

마이크로프로세서 제어 하지 의지의 개요

근로복지공단 재활공학연구소

고창용 · 신현준 · 류제청 · 김규석

State-of-the-art in Microprocessor Controlled Prostheses for the Lower-limb Amputees

Chang-Yong Ko, Ph.D., Hyunjun Shin, Ph.D., Jeicheong Ryu, Ph.D., and Gyoosuk Kim, Ph.D.

Rehabilitation Engineering Research, Institute of Korea Workers' Compensation & Welfare Service

The aim of this study is to introduce microprocessor controlled (MPC) knee and ankle-foot for the lower-limb amputees. In order to overcome drawbacks of passive prostheses, MPC prostheses have been developed and commercialized. Several sensors in the MPC prosthesis detect and monitor the status of the prostheses and terrains, then microprocessor controls the motion of prostheses. There are several advantages in MPC prostheses such as higher safety, quality of gait, activity, energy efficiency, and function as compared to passive prostheses. (*J Korean Soc Prosthet Orthot* 2016; 10: 1-8)

Key Words: Microprocessor controlled prostheses, Passive prostheses, Lower-limb amputee

서 론

대부분의 하지절단자의 경우 스프링과 같은 탄성시스템, 유압 실린더, 공압 실린더 등으로 무릎 관절의 각도가 수동적으로 조절되는 무릎 및 발을 주로 사용하고 있다. 수동형 무릎의 경우 현재 저렴하고 신뢰성 있는 의지로서 많이 사용되고 있다. 또한 수동형 발의 경우에도 발목이 고정된 발이나 수동으로 발목의 각도가 조절되는 발이 많이 사용되고 있다. 하지만, 이들의 경우 보행 중에는 1개의 관절 저항값만을 갖게 되므로 실제 보행시의 다양한 상황에 능동적으로 반응하는 피드백 제어는 불가능하다. 또한 이들은 보행 시 에너지 소모율이 높으며, 보행 안정성이 낮아 낙상의 위험이 높으며, 보행속도 변화에 대하여 제대로 의지가 그 역할을 수행을 못하기도 한다. 계단이나 경사로 등 평지이외에서는 보행에서는 불편함을 보인다. 또한 절단측과 비절단측의 좌우 비대칭으로 인한 비절단측에 과도한 부하가 걸리기도 한다.¹⁻³

위와 같은 기계적 의지의 한계점을 개선하기 위하여 1990년대에 최초로 유각기 동안 무릎의 신전의 속도를 조절하여 보행을 개선하는 하지용 마이크로프로세서 제어 의지(Microprocessor controlled prosthesis)가 소개되었다. 최근

에는 엔코더, 로드셀, IMU 센서등과 같은 다양한 센서를 기반으로 노면의 상태 및 하지 절단자의 보행의도를 인지하고 각 상황에 최적화된 보행 특성을 유각기 뿐만 아니라 입각기를 포함한 전체 보행주기에서 마이크로프로세서로 능동적으로 제어할 수 있는 하지 의지가 시장에 소개되었다.

이에 본 논문에서는 현재 판매 및 개발되고 있는 마이크로프로세서 제어 하지 의지에 대하여 고찰하고자 한다.

본 론

1) 마이크로프로세서 제어 하지 의지의 임상적 장점

여러 연구에서 마이크로프로세서 제어 하지 의지와 기존의 기계적 제어 하지 의지간의 비교를 수행하였다.

(1) **안전성(Safety):** 보행 중 외부적 방해에 대한 보행균형이 수동형 의지에 비하여 마이크로프로세서 제어 하지 의지가 현저하게 향상되었다.^{4,5} 입각기시 기존의 수동형 하지의지에 비하여 더 안정적으로 무릎의 굽힘이 발생하는 것을 방지해주며, 유각기시에는 발들림(foot clearance)를 향상시켜, 낙상이 발생하는 것을 방지시켜준다. 또한 하지의 소실로 인하여 고유수용성 감각 또한 소실되어 노면의 상태를 인지하지 못하게 되며, 이로 인하여 자갈 등에도 낙상이 발생하게 되는데 마이크로프로세서 제어 하지 의지에서는 발들림을 향상시켜 낙상을 예방한다.

(2) **보행의 질(Quality of Gait):** 일반적인 평지 뿐만 아니라 계단이나 경사로 등에서도 각 노면에 맞게 무릎 및 발목 각도 등을 조절한다. 일반적으로 수동형 의지의 경우 비절

접수일: 2016년 4월 13일, 게재승인일: 2016년 8월 10일

교신저자: 고창용, 인천시 부평구 경인로 10번길 26

© 21417, 근로복지공단 재활공학연구소

Tel: 032-509-5244, Fax: 032-512-9794

E-mail: cyko@kcomwel.or.kr

단측에서 보상작용이 많이 발생하여, 비절단측에 무리가 발생하며, 이로 인하여 절단측과 비절단측의 상당히 높은 비대칭성을 보이게 된다.^{2,3,6} 이에 반하여 마이크로프로세서 제어 하지의 경우 위와 같은 보상작용을 현저하게 낮추 주며, 절단측과 비절단측의 비대칭성을 개선시켜주어 다양한 노면에서의 보행의 질을 향상 시킨다.^{6,7} 또한 Power knee 나 empower 같은 일부 마이크로프로세서 의지의 경우에는 절단으로 소실된 근육을 대신하여 보행을 위한 파워를 제공하며, 이를 통하여 계단 등을 포함한 다양한 보행로 보행 시 도움을 준다.

(3) **활동성(Activity):** 의지만족도 설문지(Prosthesis Evaluation Questionnaire, PEQ) 평가시 보행(Ambulation)에 대한 결과와 삶의 질 평가 도구(36-Item Short Form, SF-36)를 통한 평가 시 육체적 기능에 대한 결과는 마이크로프로세서 제어 하지가 수동형 하지 의지에 비해서는 향상되는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 시간적(Temporal) 보행특성(걸음수 등)에서는 큰 차이가 없었다.⁴

(4) **에너지 효율(Energy efficiency):** 여러 연구에서 마이크로프로세서 제어 하지 착용 시 에너지 효율에 대하여 평가하였다. 수동형 의지에 비하여 에너지 효율이 향상되는 경향을 보이기는 했지만, 아직까지 근거가 부족하다.⁴

(5) **기능(Function):** 일반적으로 수동형 무릎 의지의 경우 사용자가 기계식 스위치를 사용하여 고정하지 않으면 무릎을 일부 굽힘상태로 유지하기는 어렵다. 하지만 마이크로프로세서 제어 무릎의 경우 이를 자동으로 지원해줘서 벽에 기대는 동작 등을 원활하게 할 수 있도록 한다. 또한 의자에 앉았을 때도 스스로 발목 등을 조절하여 편안하게 앉을 수 있도록 도움을 주거나, 의자에서 기립시 도움을 주기 도 한다.

(6) **비용(Cost effectiveness):** 일반적으로 기계적 의지에 비하여 마이크로프로세서 제어 하지의 가격은 상당히 높은 편이다. 국외의 연구에서는 하지 자체외의 요소들(유지보수, 의지회사 방문을 위한 사회/경제적 비용, 간병 비용 등)을 고려할 시 두 의지간의 비용적으로 큰 차이가 없음을 보였다. 또한 미국과 같은 일부 국가에서는 마이크로프로세서 제어 무릎이 필요한 경우 보험에서 지급하고 있다. 하지만 국내에는 이에 대한 연구가 진행된 바가 없기에 두 의지간 비용적 차이에 대하여 논의하기는 어렵지만, 현재 의지종류에 상관없이 일정하게 보험이 지급되는 관계로 초기 비용이 상당히 크게 발생하고 있다. 이에 따라 국내의 경우 마이크로프로세서 제어 하지의 비용적/경제적 측면이 기존 수동형 의지에 비하여 높다고 하기 힘들다.

2) 상용화된 마이크로프로세서 제어 하지 의지

현재 전세계적으로 다양한 마이크로프로세서 제어 하지 의지가 개발되고 있으며, 최근에는 절단자의 단단부의 근전도를 이용하여 보행의도를 분석하여 이를 의지 제어에

반영하는 의지들도 연구되고 있다. 하지만 아직까지는 실험실 단계이며 상용화까지는 시간이 필요하다. 본 논문에서는 현재 시장에서 판매 및 실제 사용자가 사용하고 있는 마이크로프로세서 제어 하지의지에 대하여 논의하고자 한다. 무릎, 발목, 발가락과 같은 각각의 체절을 제어하는 의지부터 최근에는 무릎과 발목이 결합되어 사람의 다리와 최대한 유사한 동작 특성을 보여주고 있는 바이오닉 다리도 소개되고 있다. 이들의 제어를 위하여 우선 보행 노면 판단 및 하지 의지의 관절 상태를 모니터링하기 위하여 압력센서, 각도센서, 관성센서등 다양한 센서가 사용되고 있다. 무릎은 유압, 공압, 유압과 공압의 하이브리드 방식, 모터와 기어, MR 브레이크등으로 구동된다. 발목은 주로 유압, 모터와 기어 방식이 사용되고 있으며, 최근에는 유압과 모터 방식의 하이브리드 방식도 연구되고 있으나, 실험실 단계이다.

바이오닉 다리의 경우 마이크로프로세서 무릎과 다리가 결합되어 실제 다리와 유사하게 작동되도록 되어있는 하지 의지이다. 현재 두 종류의 바이오닉 다리가 상용화되어 대외절단자가 착용 가능하다. Orion 무릎과 elan 발이 결합된 LINX와 Proprio 발과 Rheo 무릎이 결합된 Symbiotic leg가 있다. 이 바이오닉 다리의 경우 단순히 마이크로프로세서 무릎과 발의 기계적 결합이 아니라, 하나의 통합 제어기를 통하여 무릎과 발을 동시에 제어하며 이를 통하여 자연스러운 보행이 되도록 한다.

이와 같이 사용화된 마이크로프로세서 제어 하지의지는 Table 1에 정리하였다.

(1) 마이크로프로세서 무릎

① 가변 댐핑형 무릎: 유압/공압이나 MR/ER 유체를 사용해 관절 저항값을 실시간으로 조절하는 방식이다. 가변 댐핑 방식의 무릎은 보행 안정성의 향상과 다양한 이동 속도에 대한 적응력을 포함하여 수동형 무릎에 비해 상당한 이점을 제공하며, 특히 사용자의 보행 의도를 최대로 반영해 의지가 구동된다는 점에서 큰 장점을 갖고 있다. 상업적으로 이용 가능한 가변 댐핑 무릎으로는 Blatchford Endolite의 Orion, OttoBock의 C-Leg, Genium 및 Össur의 Rheo Knee 등이 가장 대표적이다. 무릎 관절 저항을 얻기 위해 C-Leg, Genium 등은 리니어 유압 실린더를 사용하고 있고, 3E80 (Ottobock)의 경우에는 같은 로터리(rotary) 방식의 유압 시스템을 사용하고 있다. 또한 Orion, Plie 2.0 (Freedom Innovations)의 경우 공압과 유압을 같이 사용하는 하이브리드 방식을 적용하고 있으며, Rheo knee의 경우에는 MR유체를 이용해 무릎 관절 저항을 생성하고 있다.⁸ 대부분의 가변 댐핑 조절형 무릎의 경우 보행 단계 판단을 위해 무릎 각도와 발목 모멘트를 측정하는 센서를 기본으로 갖고 있으며, Genium이나 C-Leg4 등은 IMU 센서를 추가함으로써 보행 속도나 경사로 등의 고르지 못한 지면에 대한 적응제어 및 비틀거림 회복(stumble recovery) 기능을 강화하고 있다.⁹ 가

Table 1. Microprocessor Controlled Prostheses on the Market

의지명	제조사	기계적 구성	특징
무릎			
	Ottobock (http://www.ottobock.com)	유압(Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 무릎 굴곡: 135° 배터리: 리튬 폴리머(5일)
Genium		유압(Variable damping)	Genium과 거의 동일한 특징 완전방수
		유압(Variable damping)	Genium X3
	Ossur (https://www.ossur.com)	유압(Variable damping)	사용 K레벨: 3~4 무릎 굴곡: 125° 배터리: 40~45시간
C-Leg 4		모터(Active)	사용 K레벨: 3~4 무릎 굴곡: 120° 배터리: 2~4시간
		MR 브레이크 로터리타입 (Variable damping)	Power Knee
	Endolite (http://www.endolite.com)	MR 브레이크 로터리타입 (Variable damping)	사용 K레벨: 2~3 무릎 굴곡: 120° 배터리: 48~72시간
Rheo Knee 3		유공압 하이브리드 단축구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 무릎 굴곡: 130° 배터리: 72시간
			Orion3

Table 1. Continued

의지명	제조사	기계적 구성	특징
무릎			
	Freedom Innovations (www.freedom-innovations.com)	유공압 하이브리드 단축구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 3~4 무릎 굴곡: 130° 배터리: 48~72시간
Plie 3			
	Nabtesco (http://welfare.nabtesco.com/english/index.html)	유공압 하이브리드 다축구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 무릎 굴곡: 155° 배터리: 48시간
Allux			
	DAW Industries (http://daw-usa.com)	다축 유압구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 3~4 무릎 굴곡: 105° 배터리: 48~72시간
Stealth™ 2			
발목			
	Ottobock (http://www.ottobock.com)	단축 유압 구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 배/저굴 방향 회전: 19°/19° 배터리: 48~72시간
Triton smart ankle			
		단축 유압 구조 다축 링크 구조 (생체 역학적 구조 반영) (Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 배/저굴 방향 회전: 14.5°/22° 배터리: 48~72시간
Meridium			
	Ossur (https://www.ossur.com)	모터-볼스크류 구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 2~4 배/저굴 방향 회전: adaptive type 배터리: 48~72시간
Proprio foot			

변 댐핑형 무릎은 에너지를 저장하거나 소산시킬 수는 있지만 보행시 능동적인 동력(positive power)을 생성할 수는 없으므로 앉은 자세에서의 기동, 평지, 경사면, 계단 등에서

의 원활한 활동을 위한 기동 등에 대해서 완벽하게 적응하는 것은 어렵다. 이는 무릎 관절, 발목 관절 또는 두 가지 모두에서 상당한 양의 능동적인 동력을 필요로 하는 계단

Table 1. Continued

	의지명	제조사	기계적 구성	특징
발목		Endolite (http://www.endolite.com)	단축 유압 구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 3 배터리: 48시간
	Elan 	Freedom Innovations (www.freedom-innovations.com)	단축 유압 구조 (Variable damping)	사용 K레벨: 3 배/저굴 방향 회전: 10°/20° 배터리: 24시간
	kineex 	Bionx (http://www.bionxmed.com/)	Active type	사용 K레벨: 3~4 배/저굴 방향 회전: 12°/19° 배터리: 24시간
바이오닉 다리	emPower 	Ossur (https://www.ossur.com)	Rheo Knee + Proprio foot (Variable damping)	
	SYMBIONIC 	Endolite (http://www.endolite.com)	Orion + Elan (Variable damping)	
	LINX 			

및 상향 경사 걷기, 달리기 및 점프 등의 활동의 기능 복원에 있어서 상당한 기능상의 손실이 발생하게 됨을 의미한다. 실제 생체역학적으로 정상인의 일반 평지보행에서조차도 무릎과 발목 관절에서 모두 상당량의 능동적인 동력을 요구한다는 점에서 가변 댐핑형 무릎의 경우 한계점을 명확히 갖고 있다.

② 능동형 무릎: 최근 가변 댐핑형 무릎의 한계점을 보완하기 위한 능동형 무릎에 대한 개발이 활발히 이루어지고 있다. 능동형 무릎의 경우 굴곡 모멘트의 감쇠 뿐 아니라, 능동적인 신전 모멘트까지 제공할 수 있다는 큰 강점을 갖고 있다. 현재 상업적으로 이용 가능한 제품으로는 Ossur와 Victhom Human Bionics에 의해서 개발되는 Power-Leg이 있

다. Power-Leg은 모터 구동 무릎 관절을 사용한 최초의 능동형 방식의 상용 의지으로써 계단과 경사면과 같은 굴곡 지형에서 모터에 의한 신전 모멘트를 발생시킴으로써 기존의 수동형 및 가변 댐핑형 방식의 무릎보다 훨씬 더 적은 에너지로 보행이 가능하도록 유도한다.¹⁰ 이외에 Vanderbilt 대학과 RIC (Rehabilitation Institute of Chicago)에서 개발 중인 Bionic Leg이 있다. Bionic Leg의 경우 볼스크류-모터 구동 방식의 무릎 관절을 사용한 능동형 의지이고, 의지 사용자의 의도를 보다 잘 전달할 수 있도록 근전도 기반의 생체 신호와의 결합을 수행하고 있다.¹¹ 능동형 무릎에서 근전도 혹은 다른 방식을 통한 생체 신호의 센싱이 특히 중요한 이유는 능동형 무릎의 특성상 사용자의 의도를 정확히 반영하기 어렵다는 문제가 있기 때문이다. 만약 보행 의도에 부합하지 않는 외력이 가해질 경우 보행이 불안정해지고, 사고로 이어질 수 있기 때문에 능동형 무릎의 경우 센싱과 분석 알고리즘을 통해 사용자의 의도를 정확히 인지해 관절 모멘트를 제어하는 것이 중요하다.

(2) 마이크로프로세서 발

① 가변 댐핑형 발: 인공발의 경우 수동으로 조절되는 가변 댐핑형 인공발이 많이 사용되고 있는데 Endolite의 echelon이 가장 대표적이다. Echelon의 경우 리니어 유압실린더를 적용해 발목의 배/저굴 방향의 회전을 가능하게 함과 동시에 유압 노즐 조절을 통해 배/저굴 방향의 회전 저항력을 각각 개별적으로 조절하도록 개발되었다. 그러나 생체역학적으로 발목의 회전 모멘트는 보행 단계에 따라 변화가 크기 때문에 보행시 1개의 발목 저항값만을 갖는 수동 조절형 인공발의 한계는 명확하다.

이와 같은 단점을 보완하기 위해 마이크로프로세서를 이용해 가변 댐핑형 인공발이 개발되었고 가장 대표적인 제품이 endolite의 elan과 ottobock의 triton이다. Elan의 경우 내장된 스트레인게이지와 발목 각도 측정 센서를 통해 의지의 상태 및 지면의 상태를 파악하고, 유압 실린더의 노즐 제어를 통해 이에 알맞는 배/저굴 방향의 발목 저항을 각각 제공한다. Triton의 경우 발목의 모멘트와 의지에 걸리는 힘을 측정하는 센서 및 발목각도 및 가속도 측정 센서를 탑재해, 보다 정밀한 보행 단계 및 지면의 상태를 파악하는 것이 가능하고, 유압 실린더 제어를 통해 사용자의 보행에 가장 적합한 발목 관절 저항을 제공한다. 비슷한 가변 댐핑 조절형 의지로서 Ossur의 Proprio foot의 경우 모터와 볼스크류 방식을 채용해 스윙 구간에서 발목을 배굴 발향으로 더 회전시켜줌으로써 기존의 가변 댐핑형 의지보다 힐 컨택시의 발목의 충격 완화 및 발과 지면과의 거리 확보에 더욱 강점을 갖는 의지로 개발되었다.¹² 가변 댐핑형 인공발은 사용자의 보행 의도를 파악해 보행 단계에 가장 적합한 발목 관절 저항을 생성해 준다는 장점을 갖고 있지만, 앞서 가변 댐핑형 무릎 의지와 마찬가지로 능동적인 동력을 생성해 주지 못한다는 한계점 역시 갖고 있다.

② 능동형 발: 생체역학적으로 정상인의 빠른 보행시 발목관절에서 제공하는 신전 모멘트는 최대 120 Nm에 달한다는 것을 생각해 볼 때 능동형 발목의지의 개발이 갖는 보행상의 이점은 명확하다. 최근 MIT Biomechatronics Group과 iWalk사에 의해서 개발된 BioM의 경우 입각미 말기(terminal stance) 구간에서 최대 1.72 ± 0.01 Nm/kg의 active torque를 제공해주는 것으로 보고 되었으며¹³ 이를 통해서 기존의 의지에 비해서 6~16%의 대사에너지가 감소되는 것으로 보고했다.¹⁴ 최근에는 발의 생체역학적인 구조를 모사한 제품들이 출시가 되고 있는데, Ottobock사의 Meridium 같은 경우에는 인체의 발을 모사해 4축의 회전이 가능하도록 설계가 되었으며 특히 발가락의 굽힘이 가능해 보행시 'roll over' 현상이 보다 쉽게 생성될 수 있도록 제작 되었다.

③ 바이오닉 다리(Bionic leg): 의지 분야에서 바이오닉(Bionic)이라는 용어가 많이 사용되고 있다. 본 논문에서는 무릎 또는 발목의 거동만을 통하여 자연스러운 보행이 가능하게 하는 것이 아니라 마이크로프로세서 무릎과 다리가 결합되어 실제 다리와 유사하게 작동되도록 되어있는 하지 의지의 경우를 바이오닉 다리(Bionic leg)라고 정의하며, 결국 대퇴 절단자를 위한 마이크로프로세서 제어 의지만을 의미하고자 한다. 현재 두 종류의 바이오닉 다리가 상용화되어 대퇴절단자가 착용 가능하다. Endolite사의 Orion 무릎과 elan 발이 결합된 LINX와 Proprio 발과 Ossur사의 Rho 무릎이 결합된 Symbiotic leg가 있다. 이 바이오닉 다리의 경우 단순히 마이크로프로세서 무릎과 발의 기계적 결합이 아니라, 하나의 통합 제어기를 통하여 무릎과 발을 동시에 제어한다. 본 바이오닉 다리는 단순히 무릎과 발의 기능이 더해진 것 뿐만 아니라 그 이상의 시너지를 발휘하도록 되어있으며, 이를 통하여 자연스러운 보행이 되도록 한다.

결 론

본 논문에서는 마이크로프로세서 제어 하지 의족에 대하여 논의하였다. 마이크로프로세서 제어 하지 의지는 센서를 이용하여 보행로 및 그 상태를 인지하고 이를 기반으로 의지의 각 관절의 각도 및 각속도 등을 마이크로프로세서를 이용하여 제어하여 하지 절단자의 더 자연스러운 보행을 할 수 있게 도움을 준다. 이를 통하여 높은 안전성, 보행의 질의 향상, 높은 활동성, 에너지 효율 증가, 다양한 기능 등을 하지 절단자에게 제공한다. 하지만, 많은 하지 절단자가 이를 사용하기 위해서는 아직도 해결해야 할 많은 문제가 있다. 우선 수동식 의지에 비하여 상당히 고가이다. 이에 따라 많은 하지 절단자가 사용하기에는 한계가 있다. 두 번째로 낙상의 위험성이다. 물론 많은 연구에서 낙상의 위험성이 기존 수동식 의지에 비하여 낮다고 보고하였지만, 제어 등의 기계적 오류로 인하여 마이크로프로세서 발목의 경우 낙상의 위험도 존재한다. 예를 들어 경사로 오르막 시

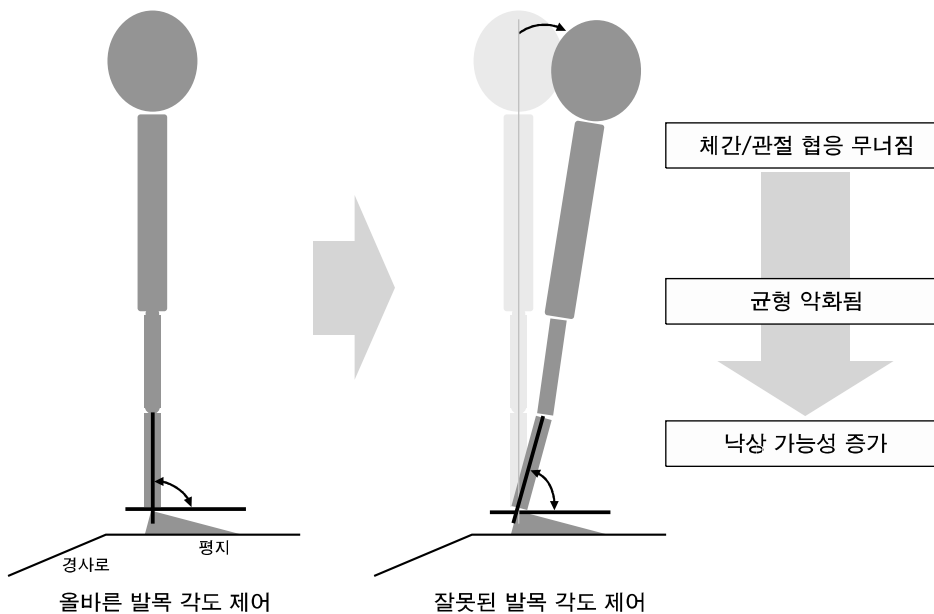


Fig. 1. Increase in fall risk in a transtibial amputee wearing microprocessor controlled ankle due to wrong ankle angle.

일반적으로 배측굴곡이 되어있는데, 오류로 인하여 경사로에서 평지로 진입 후에도 배측굴곡이 유지되어 절단측으로 보행 시 순간적으로 균형을 잃고 낙상이 발생할 가능성이 높다.(Fig. 1) 배터리를 이용하고 구동하기 때문에 지속시간 또는 구동시간에 대한 문제가 존재한다. 현재 많은 개선을 통하여 사용 지속시간을 높이고 있으나, 의지라는 한계(크기 및 무게 등)로 인하여 아직까지도 많은 고려가 필요하다. 이와 더불어, 배터리 방전 시 구동 문제이다. 배터리 방전 시 기계적 의족처럼 구동이 가능한 게 더 안전할지, 아니면 모든 관절을 잠기게 하는 것이 더 안전할지에 대해서도 고려가 필요하다. 마지막으로 마이크로 프로세서 하지 의지의 무게 문제이다. 다양한 전자부품 및 배터리로 인하여 의지의 무게가 증가하게 된다. 이와 같은 무게가 증가하는 경우 과연 장기간 사용시 사용자에 영향을 주는지에 대해서도 고려해야한다.

알 림

본 논문은 산업자원부가 지원하는 산업핵심기술개발사업 (No.10048732, 하지기능회복 및 보조를 위한 스마트 근골격 인공대체기기 기술개발)을 통해 개발된 결과임을 밝힘.

REFERENCES

1. Versluys R, Beyl P, Van Damme M, Desomer A, Van Ham R, and Lefeber D. Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disability & Rehabilitation: Assistive Technology* 2009;4:65-75.
2. Winter DA and Sienko SE. Biomechanics of belowknee amputee gait. *J. Biomech.* 1988;21:361-367.
3. Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N and Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait posture* 2011;33:511-526.
4. Sawers AB, Hafner BJ. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50:273-314.
5. Theeven PJR. Functional added value of microprocessor-controlled prosthetic knee joints. Maastricht University Ph.D thesis. 2012.
6. Ko CY, Kim SB, Kim JG, et al. Biomechanical features of level walking by transtibial amputees wearing prosthetic feet with and without adaptive ankles. 2016;30:2907-2914.
7. Ko, CY, Kim SB, Kim JG, et al. Comparison of ankle angle adaptations of prosthetic feet with and without adaptive ankle angle during level ground, ramp, and stair ambulations of a transtibial amputee: A pilot study. *International journal of precision engineering and manufacturing.* 2014;15:2689-2693.
8. Thiele J, Westebbe B, Bellmann M, and Kraft M. Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints. *Biomed Tech (Berl)* 2014;59:65-77.
9. Bellmann TSM, and Blumentritt S. Functional principles of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Orthopedic technik*, 2009.
10. Hafner BJ and Askew RL. Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial. *J Rehabil Res Dev* 2015;52:677-700.
11. Fey NP, Simon AM, Young AJ, and Hargrove LJ. Controlling

- Knee Swing Initiation and Ankle Plantarflexion With an Active Prosthesis on Level and Inclined Surfaces at Variable Walking Speeds. *IEEE J Transl Eng Health Med* 2014;2: 2100412.
12. Laferrier JZ and Gailey R. Advances in lower-limb prosthetic technology, *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2010;21:87-110.
13. Au S, Berniker M, and Herr H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits, *Neural Netw* 2008;21:654-666.
14. Herr HM, and Grabowski AM. Powered ankle-foot prosthesis improves metabolic demand of unilateral transtibial amputees during walking, in *ASB*, 2010.