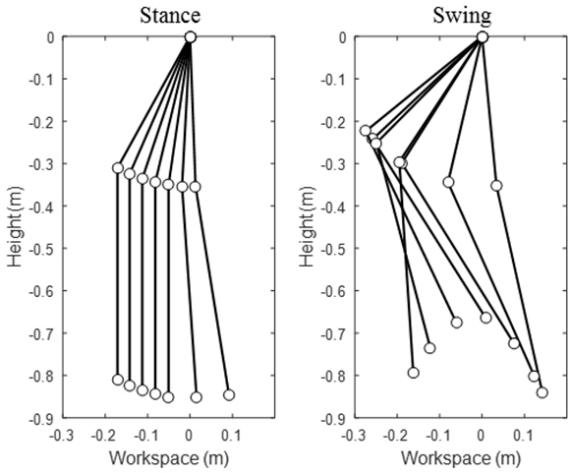
일반인의 정상 보행 동작은 보행 속도가 빨라 짐에도 불구하고 에너지 소모량의 증가폭이 크지 않기 때문에 매우 효율적인 보행 동작으로 알려져 있으며, 이러한 이유로 많은 하지 마비/완전마비 장애인용 웨어러블 로봇들은 정상 보행 동작을 사용하여 보행 기능을 수행하고 있다. 이러한 정상 보행 동작에서 원활하게 무게중심을 이동하기 위해서는 골반의 내외전 움직임 및 발목 관절의 토크를 효과적으로 활용해야 하지만, 하지 완전마비 장애인들은 이러한 기능들의 사용이 불가능하고 로봇의 자유도도 인체의 자유도에 비해 부족하기 때문에, 정상 보행 동작만을 사용해서는 원활한 무게중심이동이 쉽지 않다. 따라서 WalkON Suit에는 전체 시스템의 무게중심 이동 능력을 극대화하기 위해 구현된 새로운 보행 동작 생성 방법인 앞굽이 보행 방법이 적용되었다.

하지 완전마비 장애인은 운동 및 감각 기능의 완전한



(a) (b)

Fig. 2. Joint trajectory generation of WalkON Suit: (a) the forward inflection walking, (b) the legs posture according to H_f



(a) (b)

Fig. 3. The leg trajectories of the forward inflection walking

손실로 인하여 하지를 전혀 사용할 수 없으며 시간이 지남에 따라 하지 부분의 심각한 근손실이 발생하게 되기 때문에, 대부분의 하지 완전마비 장애인들의 하체 무게는 상체 무게에 비해 극도로 가벼운 것이 일반적이다. 따라서 착용자와 WalkON Suit를 포함한 전체 시스템의 무게중심은 Fig. 2(a)와 같이 상체의 중심 근처에 있다고 가정할 수 있다.

일반적인 보행 동작에 있어서 스탠스(Stance)에 해당하는 발은 몸체의 앞쪽에 위치하며, 이와 반대로 스윙에 해당하는 발은 몸체 뒤쪽에 위치하게 된다. 따라서 전체 시스템의 무게중심을 항상 몸체 앞쪽으로 위치시키면, 이는 곧 전체 시스템의 무게중심이 스탠스에 해당하는 발에 위치함을 뜻하게 된다. 전체 시스템의 무게중심을 몸체 앞쪽으로 위치시키는 가장 간단한 방법은 상체를 앞쪽으로 기울이는 것이며, WalkON Suit에는 Fig. 2(b)와 같이 앞쪽 다리와 뒤쪽 다리의 높이 차 H_f(D_h는 뒤쪽 다리의 높이를 나타냄)를 이용해서 상체 기울어짐이 자연스럽게 발생하도록 하는 앞굽이 보행 방법을 적용하였다. 이와 같은 앞굽이 보행 방법에서는 다음의 수식 (1)과 같이 무릎 관절을 접힌 상태로 유지시켜 종아리가 항상 상체와 평행하는데, 이는 Fig. 2(a)의 점선과 같이 상체 기울어짐이 발생함에도 불구하고 무릎 관절이 펴진 상태로 유지되게 되면 전체 시스템의 무게중심이 스탠스에 해당하는 발에 위치 할 수 없기 때문이다.

$$\theta_k(t) = -\theta_h(t) \tag{1}$$

여기서 $\theta_k(t)$는 무릎 관절의 각도, $\theta_h(t)$는 엉덩이 관절의 각도를 나타낸다.

이와 같은 앞굽이 보행 방법을 적용하여 생성된 보행 동작은 Fig. 3과 같다. 이때 스윙 구간에서는 다리가 바닥으로부터 최대한 많이 떨어질 수 있도록 보행 동작을 구현하였으며, WalkON Suit의 구동 시스템의 속도를 적용할 경우 스윙 시 다리가 지면에서 0.2 m 떨어진 상태로 최대 18 m/min의 속도로 보행이 가능하다.

3.2 신체적 제한 요소를 고려한 보행 동작 생성 방법

대부분의 하지 완전마비 장애인들은 장기간의 휠체어 생활로 인하여 앉은 자세로 관절이 굳어지는 구축 현상을 겪게 된다. 이러한 구축 현상은 무릎과 발목 관절에서 두드러지게 나타나며, 각각의 관절이 일정 각도 이상 펴지지 못하면서 자유도에 제한이 발생한다. 특히 무릎 관절의 경우에는 WalkON Suit를 통해 직접적으로 구동이 되는 부분이기 때문에, 이와 같은 구축 현상이 고려되지 않은 보행 동작이 적용될 경우 착용자의 인대 및 건에 심각한 손상이 초래 될 수 있다. 따라서 WalkON Suit에

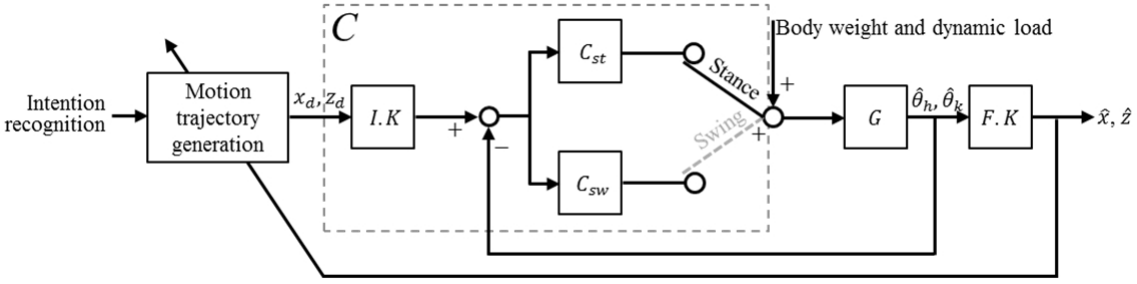


Fig. 4. A motion control system for each leg

는 무게중심의 이동 능력이 극대화된 앞굽이 보행 방법을 바탕으로 하지 완전마비 장애인의 구축 현상까지 고려된 보행 동작 생성 방법이 적용되었다. 그 결과 WalkON Suit의 무릎 관절 궤적은 착용자의 실제 무릎 구축 각도를 고려하여 일정 각도 이상 펴지지 않도록 구현 되었으며, 이를 임상 훈련을 통하여 검증 하였다.

4. 제어 시스템

4.1 동작 제어 시스템

WalkON Suit에 적용된 동작 제어 시스템은 Fig. 4와 같다. 착용자는 본인의 의도(앉기/서기 및 평지 보행, 곡선 보행, 불 균일 지형 보행, 언덕 오르기/내리기, 계단 오르기/내리기 등의 동작 선택과 각 동작들의 시작 및 정지 여부)를 오른쪽 목발에 장착된 정지 버튼과 가속 버튼을 통해 WalkON Suit의 동작 제어 시스템에 전달 가능하며, 전달된 의도는 의도 파악 알고리즘에 의해 실시간으로 파악 된다. 동작 생성 알고리즘은 3장에서 소개된 보행 동작 생성 방법을 기초로 하여 착용자의 의도를 정확히 수행하기 위한 각 다리의 끝점 위치 x_d, z_d를 도출한다. 도출된 각 다리의 끝점 위치는 WalkON Suit 전체 시스템의 역기구학(Fig. 4의 *I.K*, Inverse kinematics)을 통해서 각 관절의 각도인 θ_r^h(엉덩이 관절 각도)와 θ_r^k(무릎 관절 각도)로 변환되며, 이는 동작 제어기의 기준 입력 값으로써 로봇 시스템 G의 제어 입력 값 u^h, u^k의 계산에 사용된다. 착용자의 의도 파악 및 동작 생성, 역기구학 계산은 매 1 *ms*마다 진행 된다.

로봇 시스템의 제어 입력 값은 동작 제어기를 통해 다음의 수식 (2)와 같이 계산 된다.

$$u(k) = f_1\theta_r(k) + f_2\theta_r(k-1) + c_1e(k) + c_2e(k-1) + c_3e_c(k) \quad (2)$$

여기서 k는 샘플링 인덱스(Sampling index), f_1과 f_2는 앞먹임 제어기(Feedforward controller)의 제어 상수, c_1과 c_2, c_3는 되먹임 제어기의 제어 상수를 나타낸다. $e(k)$는 각 관절의 추적 오차를 나타내며 수식 (3)과 같다.

$$e(k) = \theta_r(k) - \theta(t) \quad (3)$$

또한 수식 (2)에서 $e_c(k)$는 각 관절의 누적 추적 오차를 나타내고 다음의 수식 (4)와 같이 계산된다.

$$e_c(k) = s[e_c(k-1) + e(k)T] \quad (4)$$

여기서 T는 샘플링 주기를 나타내고, s는 가변 변수로서 $s=0$이면 $e_c(k)$는 0으로 재설정 된다.

로봇 다리가 스탠스 구간에 있을 경우, 로봇 다리의 동작 제어 시스템은 전체 시스템의 무게 및 동적 하중 등과 같은 많은 외란들에 쉽게 노출되게 된다. 또한 이와 같은 외란들은 보행 속도 및 지면 환경, 목발의 위치 등 보행 상태에 따라 지속적으로 변하기 때문에, 만약 높은 제어 상수 값이 동작 제어기에 적용될 경우에는 로봇 시스템의 제어 입력 값이 외란의 변화에 따라 급격하게 변하게 되는 문제가 발생하게 된다. 이러한 문제는 동작 제어 시스템의 불안정성 및 부드럽지 못한 움직임을 야기하여 착용자의 불편함과 긴장감을 유발 할 수 있으며, 전체 시스템의 균형을 무너뜨리는 요인으로 작용될 수 있다. 반면 로봇 다리가 스윙 구간에 있을 경우에는 로봇

Table 2. Setting of Controller Gains

Phase	$f_1 f_2$	$c_1 c_2$	c_3	s
Stance	0	$1 \ll$	0	0
Swing	$1 \ll$	$1 \gg$	$1 \ll$	1

다리가 다음 스탠스 시작 지점까지 최대한 빨리 이동해야 하며, 이에 따라 높은 수준의 추적 성능이 요구된다. 또한 스윙 구간은 스탠스 구간과는 달리 다리의 끝점이 지면에서 떨어진 상태이기 때문에, 동작 제어 시스템에 강한 영향을 미치던 외란들을 더 이상 고려하지 않아도 된다. 이와 같이 스탠스와 스윙에 따라 동작 제어기에 요구되는 제어 특성이 매우 달라지며, 하나의 고정된 동작 제어기로는 이러한 특성을 모두 만족할 수 없다. 따라서 WalkON Suit에는 보행 단계에 따라 Table 2와 같이 제어 상수가 변경되도록 하는 이득 계획(Gain scheduling) 방법을 적용하여 동작 제어기를 구현하였다.

스탠스 구간에서는 되먹임 제어기의 비례-미분(PD) 제어 상수만을 사용하고 s를 0으로 설정함으로써 외란에 의한 누적 오차가 전체 시스템에 영향을 미치지 않도록 동작 제어기를 구현하였다. 따라서 급격한 외란 변화에도 전체 시스템의 안정성은 강인하게 유지 될 수 있다. 이와는 반대로 스윙 구간에서는 되먹임 제어기의 비례-미분 제어 상수 대신 적분(I) 제어 상수와 앞먹임 제어기를 사용하여 추적 성능을 극대화 하였다.

WalkON Suit에 적용된 이득 계획 방법을 사용하면 각 보행 단계에 따라 동작 제어기의 실시간 변화가 가능하지만, 이러한 동작 제어기의 급격한 변화로 인해 의도치 않은 불안정성이 발생 될 수 있다. 특히 스탠스 구간에서는 외란에 의한 영향을 최소화하기 위하여 동작 제어기에 비례-미분 제어 상수만 적용하였기 때문에 추적 성능이 스윙 구간에 비해 매우 저감 될 수 밖에 없다. 따라서 스윙 구간 시작 시 갑작스런 추적 성능 증가로 인해 로봇 다리의 급격한 움직임이 발생하여 전체 시스템에 강한 충격을 가 할 수 있다. 이러한 현상을 방지하기 위해서 스윙 시작 시의 실제 로봇 관절의 각도 θ_h, θ_k를 기준으로 다리의 끝점을 생성 하도록 하는 적응 알고리즘을 적용하였다.

5. 임상 훈련 결과

5.1 착용자

WalkON Suit의 임상 훈련에 참여한 착용자는 42세 대한민국 남성 김병욱으로서 T10/T10 수준의 ASIS-A 하지 완전마비 장애인이며, WalkON Suit 착용 전까지 다른 웨어러블 로봇을 착용했던 경험은 없다.

5.2 평지 보행 훈련 결과

착용자가 WalkON Suit를 착용한 후 처음 실시했던 훈련은 앞굽이 보행 방법을 통한 평지 보행 훈련이었다. 앞굽이 보행 방법은 의도적으로 상체 기울어짐을 발생시켜 보행 중에 자연스러운 무게중심이동이 이루어지도록 구현이 되었기 때문에, 약 10차례 훈련을 통해서 Fig. 5에 나타낸 바와 같이 원활한 평지 보행이 가능하였다.

Fig. 5. The forward inflection walking with WalkON Suit

5.3 다양한 동작 훈련 결과

앉기/서기 및 곡선 보행, 불 균일 지형 보행, 기울어진 통로 보행, 언덕 오르기/내리기, 계단 오르기/내리기 등의 동작들은 일상 생활을 살아 감에 있어서 반드시 수행 가능해야 하는 동작들이다. 따라서 WalkON Suit는 이러한 동작들이 모두 수행 가능하도록 동작 생성 알고리즘을 구현하였으며, 실제 임상 훈련을 통해 그 가능성을 검증하였다. 특히 앉기/서기 동작의 경우에는 일반적인 의자가 아닌 푹신한 소파(Sofa)를 대상으로 동작 구현 및 훈련을 진행하였다. 실제로 착용자는 2016년도 Cybathlon 장애인 로봇 올림픽의 Powered Exoskeleton Race 종목에 출전하여 위의 동작들을 직접 수행하였으며, 대회 당시 기울어진 통로 보행을 제외한 다섯 개의 과제를 성공적으로 수행하는 모습을 보여 주었다.

6. 결 론

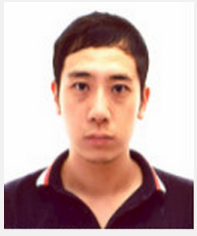
본 논문에서는 하지 완전마비 장애인을 위한 웨어러블 로봇인 WalkON Suit의 기계 설계 및 보행 동작 생성 방법, 제어 시스템, 임상 훈련 결과에 대해 자세히 소개하였다. WalkON Suit에는 다양한 동작들을 구현되었으며, 이를 2016년도 Cybathlon 장애인 로봇 올림픽의 Powered Exoskeleton Race 종목 3위 입상을 통하여 증명하였다.

7. 감사 인사

WalkON Suit의 첫 번째 착용자로서 많은 임상 훈련을 거치며 함께 로봇을 만들어간 김병욱님께 감사의 말씀을 전합니다. 또한 본 논문에서 수행된 모든 임상 훈련은 연구 윤리 규정을 준수하여 진행되었음을 밝혀 드립니다.

References

[1] M.J. DeVivo, “Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications”, Spinal Cord, vol. 50, no. 5, pp. 365-372, January, 2012.
[2] ReWalk Robotics, [Online], http://rewalk.com, Accessed: May 2, 2017.
[3] Ekso Bionics, [Online], http://eksobionics.com, Accessed: May 2, 2017.
[4] Rex Bionics, [Online], http://www.rexbionics.com, Accessed: May 2, 2017.
[5] Paker Hannifin-Indego, [Online], http://www.indego.com/indego, Accessed: May 2, 2017.
[6] A.B. Schultz, N.B. Alexander, and J.A. Ashton-Miller, “Biomechanical analyses of rising from a chair”, Journal of biomechanics, vol. 25, no. 12, pp. 1383-1391, December 1992.



최 정 수

2012 서강대학교 기계공학과(학사)
2014 서강대학교 기계공학과(석사)
2014~현재 서강대학교 기계공학과 박사과정

관심분야: 웨어러블 로봇 및 다족 로봇 시스템

나 병 훈

2012 서강대학교 기계공학과(학사)
2012~현재 서강대학교 기계공학과 석박사 통합과정

관심분야: 웨어러블 로봇 및 다족 로봇 시스템

정 평 국

2013 서강대학교 기계공학과(학사)
2015 서강대학교 기계공학과(석사)
2015~현재 서강대학교 기계공학과 박사과정

관심분야: 웨어러블 로봇 및 센서 신호 처리

나 동 욱

1997 연세대학교 의학과(학사)
2004 연세대학교 의학과(학사)
2008 연세대학교 의학과(박사)
2013~현재 연세대학교 의과대학 재활의학교실 부교수

관심분야: 보조공학, 로봇재활, 생역학

공 경 철

2004 서강대학교 기계공학과(학사)
2006 서강대학교 기계공학과(석사)
2009 University of California, Berkeley(박사)
2011~현재 서강대학교 기계공학과 교수

관심분야: 웨어러블 로봇 및 다족 로봇 시스템