

하지 부분마비 장애인을 위한 착용형 로봇의 보행 보조 방법

Gait Assist Method by Wearable Robot for Incomplete Paraplegic Patients

우 한 승¹, 이 장 목², 공 경 철⁺

Hanseung Woo¹, Jangmok Lee², Kyoungchul Kong⁺

Abstract An important characteristic of people with partially impaired walking ability, such as incomplete paraplegics, is that they are able to generate voluntary motion of lower-limbs. Therefore, wearable robots for the incomplete paraplegic patients require a different assistance method compared to those of complete paraplegics. First, the wearable robot should be controlled to not resist wearer's motion. Second, it should be able to generate assistive torque accurately when needed. In this paper, a wearable robot, called EROWA, for the incomplete paraplegic patients is introduced. EROWA utilizes compact rotary series elastic actuators (cRSEAs) and a control method called the zero impedance control to reduce the mechanical resistance. An assistive torque trajectory is proposed to assist gait in this paper. The proposed method is verified by simulation and experimental studies.

Keywords Wearable Robot, Incomplete Paraplegic Patient, Zero Impedance, Gait Assistance

1. 서 론

최근 착용형 로봇에 대한 대중의 관심이 높아지면서 다양한 목적을 갖는 착용형 로봇 개발이 이뤄지고 있다. 그 중 하지 마비 장애인을 위한 착용형 로봇은 상용화된 사례가 있을 정도로 가장 활발하게 개발이 이뤄지고 있다^[1].

현재까지 상용화된 로봇은 척수 손상 등으로 인해 하

지가 완전히 마비된 환자를 대상으로 한다. 하지 완전마비 장애인은 하지를 전혀 움직일 수 없기 때문에 로봇은 미리 정해진 하지 동작을 생성하도록 제어 된다^[2,3]. 하지만 하지가 완전히 마비되는 않았음에도 노화, 근육병, 신경병 등으로 인해 하지 운동능력이 손상되어 보행 장애를 갖는 환자는 매우 많다. 이러한 환자들을 부분마비 장애인이라 부르며, 착용형 로봇을 이용하여 손상된 운동능력을 보조함으로써 정상적인 동작을 가능하게 하는 시도들이 계속되고 있다^[4].

하지 부분마비 장애인은 자발적인 하지 움직임이 가능하기 때문에, 미리 정해진 로봇 관절 궤적을 생성하는 하지 완전마비 장애인용 착용형 로봇과는 다른 제어 전략이 필요하다. 착용형 로봇을 이용하여 하지와 로봇에 작용하는 중력을 보상하는 방법이 많이 사용되어 왔다^[5]. 중력보상 방법은 착용자-로봇 모델을 기반하기 때문에

Received : Mar. 27. 2017; Revised : May. 2. 2017; Accepted : May. 8. 2017

※This study was supported by the Translational Research Center for Rehabilitation Robots (#NRCTR-EX17006), National Rehabilitation Center, Ministry of Health and Welfare, Korea.

⁺Corresponding author: Department of Mechanical Engineering, Sogang University, 35 Baekbeom-ro, Mapo-gu, Seoul 04107, Korea (kckong@sogang.ac.kr)

¹Department of Mechanical Engineering, Sogang University, 35 Baekbeom-ro, Mapo-gu, Seoul 04107, Korea (hanseung@sogang.ac.kr)

²Department of Mechanical Engineering, Sogang University, 35 Baekbeom-ro, Mapo-gu, Seoul 04107, Korea (jmlee8480@naver.com)

모델 정확도에 영향을 받는다. 이러한 문제를 해결하기 위해 모델과 상관없이 필요한 순간에만 미리 정해진 동작 보조가 수행되는 Assistance-as-needed (AAN) 기술이 연구되고 있다. AAN 기술 구현을 위해서는 로봇과 착용자 간의 상호작용력(보조력)을 정밀하게 제어할 수 있는 구동 투명성(actuation transparency) 달성이 필수적이다⁶⁾. 또한 보조력을 어떠한 형태로 생성할 것인지도 해결해야 할 문제이다⁷⁾.

본 논문에서는 하지 부분마비 장애인을 위한 착용형 로봇 EROWA를 이용한 보행 보조방법을 소개한다. 다음 장에서는 AAN 기술 구현을 위한 EROWA 구동 관절의 구동 투명성의 달성 과정을 설명한다. 이어서 보행 보조를 위한 보조력 궤적을 제안하고 시뮬레이션과 실험을 통해 제안하는 보행 보조방법을 검증한다.

2. 하지 부분마비 장애인을 위한 착용형 로봇

하지 부분마비 장애인은 자발적인 하지 동작이 가능하기 때문에 이들을 위한 착용형 로봇은 이러한 동작에 저항력을 생성해서는 안 된다. 직렬탄성구동 구조는 착용형 로봇과 같이 인간과 로봇 시스템 간의 상호 작용력을 제어하기에 매우 유리한 방법이다. 이 장에서는 직렬탄성구동구조를 적용한 착용형 로봇 Exoskeletal Robotic Orthosis for Walking Assistance (EROWA) Fig. 1를 소개한다.

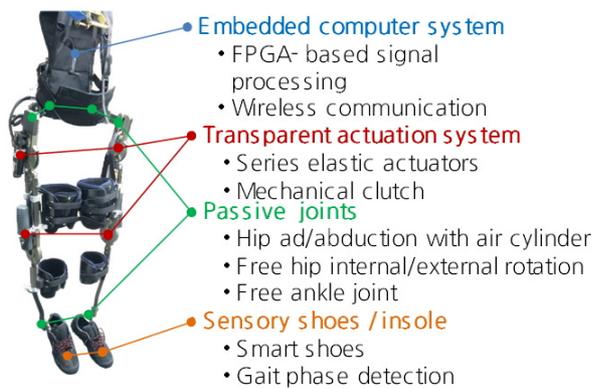


Fig. 1. Configuration of EROWA

2.1 직렬탄성구동구조 기반의 착용형 로봇

직렬탄성구동구조 Fig. 2는 모터와 부하 사이에 직렬로 연결된 탄성체가 포함된 구조로, 탄성체의 비틀림을 제어함으로써 구동부에 원하는 토크를 생성 가능하다⁸⁾. Fig. 2에서 θ 는 회전각을 나타내고 아래첨자 m, h 는 각각 모터와 부하측을 의미한다. N_1, N_2 는 기어 감속비, k 는 스프링 상수를 나타낸다. Fig. 3은 EROWA에 적용된 직렬탄성구동기 (compact Rotary Series Elastic Actuator, cRSEA) 의 구조를 나타내며, $N_1 = N_a \times N_w$ 의 관계를 만족한다. 감속비 및 스프링 상수 값은 Table 1에 나타나 있다.

cRSEA에 사용된 모터 Fig. 3(e)는 EC 4-pole 30 200 W (Maxon Motors, 스위스)이며 모터 드라이버는 CUBE-

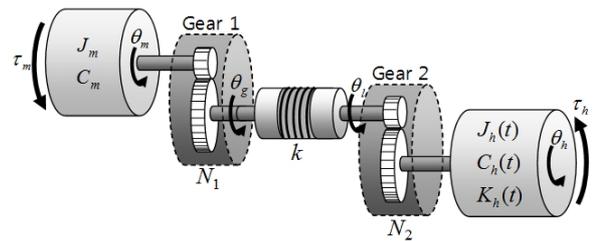


Fig. 2. Series elastic actuation structure including gears

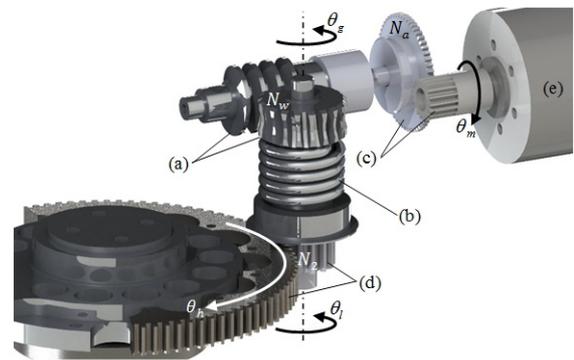


Fig. 3. Structure of cRSEA

Table 1. Gear ratios and spring constant of cRSEA

parameter	value
N_a	3
N_w	10
N_2	95/15
k	1.75 N·m/rad

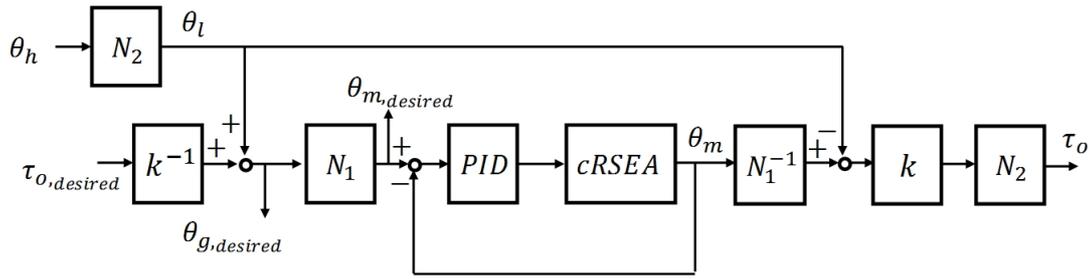


Fig. 4. Block diagram of cRSEA controller

BL2416-SIH (ROBOCUBE, 대한민국)이다. 네 개의 cRSEA는 EROWA의 양측 고관절과 슬관절의 굴곡(flexion)과 신전(extension)을 보조한다. cRSEA를 제어하기 위한 데이터 수집 및 제어 알고리즘 계산은 MyRIO (National Instruments, 미국)를 이용하였다.

2.2 EROWA의 무저항 구동 알고리즘

cRSEA는 탄성체의 비틀림을 제어함으로써 정밀한 토크 생성이 가능하다. 탄성체의 비틀림으로부터 생성되는 복원력이 출력토크로 작용하며 이 때의 출력토크는 다음과 같다.

$$\tau_o = N_2 k (\theta_m / N_1 - \theta_l) \quad (1)$$

출력토크를 원하는 값으로 생성하기 위해 Fig. 4와 같은 구조로 cRSEA를 제어한다. $\tau_{o,desired}$, k , θ_h 로부터 $\theta_{m,desired}$ 가 결정되고 이를 추종하기 위한 전형적인 피드백 제어를 통해 원하는 출력토크 τ_o 가 생성된다. 탄성체가 토크 측정 센서의 역할을 수행하기 때문에 출력토크는 기어의 마찰과 같은 원하지 않는 구동부의 동적 특성이 제거된 형태로 생성되며, 즉 구동 투명성이 모터의 파워 출력 한계와 구동 대역폭 내에서 달성된다. $\tau_{o,desired} = 0$ 이 되도록 제어하는 경우 EROWA의 착용자는 로봇 관절에 의한 저항력을 거의 느낄 수 없으며 이를 무저항 구동이라 한다.

2.3 EROWA의 보행 보조 알고리즘

cRSEA의 제어를 통해 구동 투명성이 달성되면 EROWA 관절에 원하는 출력 토크를 생성할 수 있으며 AAN 기술

구현이 가능하다. 무저항 구동을 적용하여 EROWA의 착용자는 로봇 관절의 저항력을 느끼지 않고 자연스럽게 움직일 수 있으며 필요한 순간에만 보조를 받을 수 있다. 이 절에서는 착용형 로봇을 이용한 보행 보조 방법에 대해 소개하고자 한다.

AAN 기술을 통해 보행을 보조하기 위해서는 보조력이 필요한 순간뿐만 아니라 보조력의 궤적 결정 또한 필요하다. 보행은 하지 관절의 신전과 굴곡이 조합되어 이뤄지기 때문에 보행 보조는 착용형 로봇에 의한 하지 관절의 신전 및 굴곡 보조에 의해 가능하다. EROWA는 발목관절을 제외한 관절에 원하는 신전 및 굴곡 힘을 생성 가능하며, 본 논문에서는 굴곡힘 보조에 의한 유각기 보조 방법에 초점을 둔다.

보행 시 유각기(swing)구간에서 슬관절에 요구되는 토크는 슬관절의 굴곡 및 신전량에 비해 매우 작은 것을 확인할 수 있다^[9]. 이는 고관절의 굴곡 토크가 슬관절을 자연스럽게 회전시키는 거동을 발생시키기 때문이다. 착용형 로봇 관절에 무저항 구동을 적용하여 이러한 거동을 유사하게 만드는 것이 가능하다. 따라서 Fig. 5 및 식 (2)로 표현되는 고관절의 굴곡 토크 궤적을 제안한다.

$$\tau_o = \begin{cases} -0.5 \left(\tau_p \cos \left(\frac{\pi}{t_p} (t - t_e) \right) - \tau_p \right), & \text{if } t \in [t_e, t_e + 2t_p] \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

Fig. 5 및 식 (2)에서 t_e 는 굴곡 토크를 생성해야 하는 이벤트가 발생한 시간을 나타내며 t_p 는 이벤트가 발생한 시점부터 최대 토크 τ_p 까지 도달하는 시간을 나타낸다.

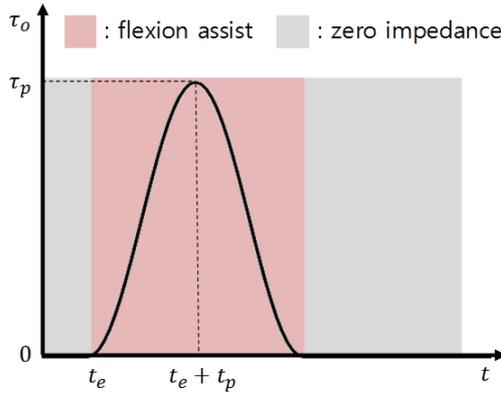


Fig. 5. Torque trajectory to assist hip joint

t_p 와 τ_p 는 사용자 인터페이스를 통해 쉽게 조절이 가능하며, t_e 로부터 $2t_p$ 의 시간이 경과하면 고관절에는 다시 무저항 구동이 적용되어 착용자는 자유로운 고관절 움직임이 가능하다. 이러한 고관절의 토크 궤적이 적용될 때 슬관절에 무저항 구동을 적용함으로써, 보행 시 인체와 유사하게 고관절의 굴곡뿐만 아니라 슬관절의 자연스러운 신전 또한 기대할 수 있다. 그리고 고관절의 굴곡 토크 생성이 끝나면 고관절 또한 무저항 구동이 적용되어 착용자의 움직임이 보장되는 점이다. 하지만 이벤트가 발생하는 순간을 검출해야 한다.

EROWA는 뒤꿈치와 중족골 아래의 족저압을 측정하기 위한 센서를 포함하고 있으며, 측정된 족저압 값을 이용하여 보행 단계를 네 단계 -유각기(swing), 초기 입각기(initial contact), 중기 입각기(mid-stance), 말기 입각기(terminal stance)-로 검출한다^[10]. 보행 시 유각기에 들어서며 고관절의 굴곡이 시작되기 때문에 유각기의 시작 순간을 t_e 로 설정하였다.

다음 장에서는 제안하는 보조 방법이 고관절과 슬관절의 자연스러운 움직임을 생성할 수 있는지 검증하기 위한 시뮬레이션과 실험 결과를 소개한다.

3. 보행 보조 방법의 시뮬레이션 및 실험 결과

3.1 보행 보조 방법 시뮬레이션

Fig. 5와 같은 형태의 고관절 굴곡 토크 궤적을 적용했을 때 고관절의 굴곡뿐만 아니라 슬관절의 신전이 자연

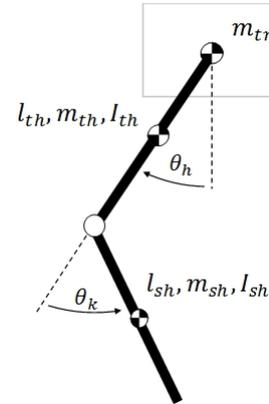


Fig. 6. Simplified model of lower limb

스럽게 생성되는지 Matlab 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 시뮬레이션은 Fig. 6의 모델의 몸통이 고정된 상태에서 모든 부분에 중력이 작용하도록 한 후 Newton-Euler 방법을 이용한 정동역학 해석을 통해 진행되었다. 이 때 인체 각 부분의 모델 파라미터는 체중 70 kg 성인의 허벅지 및 종아리 파라미터로 선정하였다^[11].

Fig. 7은 고관절 굴곡 토크를 적용하였을 때 고관절과 슬관절의 회전을 나타낸다. 슬관절에는 과도신전이 발생하지 않도록 하는 토크(locking torque)만 적용하였다. 그 결과 고관절 굴곡 토크 만으로도 고관절의 굴곡과 슬관절의 신전이 모두 발생하는 것을 확인할 수 있었다.

3.2 EROWA의 무저항 구동 실험

고관절의 굴곡 토크만으로도 슬관절의 신전이 자연스럽게 유도되는 것은 슬관절의 마찰력과 같은 저항력을 무시했기 때문이다. 즉, 제안하는 보행 보조 방법을 적용하기 위해서는 슬관절에 무저항 구동을 적용하여 관절의 저항력을 최소화해야 한다.

cRSEA의 무저항 구동은 Fig. 4의 블록 다이어그램에서 $\tau_{o,desired} = 0$ 으로 설정함으로써 구현된다. 무저항 구동 성능을 향상시키기 위해 모델 기반의 제어 방법^[8]을 적용할 수 있으나 본 논문에서는 PID 제어를 적용하였다. 목표 토크 ($\tau_{o,desired}$)가 0으로 설정되는 경우 모터는 착용자의 움직임을 따라 움직이도록 제어되기 때문에 착용자는 로봇 관절의 저항력을 거의 느끼지 못한다.

cRSEA를 이용하는 EROWA의 슬관절에 대해서 무저

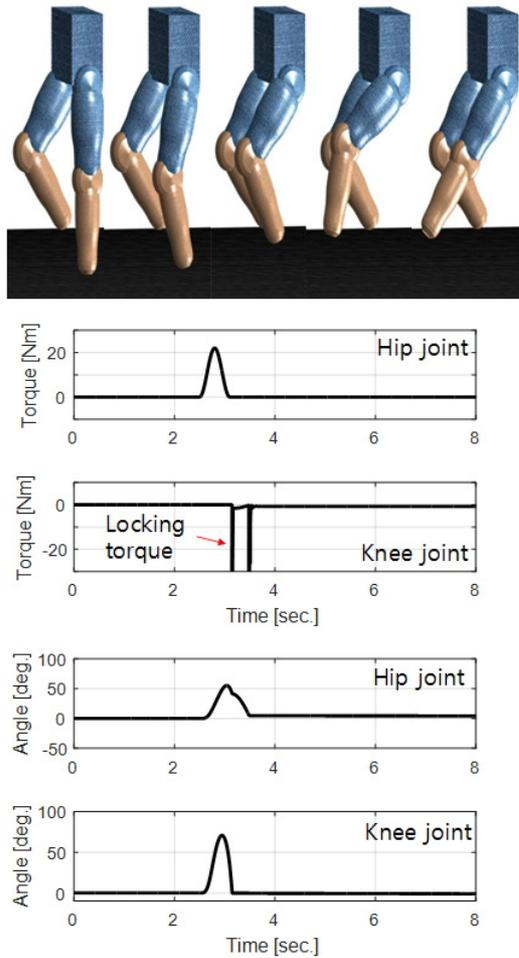


Fig. 7. Simulation result of gait assistance

항 구동 실험을 진행하였다. EROWA 슬관절에 무저항 구동을 적용하고 Fig. 8(a)와 같이 임의의 움직임을 가하였다. Fig. 8(b)는 임의의 움직임에 대해 EROWA 슬관절이 발생시키는 저항력을 나타낸다. 약 70 kg 체중의 성인이 보통 속도 보행 (1.25 ms^{-1}) 시 하중 반응기(loading response) 동안 슬관절에 작용하는 최대 토크가 약 35 Nm인 점을 고려하면^[9], 로봇 관절이 발생시키는 저항력 (약 0.22 Nm)은 최대 토크의 약 0.63% 이므로 착용자는 저항력을 거의 느끼지 못한다. Fig. 8(c)는 Fig. 8(a)와 Fig. 8(b)를 각각 입력과 출력으로 하는 주파수 응답, 즉 무저항 구동의 대역폭을 나타낸다. 인체 관절의 구동 대역폭인 4-8 Hz 이내는 무저항 구동 성능이 보장된다.

3.3 EROWA를 이용한 보행 보조

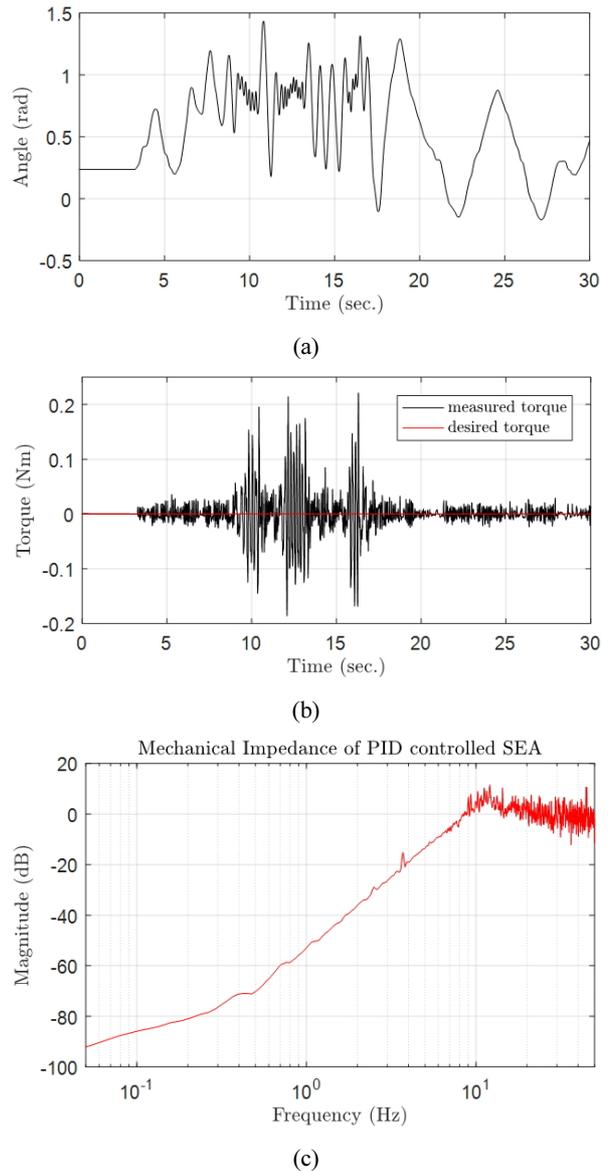


Fig. 8. Result of zero impedance control for cRSEA

앞 절에서 EROWA 슬관절의 무저항 구동 성능을 확인하였다. 따라서 EROWA 고관절에 제안하는 형태의 보조력을 생성하였을 때 착용자의 고관절의 굴곡을 보조하면서 슬관절의 자연스러운 움직임 또한 생성되는 것을 기대할 수 있다. 이를 검증하기 위해 Fig. 9와 같이 건강한 성인 남성이 EROWA를 착용하고 보행을 진행하였다. 보행 시 EROWA는 착용자의 족저압을 측정하고 보행 단계를 실시간으로 분석하였다. 보행 단계 중 유각



Fig. 9. Gait assistance experiment with EROWA

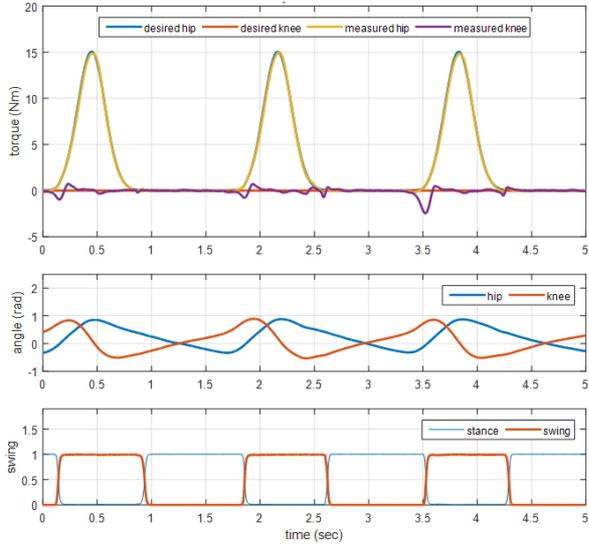


Fig. 10. Result of gait assistance experiment with EROWA

기가 검출되는 시점을 t_c 로 정하고 Fig. 5와 같은 고관절 굴곡 토크를 적용하였다. 이 때 $\tau_p = 15Nm$, $t_p = 0.4s$ 로 설정하였다.

Fig. 10은 EROWA를 이용한 보행 보조 결과(관절 토크, 관절각, 보행 단계 검출 결과)를 나타내며, 그래프의 가독성을 위해 우측 관절에 해당하는 값만 표시하였다. 관절 토크는 목표 토크 $\tau_{o,desired}$ 와 실제 출력된 토크 τ_o 를 각각 나타내었으며, 관절각은 Fig. 11과 식 (2), (3)과 같이 고관절과 슬관절의 중력방향에 대한 절대적인 회전각($\theta_{h,g}$, $\theta_{k,g}$)으로 나타내었다. 또한 보행 단계는 유각기와 입각기 두 단계로 구분하였다.

$$\theta_{h,g} = \theta_h - \theta_{tr} \quad (2)$$

$$\theta_{k,g} = \theta_k - \theta_{h,g} \quad (3)$$

관절 토크와 보행 단계 검출 결과를 살펴보면 유각기

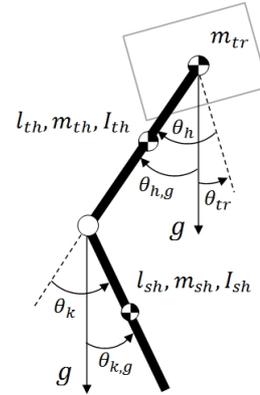


Fig. 11. Indication for joint angles of EROWA

가 시작되는 순간에 고관절 굴곡 토크가 발생했고, 슬관절에는 무저항 구동이 적용된 것을 확인할 수 있다. 고관절에 작용한 굴곡 토크로 인해 고관절의 굴곡 및 신전이 일반적인 경우보다 크게 생성되었고, 슬관절의 무저항 구동으로 저항력이 최소화되어 슬관절에 자연스러운 회전이 발생하였다.

3. 토의 및 결론

본 논문에서는 부분마비 장애인을 위한 착용형 로봇의 보행 보조 방법을 제안하였다. 제안하는 방법은 유각기에서 착용형 로봇의 고관절에 굴곡 토크를 제공하고 슬관절에는 무저항 구동을 적용하여, 착용자의 고관절 굴곡뿐만 아니라 슬관절의 자연스러운 신전을 유도하는 것이다. Matlab 시뮬레이션을 통해 제안하는 방법의 실현 가능성을 확인하였고, 실제 보행 보조 실험에 적용함으로써 제안하는 방법에 의한 보행 양상 변화를 관찰하였다. 고관절의 굴곡힘은 착용자의 고관절 회전각을 일반적인 경우보다 크게 만드는 효과를 가져왔으며, 슬관절에는 저항력만 제거하였음에도 자연적인 회전이 발생함을 확인하였다.

하지만 다음과 같은 한계를 극복하기 위해 추가적인 연구가 필요하다. 먼저 실제 스프링은 선형이 아니기 때문에 스프링의 비틀림으로부터 계산된 출력 토크의 정확도가 떨어지는 문제가 있으며, 토크 센서 사용에 의해 실험적으로 스프링 변위와 토크 관계를 도출함으로써

출력 토크의 정확도를 향상시키는 시도가 가능하다. 또한 본 논문에서 제안하는 보행 보조 방법을 적용하였을 때 기구학적 측면에서 보행 양상 변화만을 관찰하였으나, 보조 효과를 정량적으로 분석하기 위해서는 하지의 주요 근육에 대한 근전도 신호 분석, 산소 소모량 측정 등의 연구가 필요하다.

References

- [1] A. Esquenazi, *et al.*, "The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 91, no. 11 pp. 911-921, Nov. 2012.
- [2] D. Sanz Merodio, *et al.*, "Control motion approach of a lower limb orthosis to reduce energy consumption," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 9, no. 6, pp. 1-8, 2012.
- [3] Hian Kai Kwa, J. H. Noorden, M. Missel, T. Craig, J. E. Pratt, and P. D. Neuhuis, "Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton," *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Kobe, Japan, pp. 2556-2562, 2009.
- [4] T. Lenzi, M.C. Carrozza, and S.K. Agrawal, "Powered Hip Exoskeletons Can Reduce the User's Hip and Ankle Muscle Activations During Walking," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 6, pp. 938-948, Nov. 2013.
- [5] T. Nakamura, K. Saito, ZhiDong Wang and K. Kosuge, "Realizing model-based wearable antigravity muscles support with dynamics terms," *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Canada, pp. 2694-2699, 2005.
- [6] J. Meuleman, E. van Asseldonk, G. van Oort, H. Rietman and H. van der Kooij, "LOPES II-Design and Evaluation of an Admittance Controlled Gait Training Robot With Shadow-Leg Approach," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, no. 3, pp. 352-363, Mar. 2016.
- [7] Tingfang Yan, Marco Cempini, Calogero Maria Oddo, Nicola Vitiello, "Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 64, pp.120-136, Feb. 2015.
- [8] Kyoungchul Kong, Joonbum bae, and Masayoshi Tomizuka, "A Compact Rotary Series Elastic Actuator for Human Assistive Systems," *2012 IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 17, no. 2, pp. 288-297, Jan. 2012.
- [9] Alexandra S. Voloshina and Deniel P. Ferris, "Biomechanics and energetics of running on uneven terrain," *The journal of experimental biology*, pp. 711-719, Mar. 2015.
- [10] Hanseung Woo, Evan Chang-Siu, Kyoungchul Kong, and Doyoung Jeon, "Observation of Gait Patterns and Orientation Angles for Development of an Active Ankle-Foot Prosthesis," *The 19th World Congress of the International Federation of Automatic Control*. Cape Town, South Africa, pp. 2147-2152, 2014.
- [11] C.E. Clauser, *et al.*, "Weight, volume, and center of mass of segments of the human body", *Wright-Patterson Air Force Base*, Ohio, U.S., AMRL TR 69-70, Aug. 1969.



우한승

2012 서강대학교 기계공학과(공학사)
 2014 서강대학교 일반대학원 기계공학전공 (공학석사)
 2014~현재 서강대학교 기계공학전공 박사과정

관심분야: 착용형 로봇, 임피던스 제어



이장목

2015 서강대학교 기계공학과(공학사)
 2016~서강대학교 일반대학원 기계공학전공 석사과정

관심분야: 메카트로닉스



공 경 철

- 2004 서강대학교 기계공학과/물리학과(공학사/이학사)
- 2006 서강대학교 일반대학원 기계공학전공(공학석사)
- 2009 University of California, Berkeley 기계공학전공(공학박사)
- 2009~2011 University of California, Berkely 박사 후 연구원
- 2011~현재 서강대학교 기계공학과 조교수, 부교수

관심분야: 착용형 로봇, 강인제어, 메카트로닉스