

## 노인 보행보조기기

순천제일대학교 의료재활과학과

이 성 재

### Walking Aid for Elderly

Sung Jae Lee, C.P.O., Ph.D.

Department of Rehabilitation Technology, Suncheon Jeil College

(J Korean Soc Prosthet Orthot 2014; 8: 37-42)

### 서 론

전 세계적으로 많은 나라가 보건 의료기술의 발달로 평균수명이 연장되고 출산율이 급격히 감소함에 따라서 전체 인구에서 노인이 차지하는 비율이 급격하게 증가하고 있다. 우리나라는 전 세계적으로 비교 되지 않을 정도로 빠른 속도로 인구가 고령화되고 있다. 2000년에 고령화 사회로 진입했으며 2020년에는 고령사회, 2026년에는 초고령 사회가 될 전망이다.<sup>1</sup>

인간의 생애주기에서 마지막 단계에 해당되는 노인들이 겪게 되는 가장 큰 어려움은 보행의 제한이다. 자존심, 존엄성유지, 사회적 접촉 및 활동에 대한 모든 것들은 보행에 의해 이루어지기 때문에 보행과 보행의 유지란 노인에게 있어서는 중요하다. 보행 장애가 발생하는 원인으로는 나이가 들면서 신체의 불안정성을 유발하게 되는 요인이 늘어나기 때문이다. 나이가 들면서 내부감각반응이 떨어지고, 비대칭적 신체를 바로 잡으려고 하는 반사작용을 유지하는데 필수적인 근력도 저하될 뿐 아니라 몸의 혼들림도 많아진다. 노화에 의한 이러한 모든 변화가 보행 능력에 영향을 준다. 이외의 요인인 노화와 관계된 만성질환인 신경계 질환과 근골격계 질환들로 인해 보행 장애가 발생하게 된다. 노인을 대상으로 한 단면적 연구에 의하면 75세 이상의 약 1/3이 보행 장애를 가지는 것으로 알려져 있다.<sup>2</sup>

고령화에 따른 다양한 형태의 질환적 요인으로 인해 보행이 불편할 때 실질적으로 필요한 것이 보조기기(assistive device)이다. 노인들의 일상생활을 보조 할 수 있는 보조기기의 개발은 중요하며 노인들의 독립적인 생활을 개선하고

증대시키며 건강증진을 위해 다양한 형태의 보조기기들이 필요하다. 특히 인간이 움직이는데 필수적인 수단인 보행을 보조하기 위한 기기들은 더욱 그다지 자유로운 보행의 제한은 노인들의 삶의 질을 저하시킬 뿐 아니라 독립적인 삶의 불편을 가져오기도 한다. 따라서 노인들의 보행 장애의 요인을 분석하고 이를 바탕으로 노인들에게 보행에 적합한 보행 보조기기에 관해 소개하고자 한다.

### 노인 보행 장애

노인이란 생리적, 신체적 기능의 퇴화와 더불어 심리적인 변화가 일어나서 자기유지기능과 사회적 역학기능이 약화되고 있는 사람이라고 정의 된다. 노인들에게 있어서 나이는 이동성에 많은 영향을 주는 원인이다. 근력과 균형능력의 감소로 인해 노인들은 보행주기(gait cycle) 동안 사용되는 적은 에너지와 노인성 질환에 따른 통증 때문에 속도는 감소되고 보장(step length)도 감소가 된다. 이것은 균형과 안정성을 유지하여 위험에 대처하기 위한 자연적인 방법이다. 또한 노인의 낙상의 위험은 일반적인 질병으로 인한 부상보다 높다. 이동시에 낙상에 대한 위험은 주요골절 등의 직접적인 위험외에도 이동성과 자신감을 현저하게 감소시키며 삶의 질을 떨어뜨리는 요인이 된다. 65세 이상의 노인 중 20%가 낙상을 경험하였으며 63%는 보행중에 낙상이 발생한다고 보고되었다.<sup>3</sup>

노인들은 일반적으로 자신의 보행 장애에 있어서 비정상적인 운동의 통증, 경직성, 현기증, 마비, 퇴행성 관절질환, 근골격계 기형, 정형외과적 수술, 뇌졸중, 자세성 저혈압, 편마비, 무릎 및 고관절 질환 및 대사질환 등의 한가지 이상의 조건들을 가지고 있다.

보행은 최적의 경로의 전략적 계획뿐만 아니라 주변 환경과 내부요인과의 지속적인 상호 작용을 필요로 한다. 장애물의 중요성을 이해하지 못하면 부적절한 경로를 선택하거나 자신의 신체 능력을 잘못 해석 하게 되면 낙상으로

접수일: 2014년 8월 28일, 게재승인일: 2014년 10월 31일  
교신저자: 이성재, 전남 순천제일대학교 의료재활과학과

④ 540-744, 순천제일대학교 의료재활과학과  
Tel: 061-740-1309, Fax: 061-740-1309  
E-mail: leesj@suncheon.ac.kr

이어지게 된다. 따라서 보행장애의 정도를 감소시키기 위해 적합한 재활치료와 보행 보조기기의 사용이 요구된다.

## 노인 보행 보조기기

### 1) 보행 보조기기의 분류

노인들을 위한 보행 보조기는 보행능력의 잔존과 완전 상실에 따라 다르다. 보행능력이 완전 상실되었을 경우는 이동보조기를 사용하게 되는데 수동휠체어와 전동휠체어를 사용한다. 하지만 대다수의 노인들은 기초적인 보행에 필요한 능력이 있기 때문에 외부적인 보행 보조기기인 케인(canes), 클러치(crutches), 위커(walkers) 등의 사용을 통해 보행시의 지지와 안정, 균형을 보조하며 재활훈련에도 사용하게 된다.(Table 1) 또한, 보행시 하지의 기능을 보조하기 위하여 다양한 형태의 하지보조기를 사용한다. 또한 보행이나 재활 훈련을 위해 평행봉, 트레드밀, 자동보행훈련기, 족부훈련기 등의 이동능력을 향상시키는 보행 훈련

기기를 사용한다.<sup>4</sup>

노인의 일반적인 보행에 필요한 보조기기로는 외부기기와 보행을 돋기 위한 자가 장착형(self-ported) 보조기가 주로 사용되므로 분류와 특징을 알아보고 로보틱스(robotics)와 같은 새로운 공학적 기술과의 융합에 관하여 서술한다.

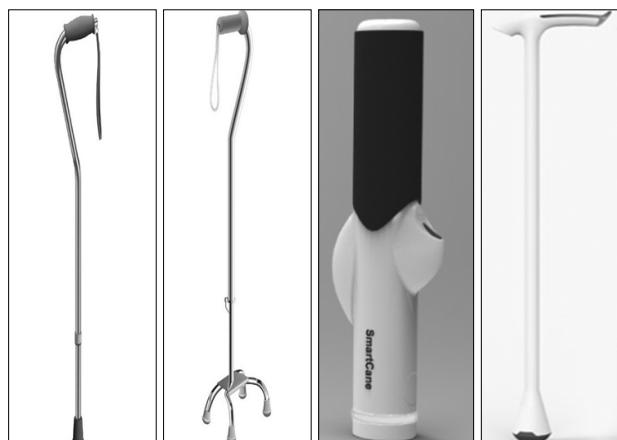
### 2) 외부 보행 보조기기

(1) **Canes:** 편측 하지에 불안정 보행의 요인이 있을 때 사용하며 보행시의 균형과 부분적인 체중을 보조하기 위해 사용하며 체력의 소모를 줄여 주어 자연스러운 보행과 낙상을 예방 할 수 있다. 경련성 편마비 장애인들을 위해 안정감을 높이기 위해 지면 접촉부분을 3개 또는 4개의 구조를 가지기도 한다.(Fig. 1)

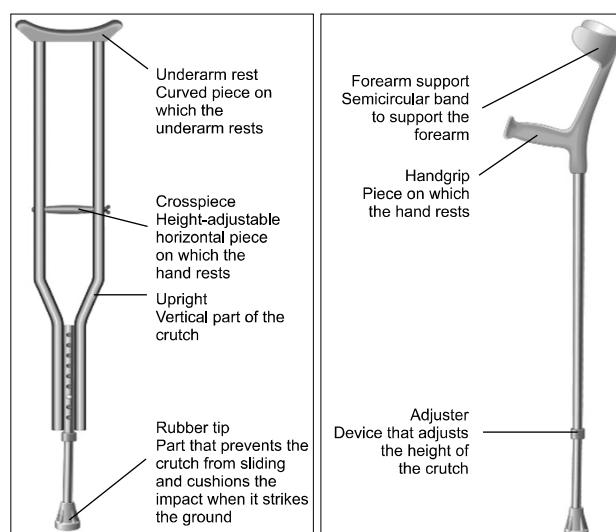
스마트 케인은 스마트폰과의 연동으로 위치추적 및 응급호출기능을 가지며 기존의 케인에 부착하여 사용할 수 있다. 밸런스 케인은 하단부에 무게중심을 이루는 무게추를 이용하여 넘어져도 균형을 이루는 구조를 가지고 있다.

**Table 1.** Categories of assistive mobility devices

Incapacity	Mobility assistive devices	Examples	Purpose
Residual mobility capacities	External devices	-Canes -Crutches -Walkers	Support during walking Increase gait stability Balance
	Self ported devices	-Passive Orthoses -Active Orthoses	Rehabilitation training Supplement the function of the limbs
	Mobility training devices	-Parallel Bars -Treadmill -Ambulatory -Feet-manipulator	



**Fig. 1.** (A) Canes (B) Multi-feet cane (C) Smart cane (D) Balance cane.



**Fig. 2.** (A) Axillary crutch (B) Non axillary crutch.

(2) Crutches: 클러치는 겨드랑이까지 오는 액와 클러치(axillary crutch)와 비액와 클러치(nonaxillary crutch)로 구분된다. 액와 클러치는 액와부 지지대와 높이조절손잡이, 수직높이 조절기의 구조를 가지며 신체의 두지점과 접촉되므로 손으로만 잡는 지팡이보다 안전성이 높고 위쪽 끝이 겨드랑이에 밭쳐 지도록 되어 있어 체중의 80% 이상을 지지할 수 있고 비액와 클러치는 팔목부분 지지대와 손잡이, 높이조절기의 구조를 가지며 체중의 40~50%만 지지할 수 있다.(Fig. 2)

(3) Walkers: 재활을 위한 보행 훈련과 보행을 보조하기 위한 워커는 노인의 이동성을 개선하고 균형을 유지할 수 있도록 하는 보행 보조기기로 노인의 활동과 독립성을 보장하고 자신감과 감각안전성을 높일 수 있으며 골다공증의 제한과 심폐기능, 말초혈관계의 순환 개선 등의 생리학적



Fig. 3. (A) Standard walker (B) Front-wheeled walker (C) Rollator.

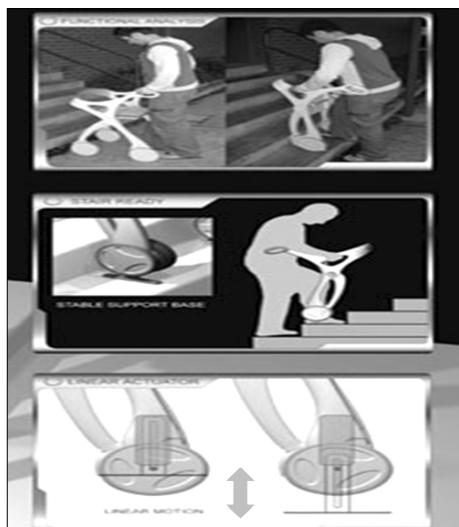


Fig. 4. Boomer.

이점을 가진다.

일반적인 워커는 들어 올려 보행하는 동안 전방으로 이동시키며 금속재질에 고무팁을 가지는 4개로 구성된 다리의 프레임으로 구성된다. 체중의 지지에 있어 최대한의 지지와 균형을 보조하기 위해 사용된다. 케인이나 클러치보다 상체의 힘을 조절할 수 있는 능력이 요구된다.

앞바퀴 부착형 워커의 경우는 상지의 근력이 약한 경우 사용된다. 보행시 무게중심의 전방 변위를 증가시켜 워커를 들어 올릴 때 뒤로 낙상하는 것을 방지하며 정상적 보행에 도움을 준다. 특히 파킨슨 환자에게 유용하다.

네바퀴형 워커는 보다 자연스러운 보행을 위해 사용되며 제동장치의 안전한 사용을 위해 그립의 강도와 속도에 대한 제어력이 요구된다. 필요한 경우 수납공간의 부착과 보행을 하지 않을 때 휴식을 취할 수 있는 좌석을 장착할 수도 있다.(Fig. 3)

기존의 워커들은 4지지 프레임을 기본 구조로 하고 있어 계단을 올라갈 경우와 장애물을 넘어야 될 경우에는 사용에 어려움이 있다. 미래의 미적요소와 기능적 디자인의 Boomer 워커는 바닥을 눌러 앞바퀴가 뒷바퀴 근처에 이동되고 바퀴가 잡겨 접촉면에 수직으로 안전하게 자신의 체중을 실어 계단을 올라갈 수 있는 구조를 가진다.<sup>5</sup>(Fig. 4)

(4) Smart walker: 스마트 워커는 기존의 워커와 같은 구조를 가지지만 로보틱 기술이 추가되었으며 전자부품들로 구성되어 더 편한 보행을 보조한다. 하지만 노인은 일반적으로 느린 동작을 하고 전자기기에 익숙하지 않다. 때문에 노인 보행의 지속적인 평가와 사용자의 요구와 인식에 의해 수정 동작되도록 설계 되어야 한다. 즉, 사용성의 문제, 안전, 편리함, 간편한 사용에 대한 고려가 필요하다. 스마트 워커는 노인들의 각기 다른 레벨과 사용자의 요구에 의해 물리적 지원, 감각적 지원, 인지능력 지원, 건강 모니터링 지

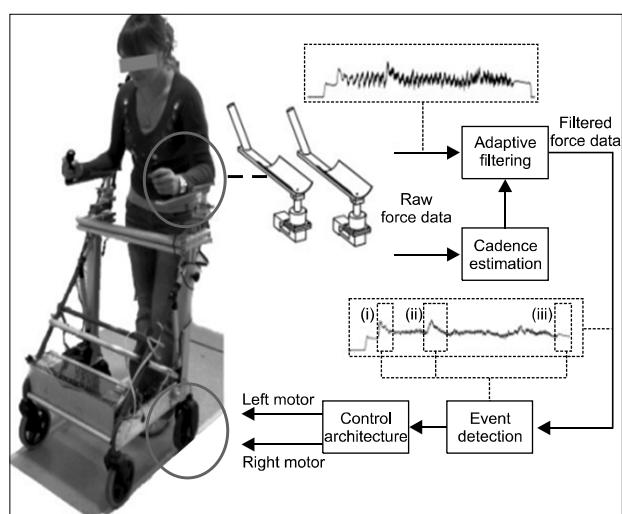


Fig. 5. SIMBIOSIS.

원, 인간-기계 인터페이스 지원의 5가지 기능으로 분류된다. 물리적 지원이란 워커의 대부분의 워커들에 해당되며 보행시의 안정성을 위해 기계적, 구조적 개선들을 시도하는 것이다. 멀티바이오센서를 적용한 IAI-CSIC의 SIMBIOSIS 연구프로젝트의 결과인 SIMSOSIS (Fig. 5) 스마트 워커와 같이 워커를 이루는 부품들 중에 배터리, 모터, 전자부품 등 무거운 부품은 워커 하부에 설치하여 동적인 안정성을 높이고 일어서거나 앉을 시에 편리성을 위해 상지부분을 지지해주는 보조대를 핸들에 부착하기도 한다.<sup>6</sup>

감각적 지원은 보행시의 균형 감각을 보조해주는 기능을 말한다. 워커에 초음파 센서, 적외선 센서 등을 적용하여 보행시에 정적이거나 동적인 장애물을 센서가 감지하여 충돌의 위험상황을 진동이나 경보를 통해 경고하여 즉각적인 보행의 정지와 경로변경 등을 지원한다.

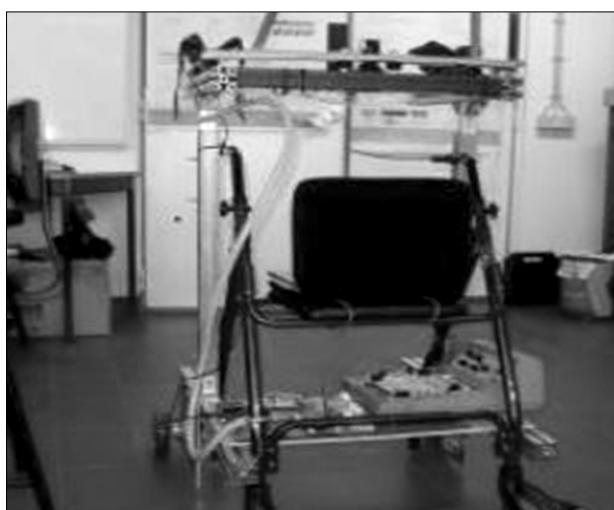


Fig. 6. ASBGo.



Fig. 7. iWalker.

ASBGo (adaptive system behaviour group) 스마트 워커 (Fig. 6)는 낙상 등의 위험한 상황에서 사용자와의 거리를 측정하고 평가하는 적외선 센서와 핸들에 접촉 센서 시스템을 적용하여 보행하다가 정지했을 경우에 발생 할 수 있는 위험 상황도 경고한다.<sup>7</sup>

인지능력 지원이 적용된 iWalker는 노인들을 위해 개발된 스마트 워커로 전자감응 브레이크 시스템, 레이저 거리 센서와 소형 컴퓨터, GPS 기반의 위치확인 기술 적용으로 집이나 의료시설과 같은 사용환경 내에 설치된 위치 표식을 통해 특정위치까지 설정된 경로로 보행을 보조해주는 기능을 지원한다.

또한 시각적 인터페이스와 음성 명령을 통해 스마트 워커와 사용자간의 양방향 통신이 가능하며 장애물로 인한 경로 중단의 경우에 새로운 경로 요청 및 탐색이 지원되며

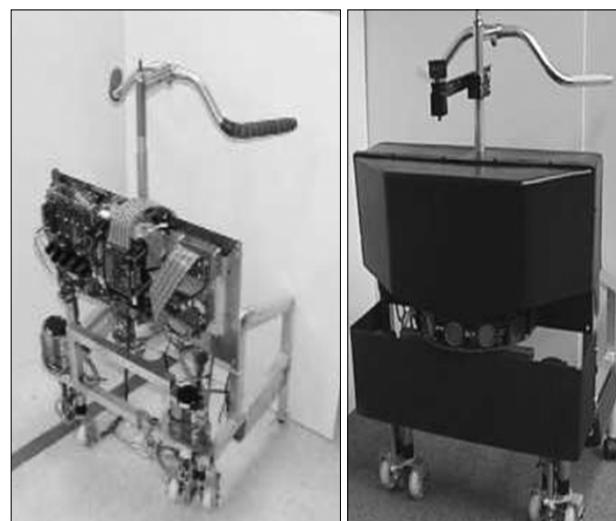


Fig. 8. PAMM.



Fig. 9. Guido.

도움을 요청할 수 있다.<sup>8</sup>(Fig. 7)

건강 모니터링 지원은 스마트 워커를 이용하여 보행시에 사용자의 건강에 대한 심전도와 혈압 맥박과 같은 변수를 모니터링 하여 긴급상황이 검출되면 의료기록으로 남기거나 무선 통신 네트워크를 통해 보호자 및 응급 의료기관에 알리기 위한 기능이다. PAMM (personal aid for mobility and health monitoring system) 스마트 워커는 노인의료시설에서의 노인 보행용 스마트워커에 맞추어져 개발되었으며 사용 노인의 건강상태 데이터베이스와 연결을 통해 긴급상황 대처할 수 있어 노인들이 보다 독립적인 생활을 할 수 있도록 지원한다.<sup>9</sup>(Fig. 8)

인간-기계 인터페이스 지원은 인간과 기계사이에서 사용자 친화적인 방법을 통해서 보조적인 지원을 받는 것이다. 스마트 워커에 조이스틱과 같이 사용자의 명령이나 의도가 워커에 직접 전달시킬 수 있는 직접 인터페이스가 있



Fig. 10. (A) Unloader One (B) Smart Step.



Fig. 11. ASIMO.

으며 조이스틱으로 모터의 방향을 사용자의 의도대로 설정 하며 장애물을 인식하여 조이스틱의 반발력을 통해 장애물 까지의 거리와 방향을 알려주어 위험상황 회피를 지원한다. Haptica의 Guido는 사용자의 보행시에 안전성을 보장하기 위해 장애물 회피 알고리즘을 적용하여 복잡한 환경에서도 사용자가 의도한 방향으로 보행하는 것을 지원한다.<sup>10</sup>(Fig. 9)

이러한 스마트 워커는 로보틱 기술의 적용으로 고령화로 인한 인지능력의 저하와 보행 능력과 보행 안정성이 저하된 노인들을 보행 보조를 위해 계속 진화하고 있다. 하지만 보행 환경에 대한 정확한 인지를 위한 센서의 정밀도와 수집되는 데이터 연산처리에 따르는 고가의 고성능 장치와 복잡한 알고리즘이 해결과제이다.

### 3) 보조기

고령화 사회가 되면서 노인성 질환으로 고생하는 사람들이 늘고 있으며 퇴행성 무릎관절염은 노인들의 관절에 발생하는 질병 중 가장 흔한 질병이다. 이외에도 뇌혈관 질환으로 인한 편마비와 족하수 등이 발병하게 된다. 이러한 노인들이 정상적인 보행을 제한하게 되는데 이때 증상에 따라 자가 장착형 보조기를 이용하여 보행을 보조하게 된다. 이러한 자가 장착형 보조기는 보행시 에너지의 사용 주체에 따라 수동형과 능동형 보조기로 나눌 수 있다.

**(1) 수동형 보조기:** 수동형 보조기는 신체에 장착하여 사용을 하지만 단지 보조적인 기능만을 하며 사용자의 에너지에 의해 보행을 하게 된다. 대부분의 수동형 보행 보조기는 중력 균형의 원리를 기반으로 스프링과 링크, 힌지들을 사용하여 제작된다.

특히 퇴행성 무릎관절염 보조기는 생체기능 이상인 과도한 내반력과 내반변형, 외반력과 외반변형을 3점압의 원리에 의한 생체역학적 설계를 통해 교정을 극대화 할 수 있도



Fig. 12. (A) HAL (B) ReWalk.

록 하는 기술이 요구되며, 항균기능과 고령자가 착용 시에 피부 트러블을 방지하고 통증에 따르는 압박의 강도를 조절할 수 있도록 하는 기술의 적용이 요구된다.

Ossur의 Unloader One은 고령자의 특성을 고려하여 보행 시 무게감소를 위해 경량성과 탄성 복원 지지력을 극대화한 경량 플라스틱 소재를 적용하며 쉽게 동적인 힘을 제어할 수 있는 체결구조를 가지고 있다. Smart-Step은 뇌혈관 질환으로 인해 족하수로 보행이 불편한 경우 유각기 동안에 배측 굴곡시켜 보다 자연스러운 보행이 되도록 한다.(Fig. 10)

**(2) 능동형 보조기:** 신체에 부착 및 착용하는 형태의 능동형 보조기는 몸의 가동부분과 기능을 보조하게 되며 동력과 모터 그리고 생체역학, 기구학과 자동제어, 수치해석이 융합된 로보틱스 기술을 적용하여 개발되어지며 하지근육과 관절에 부가되는 부하를 감소 시켜 적은 에너지만으로 보행을 가능하게 한다. Honda의 ASIMO는 노인들을 위한 보조기로서 걸을 때 필요한 하지 근육을 기계적으로 움직일 수 있도록 도와주며 골반 각도를 측정하는 센서를 통해 보행습관을 파악하여 내재된 소형컴퓨터가 센서의 각도를 계산해 하지 근육 필요한 힘을 주게되고 보행자는 활보장이 보다 길어지고 일정하게 보행할 수 있다.(Fig. 11)

Cyberdyne의 신체에 착용하는 로봇(Robot Suit)인 HAL(Hybrid Assistive Limb)은 인체 착용형 외골격장치로 보행을 시작하면 센서가 인체의 전기신호를 감지해서 필요한 부위에 힘을 더해주는 원리로 보행 장애가 있는 노인들이 착용하게 되면 적은 에너지로도 보행을 할 수 있도록 개발되었다. 또한 Argo의 ReWalk는 모션센서와 내재된 소형 컴퓨터를 이용하며 시작 스위치의 작동 없이 직관적으로 사용이 된다.<sup>11</sup>(Fig. 12)

## 결 론

고령화에 따른 노인 인구의 증가에 따라 노인들의 삶에 질에서 보행이 차지하는 부분은 매우 크다. 하지만 나이가 들면서 신체적 변화와 신경계, 근골격계 질환으로 인하여

신체의 안정성을 유지하는 보행에 어려움이 발생하게 된다. 이러한 노인들의 보행을 위한 보조기기의 개발은 매우 중요하며 보조기기기 제작기술과 로보틱 기술 등 현재의 다양한 학문적 융합을 통해 노인들의 신체적 환경에 맞게 경량화 되고, 특별한 사용법 학습 없이 직관적으로 사용할 수 있는 보행 보조기기들이 개발되어야 할 것이다.

## REFERENCES

1. Je Il Ryu. Development on Country Industry Aging Index Model Based on Industrial Structure Analysis, Hanyang University, 2013.
2. The Korean Geriatrics Society. Geriatric Medicine, Medical Publishing, 2000.
3. Duxbury A. Gait Disorders and Fall Risk,: Detection and Prevention. 2000.
4. Maria M, Cristina P, Anselmo Frizera-Neto, Ramón Ceres. Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers. Robotics and Autonomous Systems, 2012.
5. Molloy, Boomer. [http://student.designawards.com.au/application\\_detail.jsp?status=6&applicationID=5541](http://student.designawards.com.au/application_detail.jsp?status=6&applicationID=5541). 2010.
6. Frizera A. Interfaz Multimodal para modelado, estudio y asistencia a la marcha mediante andadores robóticos. Phd Thesis. 2010.
7. Martins M. Online control of a mobility assistance Smart walker. Minho Univ. 2011.
8. Cortés U, Martínez-Velasco A, Barrué C, Martín X, Campana F, Annicchiarico R. Towards an intelligent service to elders mobility using the i-Walker. AAA. 2008.
9. Lacey G, MacNamara S, Dawson-Howe KM. Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind. Lecture Notes in Computer Science. 1998.
10. Rentschler AJ, Simpson R, Cooper RA, Boninger ML. Clinical evaluation of Guido robotic walker. Journal of Rehabilitation Research Development. 2008.
11. Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, Sankai Y. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. IEEE. 2003.