

# 보행보조로봇을 위한 다중 생체/역학 센서의 신호 분석 및 사용자 의도 감지

## Detection of Implicit Walking Intention for Walking-assistant Robot Based on Analysis of Bio/Kinesthetic Sensor Signals

장은혜<sup>1</sup>, 전병태<sup>†</sup>, 지수영<sup>1</sup>, 이재연<sup>1</sup>, 조영조<sup>1</sup>

Eun-Hye Jang<sup>1</sup>, Byung-Tae Chun<sup>†</sup>, Su-Young Chi<sup>1</sup>, Jae-Yeon Lee<sup>1</sup>, Young-Jo Cho<sup>1</sup>

**Abstract** In order to produce a convenient robot for the aged and the lower limb disabled, it is needed for the research detecting implicit walking intention and controlling robot by a user's intention. In this study, we developed sensor module system to control the walking- assist robot using FSR sensor and tilt sensor, and analyzed the signals being acquired from two sensors. The sensor module system consisted of the assist device control unit, communication unit by wire/wireless, information collection unit, information operation unit, and information processing PC which handles integrated processing of assist device control. The FSR sensors attached user's the palm and the soles of foot are sensing force/pressure signals from these areas and are used for detecting the walking intention and states. The tilt sensor acquires roll and pitch signal from area of vertebrae lumbales and reflects the pose of the upper limb. We could recognize the more detailed user's walking intention such as 'start walking', 'start of right or left foot forward', and 'stop walking' by the combination of FSR and tilt signals can recognize.

**Keywords:** Walking Intention, FSR (force sensing resistor) Sensor, Tilt Sensor

### 1. 서론

최근 우리나라의 고령화 사회 진입 속도가 빨라지고 있는 가운데, 2030년경에는 국민의 21% 이상이 노인인 초고령 사회에 진입할 것으로 예측되고 있다. 이러한 고령화 사회에 대비하기 위하여 거동이 불편한 노약자들을 위한 보행보조장비의 개발이 필수적이다. 보행은 인간의 신경과 근육격 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 신체가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한

체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작으로<sup>[1]</sup>, 나이가 들에 따라 약화된 하지 근력 때문에 노인의 족저굴곡 토크발생 능력은 떨어지고, 이로 인하여 발목 관절을 이용한 추진력이 낮아지면서 노인의 보행 능력은 감소된다<sup>[2]</sup>. 또한 교통사고 및 후천적 사고 등으로 인하여 중추신경계의 손상을 입은 환자들이 급증하고 있는 추세에 있으며, 이러한 환자들의 다수가 하반신 마비로 인하여 독립적 보행의 불가능으로 이동에 많은 제약을 받고 있는 실정이다. 이러한 고령화 문제 및 장애인 출현율의 상승 등으로 인하여 로봇 기술을 접목한 복지 및 재활로봇에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있는 가운데, 보행보조로봇은 노인 복지 및 중증 신경계 손상을 입은 환자에게 이동을 돕기 위하여 반드시 필요한 장비이다<sup>[3]</sup>.

특히, 최근에는 하지 장애를 갖는 노약자 및 장애인들을

Received : Jul. 07. 2010; Reviewed : Aug. 26. 2010; Accepted : Sep. 17. 2010

※ 이 논문은 산업기술연구회(과제명: 생체운동신호감지를 이용한 재활 및 근력보조로봇기술 개발, 과제번호: 08-PS-1-0004)의 지원에 의하여 연구되었음.

<sup>†</sup> 교신저자 : 한경대학교 웹정보공학과

<sup>1</sup> 한국전자통신연구원 융합기술연구부 로봇/인지시스템 연구부 인지기술연구팀

대상으로 보행을 도와주는 의복형 보행보조로봇이 개발되고 있다<sup>[4]</sup>. 보행보조로봇의 최근 연구 동향을 살펴보면, Berkeley 대학에서 군인의 보행을 혁신적으로 향상시켜주는 군인용 로봇 시스템 (BLEEX)을 개발하였고<sup>[5]</sup>, 보행 재활과 관련하여 MIT 대학(Michigan Technological University) Herr 연구팀에서 AAFO (Active Ankle Foot Orthosis)를 개발한 바 있다<sup>[6]</sup>. 이는 Drop-foot 환자를 위하여 발목의 임피던스를 조절하는 착용형 보조기이며, 기기의 토크를 제어하기 위하여 스프링을 이용한 SEA를 적용하였다. Hocoma社에서는 좌우 대형 착용형 로봇으로 체중을 지지할 수 있는 장치와 트레드밀로 구성된 LOKOMAT을 개발하였다. 이는 주로 물리치료사 역할을 대신할 수 있는 반복적인 보행 동작을 연습시키는 로봇이다<sup>[7]</sup>. 노약자의 보행보조 및 정상인의 작업보조를 목적으로 Honda社에서 개발한 Robot legs는 안장에 앉아 신발을 신는 것으로 착용이 완료되는 간편함이 특징이다<sup>[8]</sup>. Argo Medical Technologies社에서는 하반신 마비환자들의 보행을 위한 ReWalk을 개발하였다<sup>[9]</sup>. 이 로봇은 휠체어 사용자들이 보행, 계단 오르기 및 앉기/서기 동작을 수행할 수 있도록 모터로써 보조해주는 외골격형 로봇이며, 환자가 목발을 사용할 수 있다는 전제하에 사용이 가능한 로봇이다. Tsukuba 대학과 Cyberdine社에서는 보행보조를 위한 HAL을 개발하였다<sup>[10]</sup>. 이 로봇은 정상인의 근력 증폭 및 노약자의 보행보조를 위한 외골격형 로봇으로 근전도 센서를 이용하여 사용자의 동작 및 필요 토크를 예측한다.

한편 국내에서는 한국과학기술원에서 KARES 모빌 로봇을 개발하여 전동휠체어에 로봇 팔을 부착하여 장애인의 기본동작들을 지원하고 있다<sup>[11]</sup>. 재활공학연구소에서는 하반신 마비환자의 원활한 보행보조를 위한 동력 보행보조기를 개발하였다<sup>[12]</sup>. 또한 서강대에서는 입는 로봇인 SUBAR를 개발하였으며, 이 로봇은 캐스터 워커와 외골격 착용부로 구성되어 상용화 단계에 있다<sup>[13]</sup>. 캐스터 워커에 조향 장치를 두어 사용자가 진행 방향을 조정하고, 주행 시 사용자가 지지할 수 있도록 하였고, 대부분 무거운 주변 장치를 탑재하였다. 외골격 착용부는 실제 사용자가 입을 수 있도록 경량화되었다.

보다 능동화되고 환자의 특성에 맞는 보행보조로봇의 개발을 위하여 자이로스코프(gyroscope)<sup>[14]</sup>, 전기 측각기(electrogoniometer)<sup>[15-16]</sup>, 기울기 센서(tilt sensor)<sup>[17]</sup>, 가속

도계(accelerometer)<sup>[18]</sup> 등의 다양한 생체/역학 센서가 활용되어 왔고, 마비된 운동기능을 복원하기 위하여 기능적 전기자극법(FES)을 로봇에 접목시키고자 하는 연구도 수행되어왔다<sup>[19-20]</sup>. 가장 최근에는 이러한 보행보조로봇을 제어하기 위하여 알고리즘들이 개발되고 있다. ReWalk의 경우, 앉고 일어서기, 걷기(경사로 포함), 계단 오르기 등의 기능을 가지고 있으나, 손목에 위치한 동작버튼을 누름으로써 사용자의 의도를 표현하고 외골격을 통제한다<sup>[21]</sup>. 반면, 정상인의 근력 증폭 및 노약자의 보행보조를 위한 HAL-5에서는 근전도 신호를, 하반신 마비환자의 보행 보조를 위한 로봇인 HAL-5 Type-C에서는 FRF(Floor reaction force)을 이용하여 중력의 중심(COG: Center of Gravity)의 위치를 확인함으로써 사용자의 의도를 측정하였다<sup>[22]</sup>. 재활공학연구소의 동력보행보조기 또한 근전도 생체신호를 이용하여 보행의도를 확인하고 발바닥의 압력분포가 측정되는 발 센서를 활용하여 체중심의 위치를 측정하여 보행이 안정적인 단계인지를 확인하였다<sup>[12]</sup>. 이러한 생체역학신호는 근육의 활동에 앞서 측정이 가능하기 때문에 사용자의 보행의도를 측정하기 위한 유용하고 신뢰로운 정보이며, 조이스틱이나 버튼과 같은 수동 컨트롤러보다 더 쉽게 조작이 가능할 뿐 아니라 무의식적 인터페이스에 의해 직접적으로 사용자의 의도를 측정할 수 있다<sup>[22]</sup>.

본 연구에서는 하반신 마비환자의 보행보조를 목적으로 한 로봇을 제어하기 위한 사용자 의도를 확인하고자 하였다. 환자들의 상체기능은 정상이라는 점을 감안하여, 3족 보행 (양손의 지팡이를 짚고 한 걸음 걷는 보행)을 기반으로 한 보행보조로봇을 제어하고자 할 때, 사용자의 의식적인 조작 없이 자연스럽게 묵시적으로 의도를 획득할 수 있는 상체 정보를 고려하였다. 즉, 사용자들이 보행을 하기 위하여 지팡이를 짚을 때, 손바닥에 가해지는 힘과 상체의 기울기 신호를 활용하여 사용자의 보행 의도를 감지하고자 하였고, 이를 위하여 저항센서 모듈 시스템을 구성하고, 저항신호와 기울기 신호의 특성을 분석하였다.

## 2. 보행보조로봇을 위한 저항센서 모듈 시스템 구성

보행보조로봇을 위한 전체 저항 센서 모듈 시스템 구성도는 그림 1과 같다. 사용자의 의도를 감지하기 위하여 저항센서 (FSR: Force Sensing Resistor)를 손바닥과 발바닥에 부착시키고, 기울기 센서를 등 부분에 부착시켰다. 센서

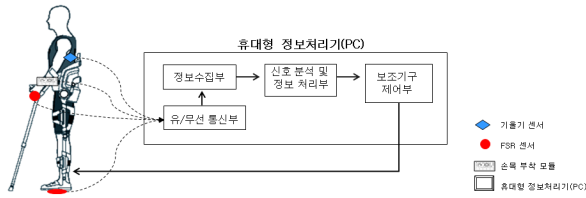


그림 1. 보행보조로봇의 시스템 구성도

가 부착된 상태에서 재활로봇(움직임 보조기구)을 착용하고 보행의 안전을 위하여 지팡이(crutch)를 사용하였다. 시스템은 사용자 보행 의도를 움직임 보조기구를 제어하는 보조기구 제어부, 유/무선 통신부, 정보 수집부, 정보 연산부, 보조기구 제어부 기능을 통합 처리해주는 휴대형 정보처리기(PC)로 구성하였다.

유/무선 통신부는 저항 센서로부터 센싱된 데이터를 디지털 신호로 바꾸어 신호 분석 및 정보 처리부 전송하는 기능을 담당한다. 정보 송신 방식은 Zigbee 등과 같은 무선 방식으로, 센서 및 통신 모듈의 크기는 가로 68mm, 세로 71mm, 높이 45mm이며, 양쪽 손목과 발목에 각각 모듈이 따로 부착되었다.

정보 수집부의 저항 센서, 기울기 센서, 손목 부착 모듈에서 전송되는 정보를 수집하였다. 저항 센서는 저항값이 변하면서 서로 다른 크기의 전압을 출력하는 센서이며, 사용자가 보행을 위하여 지팡이를 짚을 때 손바닥에 가해지는 힘을 측정하여 보행 의도 파악에 사용되었다. 기울기 센서 또한 사용자의 좌우/사향의 움직임을 센싱하여 사용자 의도 파악에 사용되었다. 손목 부착 모듈은 사용자가 보행을 시작하거나 중단하기 위한 신호를 버튼으로 눌러 사용자의 보행 의도를 전달하는 모듈이다.

정보 수집부에서 수집되는 정보는 손목 부착 모듈에서 송신되는 보행 시작(WM\_on : Walking\_Mode on)과 보행 중단(WM\_off : Walking\_Mode off) 정보가 수집되었다. 손바닥에서 측정되는 FSR 신호는 사용자가 보행 시 지팡이를 잡을 때 손바닥에 가해지는 힘을 측정하여 보행단계를 감지하기 위한 것이며, 발바닥에서 측정되는 FSR 신호는 사용자가 보행 시 발을 땅에 디딜 때 발바닥에 가해지는 힘을 측정하여 보행단계를 감지하기 위해서 사용되었다.

### 3. 사용자 보행의도 인식을 위한 기울기/저항센서의 신호 분석

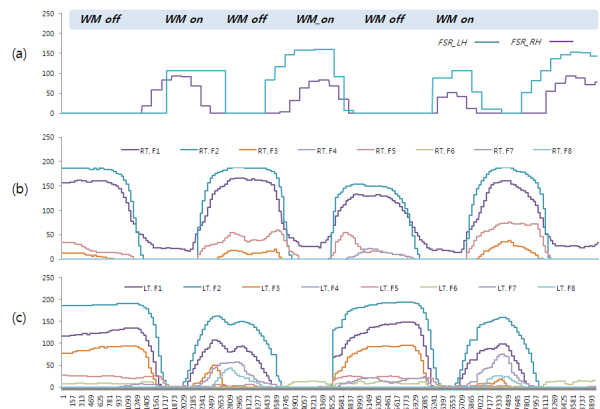
#### 3.1 저항 센서의 신호 특성 및 분석

실제 사용자가 보행하는 동안 나타나는 손바닥과 발바닥에 설치된 압력 센서의 신호를 살펴보면 그림 2와 같다. 그림 2-1은 각 부위에 부착된 압력센서의 위치를 나타내고 있으며, 그림 2-2는 보행 중 각 부위에서 나타나는 압력 센서 신호를 의미한다.

2(a)는 양손 (LH, RH)에서 나타나는 압력 센서 신호를 의미하며, 보행을 위하여 지팡이를 들어 앞으로 뺄 때는 정지된 상태로 신호가 나타나지 않으며 (WM(walking mode)\_off), 지팡이가 지면에 닿은 후 힘을 가하면서 한쪽 다리를 이동할 때(WM\_on), 손바닥의 압력신호가 나타난다. 2(b)는 오른쪽(RT.\*) 발 압력 센서의 신호를 의미하며, 2(c)는 왼발(LT.\*) 압력 센서 신호를 의미한다. 그리고 양발의 신호에 있어서 확장자의 의미는 다음과 같다. \*.F1과



2-1 센서의 부착 위치



2-2 보행 중 나타나는 압력 신호

그림 2. 발바닥에 설치된 저항 센서의 신호 특성

\*.F2는 발바닥의 발 뒤꿈치에서 나오는 센서 신호, \*.F3, \*.F4, \*.F5는 발바닥의 발갈에서, \*.F6, \*.F7는 발바닥에서, \*.F8은 발끝에서 나오는 센서 신호를 의미한다. 정지 상태에서는 양쪽 발에서의 압력 신호가 나타나며, 한쪽 다리를 들어 앞으로 뺀 동안에는 한쪽 다리의 압력 신호가 나타나지 않다가 그 다리가 다시 지면에 닿을 때, 신호가 나타나기 시작한다.

신호의 특성을 살펴보면, 발이 지면에 닿을 때 발뒤꿈치 부분에서 센서 신호가 가장 강하게 나타나며, 그 다음으로는 발갈 부분에서 센서 신호가 강하게 나타남을 알 수 있다.

### 3.2 기울기 센서의 신호 특성 및 분석

기울기 센서는 제자리에서 지팡이에 힘을 가할 때와 걷기 위해 지팡이를 앞으로 뺀 때의 동작을 구분하기 위하여 상체의 기울기 여부를 알아내는데 사용하였다. 정상인을 대상으로 한 번의 보행 주기 동안 3족 보행을 할 때 등에서 상체의 기울기 신호를 측정한다. 전체 상체를 앞으로 숙이고 뒤로 짓히는 상태인 roll과 우측 상체가 앞으로 나가거나 좌측 상체가 앞으로 나가는 상태인 pitch의 정보를 그림 3과 같이 추출하였다.

그림 3은 등 중앙의 (a) 허리 위치, (b) 가슴 위치, (c) 어깨 위치에서 각 신호의 roll과 pitch의 특성을 보여주고 있다. 허리 위치에서 기울기 신호를 측정할 때 신호가 noise가 가장 적게 나타났으며, 안정적인 값을 보임을 알 수 있다.

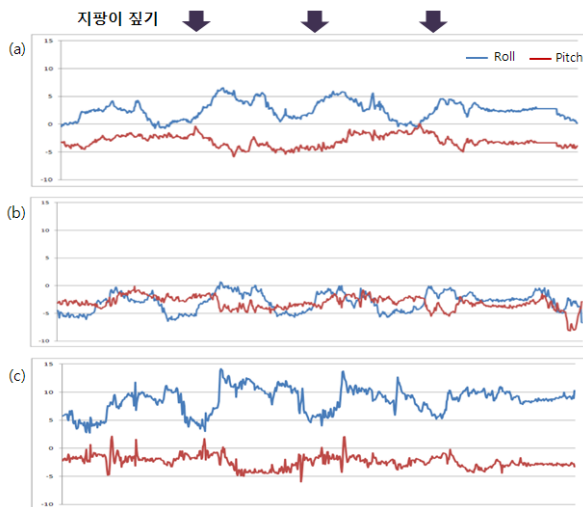


그림 3. 보행 중 지팡이를 짚을 때 등에서 측정되는 기울기 신호 (a: 허리 위치, b: 가슴 위치, c: 어깨 위치)

## 4. 실험 결과

실험에 사용한 기울기센서(ADIS16350)는 그림 4(a)와 같다. 기울기 센서를 테스트하는 응용프로그램인 “AdisView”을 개발하여 사용하였으며, 이는 그림 4(b)와 같다. 기울기 센서 테스트 프로그램의 상세 내용은 그림 5와 같으며, 각 기능은 USB 장치 인식, 데이터 추출 및 처리, 데이터 모니터링, CSV 파일 저장, 캘리브레이션, 칼만 필터링 적용, 바이너리 필터링, 최종 기울기(Roll, Pitch) 신호 출력을 포함하고 있다.

지팡이 움직임과 연동하여 배측 허리 중앙 (vertebrae lumbales)에서 측정된 기울기 센서의 신호 특성은 그림 6과 같다. 보행 주기의 전체 동작을 먼저 측정된 후, 각 동작별로 기울기 신호를 획득한 결과이다. 지팡이를 앞으로 뺄 때는 roll이 약 5-18도 (+), 오른발을 뺄 때는 pitch가 약 3-6도 (+), 왼발을 뺄 때는 pitch가 약 5-12도 (-)의 변화를 가지는 것으로 나타났다.

지팡이를 짚는 시점과 연관된 기울기 센서 신호 변화는 그림 7과 같다. 지팡이를 짚을 때 앞으로 몸이 기울고, 다시 일어서는 동작에 따라 roll과 pitch 신호의 변화를 볼 수 있다.

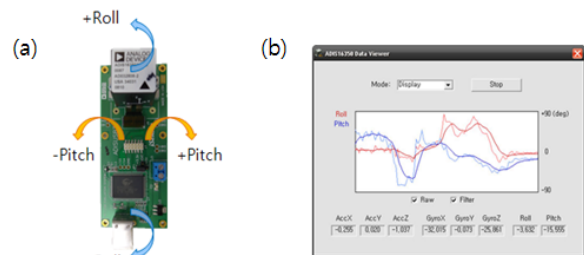


그림 4. 기울기센서 테스트 응용 프로그램의 예시

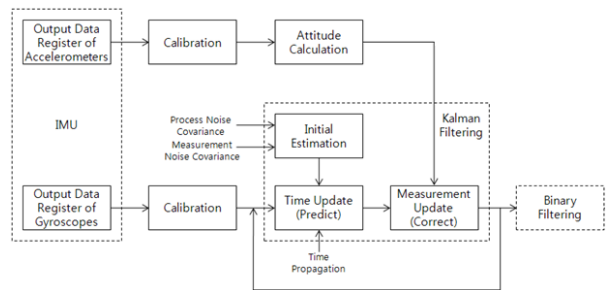


그림 5. 기울기센서 테스트 프로그램의 데이터 처리 모듈

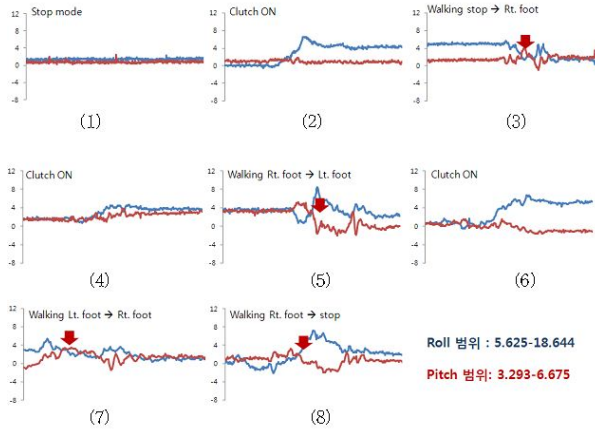


그림 6. 기울기 센서 측정 결과

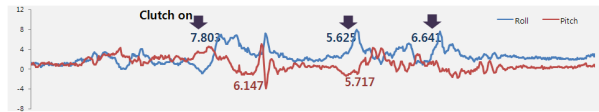


그림 7. 지팡이와 연관된 기울기 센서 신호 변화

지팡이 짚고 보행 시 보행주기에 따른 압력 변화는 그림 8과 같다. 평균 보폭주기(한 쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기 부터 또 다시 같은 쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기)는 약 7.3초였다. 지팡이를 짚고 약 3-4초 후, 오른쪽 발뒤꿈치를 디디면서 발뒤꿈치에서 압력이 나타나기 시작하여 무게중심이 한쪽 발로 이동하면서 발갈, 발바닥, 엄지발가락의 순으로 압력이 나타나 서서히 증가하였다. 왼쪽 발을 바꾸는 동작에서 무게중심은 왼쪽으로 이동하면서 오른쪽 발의 압력은 감소하게 되고 동시에 왼쪽 발의 압력이 증가하기 시작하였다.

사용자 보행의도 분석을 위해 본 연구에서는 저항 센서와 기울기 센서를 동시에 사용하였다. 저항 센서는 지팡이와 발바닥에 부착하고, 기울기 센서는 등 부분에 부착하여 각 신호에 따른 특성을 조합(융합)하여 사용자 의도 분석을 수행하였다.

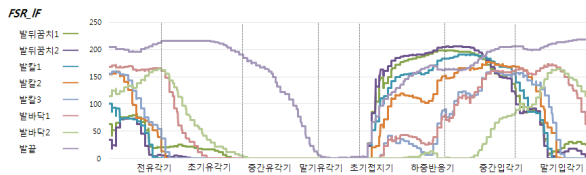


그림 8. 지팡이 짚고 보행 시 보행주기에 따른 압력 변화

지팡이에 부착된 저항 센서 특성(그림 9(a)), 오른쪽 발에 부착된 저항 센서 특성(그림 9(b)), 왼발에 부착된 저항 센서 특성(그림 9(c)), 허리에 부착된 기울기 센서 특성(그림 9(d))은 그림 9에서 보여주고 있다. 지팡이를 짚은 다음 오른쪽발(그림 9(b))을 딛게 되고(초기 접지기 → 하중 반응기 → 말기 입각기) 다시 지팡이를 짚은 다음(그림 9(a) 중간 부분), 왼발(그림 9(c))을 딛게 된다(초기 접지기 → 하중 반응기 → 말기 입각기).

3족 보행 동안 지팡이를 앞으로 짚을 때 나타나는 손바닥 압력 신호의 증가와 기울기 신호인 roll 값의 증가가 동시에 나타날 때, ‘걸기 시작’의 보행 의도로 정의하였고, 손바닥 압력 신호의 증가와 pitch 값의 증가는 ‘오른발 걸기’, 손바닥 압력 신호의 증가와 pitch 값의 감소는 ‘왼발 걸기’의 의도로 구분하였다.

지팡이 저항 신호와 발바닥 저항 신호만을 이용하여 사용자의 보행 의도를 파악할 수 있으나, 다음과 같은 상황일 때 그 문제가 발생한다. 보행 중 정지 상태일 경우, 저항 신호만으로는 현재 어떤 상태인지 파악하기 어렵고, 정지 상태에서 보행을 시작하려고 할 때 사용자의 의도 파악이 되지 않는다는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 기울기 센서를 사용한다. 기울기 센서를 사용하

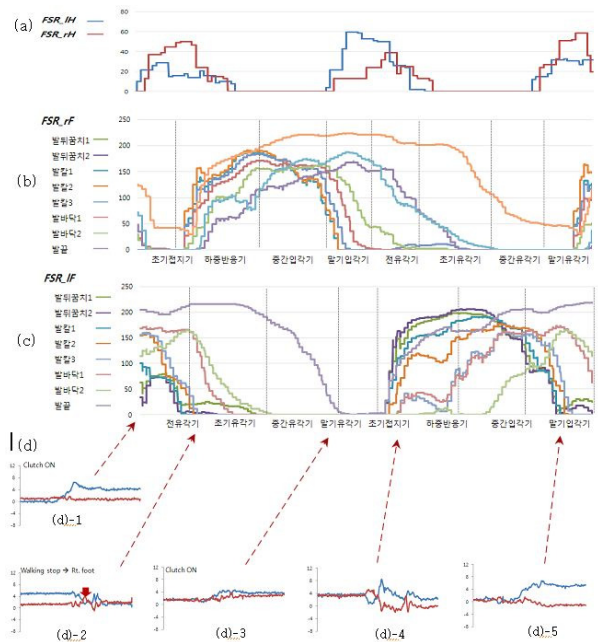


그림 9. 사용자 보행 의도 감지를 위한 저항 센서와 기울기 센서의 특성

여 사용자가 보행을 하려고 할 때 앞/뒤로 움직이는 신호를 파악하여 사용자가 현재 정지 상태에서 보행 상태로 전이하려는 의도를 파악할 수 있다. 즉, 지팡이를 짚고 사용자의 몸이 앞으로 기울임으로써(그림 9(d)-1) 사용자의 보행 의도를 파악할 수 있다. 보행을 시작하면서 다리를 이동함으로써(그림 9(d)-2) roll과 pitch 정보가 동시에 나옴을 알 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구의 목적은 하반신 마비환자의 보행보조로봇을 통제하기 위한 사용자의 보행 의도를 파악하는 것으로, 사용자의 보행 의도를 파악을 위하여 저항 센서와 기울기 센서를 사용하였다. 각 센서 신호의 특성을 이용하고 융합함으로써 보행보조로봇에 사용할 수 있는 사용자 의도를 파악할 수 있었다. 저항 및 기울기 센서 신호의 융합은 보다 정확한 보행 의도를 감지하고, 추후 정량적 분석을 통하여 보행보조로봇의 제어를 위한 신호로서 활용이 가능할 것이다.

본 연구에서는 ‘걸기’ 의도를 확인하기 위한 실험을 진행하여 ‘정지’ 의도에 관한 신호를 확인하지 못하였다. 추후 실험을 통하여 저항 및 기울기 신호를 활용한 ‘정지’ 의도를 파악하는 작업이 필요하며, 센서 정보에 따라 향후 일어날 사용자의 패턴을 추정하는 작업이 요구된다. 또한, 정상 보행 뿐 아니라 경사로, 계단 등의 보행을 위한 신호 분석 및 의도 감지와 다양한 상황에서의 보행 분석이 필요할 것이다.

## 참고 문헌

- [1] J. Perry, "Kinesiology of lower extremity bracing", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol.102, pp.18-31, 1974.
- [2] 김현희, 정진우, 장효영, 김진오, 변중남, "작업지향 설계를 위한 의복형 보행보조 로봇의 분류방법", *로봇공학회지 논문지*, 제1권, 제1호, pp.1-8, 2006.
- [3] 김경, 강승록, 박용근, 정구영, 권대규, "족관절 보조기를 착용한 고령자의 족관절 족저굴곡 토크 보조특성 분석", *로봇공학회 논문지*, 제5권, 제1호, pp.48-54, 2010.
- [4] D. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley-Interscience Publication, 1990.
- [5] H. Kazerooni, Ryan Steger, and Lihua Huang, "Hybrid control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)", *The International Journal of Robotics Research*, Vol.25, pp.561-573, 2006.
- [6] MIT media lab, URL: <http://www.media.mit.edu/>
- [7] S. Jezernik, G. Colombo, T. Kelly, H. Frueh, and M. Morari, "Robotic orthosis Lokomat: a rehabilitation and research tool", *Neuromodulation*, Vol.6, no.2, pp.108-115, 2003.
- [8] Honda Ltd., URL: [www.robotlegs.org](http://www.robotlegs.org).
- [9] Argo Medical Technologies Ltd., URL: <http://www.argomedtec.com>.
- [10] H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL", *Advanced Robotics*, Vol.19, No.7, pp.717-734, 2005.
- [11] J.W. Min, K. Lee, S.C. Lim, and D.S. Kwon, "Human-friendly interfaces of wheelchair robotics system for handicapped persons", *Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol.2, pp.1505-1510, 2002.
- [12] 강성재, 류제청, 김규석, 김영호, 문무성, "하반신 마비환자를 위한 동력보행보조기의 퍼지제어 기법 개발", *제어로봇시스템학회 논문지*, 제15권, 제2호, pp.163-168, 2009.
- [13] 전도영, 이용권, 최문택, 김문상 "프론티어 지능로봇 사업단의 노인을 위한 Healthcare Robot 개발 소개", *대한전기학회지: 전기의 세계*, 제58권, 제7호, pp. 45-53, 2009.
- [14] A. Williamson, F. Bloemhof, and H. Boom, H. (1990). "Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.37, No.12, pp.1201-1208, 1990.
- [15] A. Kostov, B.J. Andrew, D.B. Popovic, R.B. Stein, and W. Armstron, "Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.42, No.6, pp.541-551, 1995.



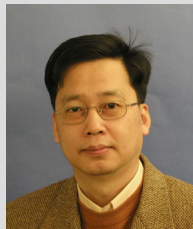
- [16] S.K. Ng, and H.J. Chizeck, "Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics", IEEE Transactions on Fuzzy Systems, Vol.5, No.4, pp.536-544, 1997.
- [17] R. Dai, R.B. Stei, B.J. Andrews, K.B. James, and M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol.4, No.2, pp.63-72, 1996.
- [18] J. Rose, and J.G. Gamble, Human walking. Williams & Wilkins 2nd Ed.(Philidelphia), 1994.
- [19] Y. Handa, T. Handa, M. Ichie, H. Murakami, N. Hoshimiya, S. Ishikawa, and K. Ohkubo, "Functional electrical stimulation (FES) systems for restoration of motor function of paralyzed muscle-versatile systems and a portable system", Frontiers of Medical and Biological Engineering, Vol.4, No.4, pp.241-255, 1992.
- [20] 박병립, 김민선, 김상수, 정동명, 홍승홍, "일측 마비환자의 전기자극에 의한 보행기능의 회복", 전자공학회지, 제29권, 제6호, pp.465-471, 1992.
- [21] B. Baker, "Walk of life", The Engineer, Vol.293, No.7750, pp.30-31, 6, 2008.
- [22] B. Miripour, Climbing and Walking Robot, K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa, and Y. Sankai, "Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL", pp.383-408, 2010.



### 장은혜

- 2000 충남대학교 심리학과 (학사)
- 2002 충남대학교 기초심리학 전공(석사)
- 2009 충남대학교 기초심리학 전공(박사)

2009~현재 한국전자통신연구원 연구원  
 관심분야: 센서 융합, 생체신호, 감성/인지  
 E-mail : cleta4u@etri.re.kr



### 전병태

- 1986 한남대학교 전산학과 (학사)
- 1989 숭실대학교 전산학과 (석사)
- 2001 고려대학교 컴퓨터학과(박사)

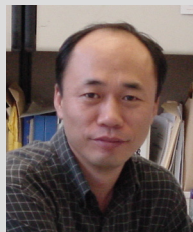
1989~1996 한국과학기술연구원 연구원  
 1996~2004 한국전자통신연구원 선임연구원  
 2004~현재 환경대학교 웹정보공학과 교수  
 2007~2010.5 한국전자통신연구원 초빙연구원  
 관심분야: 영상처리, 멀티미디어 영상처리  
 E-mail : chunbt@hknu.ac.kr



### 지수영

- 1986 충북대학교 컴퓨터공학과(학사)
- 1988 충북대학교 컴퓨터공학 전공(석사)
- 2005 고려대학교 일반대학원 전산학 전공(박사)

1991~현재 한국전자통신연구원 책임연구원  
 관심분야: IT 융합기술, 다중 생체/역학센서 융합기술, HRI  
 E-mail : chisy@etri.re.kr



### 이재연

- 1984 서울대학교 제어계측학과(학사)
- 1986 KAIST 전기 및 전자공학과(석사)
- 1996 일본 東海(Tokai) 대학 광공학과(박사)

1986~현재 한국전자통신연구원 책임연구원  
 관심분야: 영상처리, 패턴인식, 로봇비전, 신호처리  
 E-mail : jylee@etri.re.kr



### 조 영 조

1983 서울대학교 제어계측과  
(학사)

1985 KAIST 전기및전자공학  
과(석사)

1990 KAIST 전기및전자공학  
과(박사)

1989~2001 KIST 책임연구원(로봇지능제어)

2001~2004 아이콘트롤스 기술연구소장

2004~2008 한국전자통신연구원 지능형로봇 연구  
단장

2008~현재 한국전자통신연구원 책임연구원

관심분야: 로봇제어구조설계, 로봇지능제어 및 지  
능형 서비스 로봇

E-mail : youngjo@etri.re.kr