

저항 센서와 기울기 센서의 융합에 의한 보행 의도 감지*

Walking Intention Detection using Fusion of FSR and Tilt Sensor Signals

장은혜**† · 전병태*** · 이재연** · 지수영** · 강상승** · 조영조**

Eun-Hye Jang**† · Byung-Tae Chun*** · Jae-Yeon Lee** · Su-Young Chi** · Sang Seung Kang** · Young-Jo Cho**

한국전자통신연구원 로봇/인지시스템연구부 인지기술연구팀**

Cognitive Technology Research Team, Robot/Cognition System Research Department, Electronics and Telecommunications Research Institute**

한경대학교 웹정보공학과***

Department of Web Information Engineering, Hankyong National University***

Abstract

In the aging society, the walking assist robot is a necessary device for being able to help the older and the lower limb disabled people to walk. In order to produce a convenient robot for the older and the lower limb disabled, it is needed for the research to detect the implicit walking intention and to control robot by a user's intention. This study is a previous study to develop the detection model of the walking intention and analyze the user's walking intention while a person is walking with Lofstrand crutches, by the combination of FSR and tilt signals. 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 can recognize the 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

요약

보행보조로봇은 고령화 사회에 노인 복지 및 중증 신경계 손상을 입은 환자에게 이동을 도울 수 있는 반드시 필요한 장비이다. 특히, 하지 마비 환자를 위한 보행보조로봇의 편리성을 위해서는 환자의 보행 의도를 내현적으로 파악함으로써 환자 의지에 따라 로봇을 통제할 수 있어야 한다. 본 논문은 보행 의도 감지 모델을 개발하기 위한 선행 연구로, 먼저 저항 센서와 기울기 센서의 융합을 통하여 3축 보행 모델을 기반으로 사용자의 보행 의도를 분석하였다. 저항 센서는 사용자의 양쪽 손바닥과 발바닥에 각각 부착되어, 부착된 위치의 압력을 센싱하였다. 양쪽 손바닥의 신호는 보행 의도를 파악하기 위해, 발바닥의 신호는 보행 단계를 확인하기 위하여 사용되었다. 기울기 센서는 몸의 움직임 상태를 측정하기 위한 센서로서, 사용자의 등 부분, 요추에 부착되어 상체의 움직임(roll, pitch)을 센싱하였다. 연구 결과, 사용자가 지팡이를 바닥에 짚을 때 양 손바

* 본 연구는 2009년도 산업기술연구회에서 시행한 협동연구사업의 일환으로 수행중인 연구임(과제명: 다중 생체/역학 센서 융합 기술개발(08-PS-1-0004)).

† 교신저자 : 장은혜 (한국전자통신연구원 로봇/인지시스템연구부 인지기술연구팀)

E-mail : cleta4u@etri.re.kr

TEL : 042-860-5829

FAX : 042-860-6796

닥에서 측정되는 2개의 저항 신호만으로 기본적인 보행 의도를 파악할 수 있었으나, 기울기 센서 정보를 함께 이용함으로써 오른발 뺏기, 왼발 뺏기 등의 움직임 시작하려는 상태 등에 대한 보행 의도를 보다 구체적으로 확인할 수 있었다. 결론적으로, 본 연구를 통하여 저항센서와 기울기 센서의 융합에 기반한 사용자의 보행 의도를 감지할 수 있었다.

주제어 : 보행 의도, 저항 센서, 기울기 센서

1. 서론

보행보조로봇은 선천적 또는 교통사고나 뇌 손상 등의 후천적 원인으로 중증 신경계 손상을 입은 하반신 마비 환자들에게 이동을 도울 수 있는 반드시 필요한 장비이다 (Winter, 1990). 2000년대 초부터 하반신 마비환자들의 신체 운동기능을 회복하거나 이들의 보행을 지지하기 위한 다양한 보행보조로봇의 개발에 관한 연구들이 보고되고 있다(Kawamoto & Sankai, 2005, Min et al., 2002, Kong & Jeon, 2006). RoboKnee (Pratt, Krupp, Morse & Collins, 2004)와 Wearable Walking Helper (Nakamura, Saito, & Kosuge, 2005)는 선형 액츄에이터를 사용하여 무릎의 운동을 지지할 목적으로 개발되었으나, 이들 장비는 하지의 여러 관절을 동시에 지지할 수 없기 때문에 하반신 마비환자들을 지지하는 것이 어렵다는 단점을 가진다(그림 1-a, b). 체중을 지지할 수 있는 장치와 트레드밀로 구성된 LOKOMAT은 좌우 대칭 착용형 로봇으로, 주로 물리치료사 역할을 대신할 수 있는 반복적인 보행 동작을 연습시키는 로봇이지만(그림 1-c), 실생활에서의 보행을 보조할 수는 없다(Jezernik et al., 2003).

보다 최근에는 실생활에서 하반신 마비환자의 보행

보조를 가능하게 하는 로봇들이 개발되고 있다. Argo Medical Technologies社의 ReWalk은 하반신 마비환자들의 보행, 계단 오르기 및 앉기/서기 동작을 보조해주는 외골격형 로봇이다(그림 2-a). ReWalk은 각 동작에 해당하는 기능을 가지고 있으나, 손목에 위치한 동작버튼을 누름으로써 사용자의 의도를 표현하고 외골격을 통제한다(Baker, 2008). 한편, 서강대에서 개발한 노인과 환자를 위한 입는 로봇으로, 캐스터 워커와 외골격 착용부로 구성된 SUBAR (전도영, 이용권, 최문택과 김문상, 2009)는 캐스터 워커에 조향 장치를 두어 사용자가 진행 방향을 조정하며 주행 시 사용자가 지지할 수 있도록 하였다(그림 2-b). 외골격 착용부는 실제 사용자가 입을 수 있도록 경량화되었다.

이들은 버튼 또는 조향장치를 통하여 사용자가 보행 의도를 표현하며, 로봇을 컨트롤한다. 이러한 로봇은 임의로 로봇이 구동되도록 제어되어 있으며, 환자들은 단순히 ‘보행 시작’ 또는 ‘정지’와 같이 설정된 버튼을 조작함으로써 보행 의도를 표현한다. 따라서 환자들의 움직이고자 하는 목시적인 보행 의도를 파악하는 데는 어려움이 있다.

일부 연구에서는 사용자의 의도 인식을 위하여 의도적인 버튼 조작이 아닌 로봇을 사용하는 동안 무의



(a) RoboKnee
(Pratt, Krupp, Morse & Collins, 2004)



(b) Wearable Walking Helper
(Nakamura, Saito, & Kosuge, 2005)



(c) LOKOMAT
(Jezernik et al., 2003)

그림 1. 다양한 보행보조장비의 예시



그림 2. 하반신 마비환자들을 위한 보행보조로봇의 예

식적으로 일어나는 신체의 움직임 정보를 활용하여 묵시적인 보행 의도를 확인하는 작업을 수행하고 있다. 핸들바에 저항센서(공정식 등, 2009)를 부착하거나 허벅지 또는 종아리 근육의 근전도 센서(Kawamoto & Sankai, 2005)를 활용함으로써 사용자의 보행 의도를 파악하였다. 또한 하반신 마비환자의 보행보조를 위한 HAL-5 Type-C는 보행 동안 한쪽 다리의 COG (Center of Gravity) 전환이 보행에 앞서 일어나는 움직임이라는 기존 연구 결과에 근거하여(Sato, Ikeuchi, Katho, & Yamashita, 1993; Ikeuchi, Shinkoda, Katoh, Sato, & Yamashita, 1998), FRF (Floor reaction force)을 이용한 COG의 위치를 확인함으로써 환자의 보행 의도를 측정하였다(Suzuki, Mito, Kawamoto, Hasegawa, & Sankai, 2010)(그림 2-c). 또한 강성재 등(2009)이 개발한 동력 보행보조기의 경우도 근전도 생체신호를 이용하여 하반신 마비환자들의 보행 의도를 확인하고 발바닥의 압력분포가 측정되는 발 센서를 활용하여 체중심의 위치를 측정하여 보행이 안정적인 단계인지를 확인하였다. Suzuki 등(2010)에 따르면, 이러한 생체역학신호가 근육의 활동이 일어나기 전에 나타나기 때문에 사용자의 보행 의도를 측정하기 위한 유용하고 신뢰로운 정보로써, 조이스틱이나 버튼과 같은 수동 컨트롤러보다 더 쉽게 조작이 가능하며 무의식적 인터페이스에 의해 직접적으로 사용자의 의도를 측정할 수 있다.

본 연구의 최종 목적은 하반신 마비환자들의 3족 보행, 즉 양손으로 지팡이를 짚고 한 발을 앞으로 내딛는 방식의 보행을 가능케 하는 보행보조로봇을 위한 보행 의도 감지 모델을 개발하는 것으로, 본 논문은 보행 의도 감지 모델 개발을 위한 실험 연구를 보고한다. 본 논문의 목적은 다중 생체/역학 센서의 활용을 통하여 묵시적 보행 의도를 감지하고, 보행 의도

를 ‘걷기 시작’, ‘오른발 앞으로 내딛기’, ‘왼발 앞으로 내딛기’, ‘계속 걷기’로, 세분화된 보행 의도를 구분하는 것이다. 환자들의 상지 기능은 정상이라는 점을 감안하여 3족 보행 시 나타나는 상체의 기울기 정보와 지팡이를 짚을 때 손바닥에 가해지는 힘의 정도를 활용하여 보행 의도를 구분하였다.

2. 연구방법

보행보조로봇의 착용 대상인 하반신 마비환자들은 현재 3족 보행이 불가능하므로, 보행 의도와 보행패턴을 확인하기 위하여 정상인을 22명을 대상으로 실험이 진행되었다. 실험이 시작되기 전 연구에 대한 지시 사항을 듣고 연구 참여 동의서를 작성하였다. 보행 동안의 보행 의도 감지를 위한 생체/역학 신호를 획득하기 위하여 원형의 저항 센서(지름 0.72cm, 두께 0.46mm, Interlink Electronics Inc., USA)를 장갑에 부착하여 지팡이를 짚고 보행할 때 손바닥에 가해지는 힘을 측정하였고, 기울기 센서 (Tri-Axis Inertial Sensor: ADIS 16350, Analog Devices Inc., USA)를 등 하단의 요추부에 부착하여 상체의 움직임을 측정하였다(그림 3).



그림 3. 생체/역학 센서의 부착 모습

또한 보행 의도에 따라 변화하는 보행 상태를 확인하기 위하여 발바닥에 저항 센서를 부착하였다(그림 4). 지팡이를 앞으로 누르고 발을 들 때와 발이 닿는 시점을 확인하기 위하여 측정되었다.

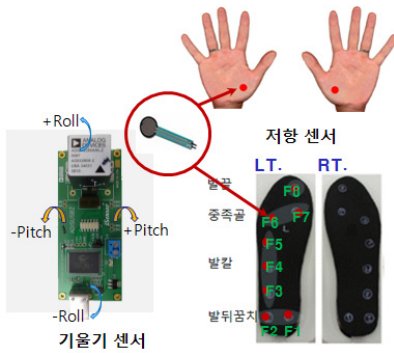


그림 4. 생체/역학 신호 측정 위치

실험은 Lofstrand crutch를 이용하여, 3족 보행으로 다섯 보행주기(한 번의 보행 주기는 한쪽 발뒤꿈치에서 다른 쪽 발뒤꿈치가 지면에 닿는 동작을 지나 같은 쪽 발뒤꿈치가 지면에 닿는 동작까지이다)를 평지에서 3회 반복한 후, 한 번의 보행 주기를 동작별로 나누어 3회 반복하였다(그림 5).

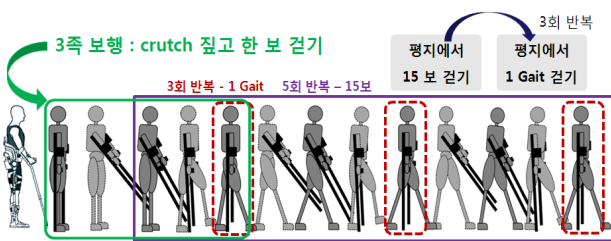
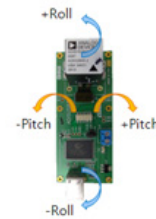


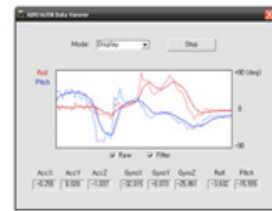
그림 5. 실험 방법 및 절차

손바닥에 가해지는 힘을 측정하는 저항 값은 원 데이터를 그대로 활용하였고, 상체의 기울기는 상체 전체를 앞으로 숙일 때 변화하는 roll값과 상체를 오른 쪽 또는 왼쪽 상체만을 앞으로 움직일 때 변화하는 pitch값을 0도를 기준으로 교정(calibration)하여 활용하였다. 그림 6은 기울기 데이터를 처리하는 모듈을 나타내고 있다.

(a) 기울기 신호



(b) 기울기 데이터의 예시



(c) 기울기 데이터 처리 모듈

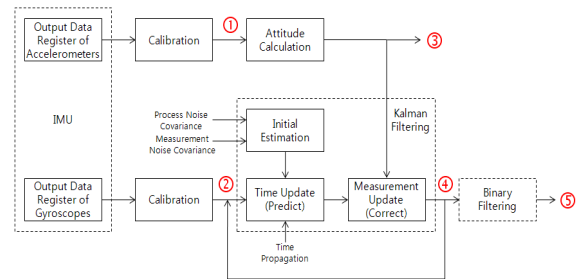


그림 6. 기울기 센서 테스트 프로그램

결과 분석은 각 개인마다 보행 시간, 보폭 등이 다르게 나타나는 점을 고려하여, 각 개인의 원 데이터에서 각 동작이 일어나는 시점을 확인한 후, 시간 축을 일치시켜 보행 단계 동안의 패턴을 분석하였다(그림 7).



그림 7. 보행 동작에 따른 생체역학신호 데이터 분석

3. 연구결과

연구 결과, 지팡이를 뺄 때마다 손바닥에 가해지는 힘의 범위는 평균 167-171(최소 25, 최대 226)psi이었다. 상체의 기울기 분석 결과, 지팡이를 짚을 때 roll 값의 범위는 (+) 5-18도, 오른발을 뺄 때 pitch 값의 범위는 (+) 3-6도, 왼발을 뺄 때 pitch 값의 범위는 (-) 5-12도의 값을 가지는 것으로 나타났다.

그림 8은 15보 보행 동안 획득된 데이터의 예이다. 가장 윗부분의 그래프는 지팡이를 뺄 때 획득되는 손바닥에서의 저항신호를 나타낸다. 저항신호가 나타나지 않는 부분은 지팡이를 뺀기 위해 지팡이를 들고 있는 상태이며, 신호가 나타나는 부분은 지팡이를 앞쪽 지면에 짚은 상태를 의미한다. 가운데 그래프는 발바닥에서 획득되는 저항 신호이다. 양쪽 발에서의 저항 신호 각각 8개의 값을 평균하여 나타낸 것으로, 지팡이를 짚고 다리를 들게 되면 저항 신호는 급격히 감소하여 사라지며, 다리를 앞으로 내딛게 될 경우 저항 신호가 증가함을 볼 수 있다. 맨 아래 그래프는 기울기 신호로 roll 값은 몸을 앞으로 숙일 때의 변화, pitch 값은 좌측 또는 우측 상체만을 앞으로 이동할 때의 변화를 의미한다.

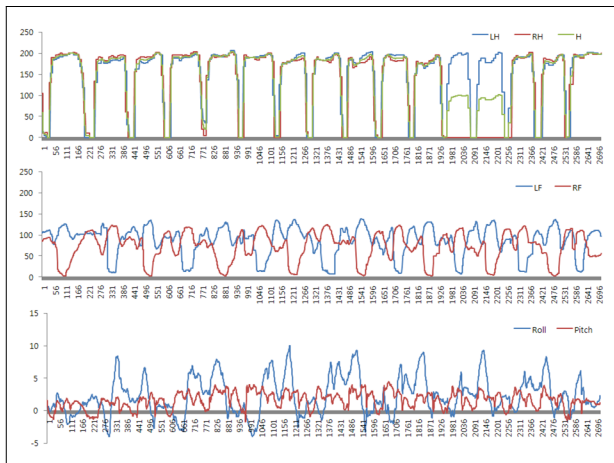


그림 8. 측정된 저항 센서와 기울기 센서 신호의 예시(위: 손바닥에서의 저항 신호, 중앙: 발바닥에서의 저항 신호, 아래: 등 하단에서의 기울기 신호)

이들 신호를 조합하여, 보행 중 나타나는 역학 신호의 변화를 살펴보면 그림 9와 같다. 보행을 시작하기

위하여 지팡이를 뺄 때 나타나는 역학 신호들의 변화는 손바닥 힘의 증가와 상체를 앞으로 숙일 때의 기울기 roll 값의 증가였다.

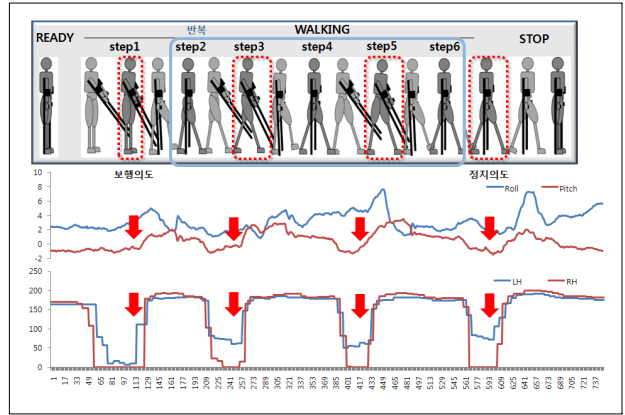


그림 9. 한 보행 주기 동안 역학 신호의 변화(위: 저항 센서를 통한 보행 의도 감지, 아래: 기울기 센서를 활용한 상체 기울기의 변화)

즉, 지팡이를 앞으로 뺄 때 손바닥 저항 값의 증가와 상체의 기울기 각도인 roll 값이 증가하는 시점을 보행의 시작 의도로 보았고, 저항값이 (+)이면서 pitch 값이 (+)로 증가하는 시점을 오른발을 뺄는 의도, 저항 값이 (+)이면서 pitch 값이 (-)로 감소하는 시점을 왼발을 뺄는 의도로 구분하였다(그림 10).

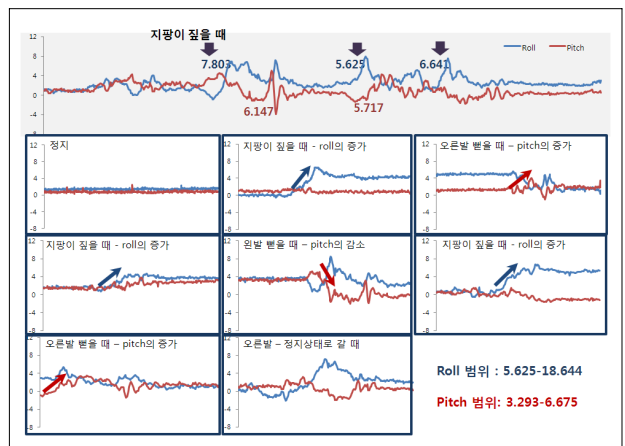


그림 10. 한 보행 주기 동안 역학 신호의 변화(위: 저항센서를 통한 보행 의도 감지, 아래: 기울기 센서를 활용한 상체 기울기의 변화)

4. 논의 및 결론

본 연구는 저항센서와 기울기 센서를 활용하여 상지 부위에서 획득되는 생체역학신호를 측정하고, 이를 통해 보행 의도를 감지하고자 하였다. 저항 센서는 손바닥에 부착하고, 기울기 센서는 등 부분에 부착하여 각 신호에 따른 특성을 조합하여 사용자 의도 분석을 수행하였다. 그 결과, 보행이 진행되는 동안 역학신호의 변화를 확인할 수 있었고, 이들 신호를 결합함으로써 보행 의도를 감지할 수 있었다. 보행의 시작 의도는 손바닥 힘과 roll 값의 증가, 오른발을 내딛는 의도는 roll, pitch 값의 증가, 왼발을 내딛는 의도는 roll 값의 증가, pitch 값의 감소로 구분되었다.

보행 중 정지 상태일 경우, 저항 신호만으로는 현재 어떤 상태인지 파악하기 어렵고, 정지 상태에서 보행을 시작하려고 할 때 사용자의 의도 파악이 되지 않을 때, 기울기 센서 정보의 활용이 가능하다. 기울기 센서를 사용하여 사용자가 보행을 하려고 할 때 앞/뒤로 움직이는 신호를 파악하여 사용자가 현재 정지 상태에서 보행 상태로 전이하려는 의도를 파악할 수 있다. 지팡이를 짚고 사용자의 몸이 앞으로 기울임으로써 사용자의 보행 의도를 파악할 수 있다. 보행을 시작할 때의 상체 기울임에 의해 roll과 pitch 정보가 동시에 나옴을 알 수 있다.

본 연구에서는 역학 센서의 신호 분석만을 활용하여 보행 의도를 예측하고 보행 상태의 변화 시점을 확인하였으나, 보행 시 동작분석이나 비디오 촬영 등을 통한 실제 보행 상태와의 비교 검증이 필요하다. 또한 본 연구에서 고려해야 할 점은 실제 환자들이 장시간 보행할 때 일어나는 문제이다. 환자가 지팡이에 의지하여 장시간 보행할 때, 긴장이나 피로 등으로 인해 손에 가해지는 저항 신호의 크기가 감소할 것이고, 보행보조로봇을 컨트롤하기 위해서는 보행 의도에 대한 입력 신호를 달리해야 할 것이다. 어깨나 팔 부위에서 근피로도 등을 측정함으로써 근육의 피로도를 감지하여, 팔에서 측정되는 저항 신호를 증폭시키거나 보행 의도의 신호 범위를 다르게 입력하는 것과 같은 추가 작업이 요구된다.

나아가 추후 연구를 통하여 정지, 앞기, 걷기 등의 보다 세분화된 보행 의도를 감지할 수 있는 보행 의도 인식 알고리즘의 개발이 필요하며, 정상 보행 뿐 아니라 경사로, 계단 등의 보행, 병적 보행 등 다양한 상황에서의 보행 분석이 요구된다. 세분화된 보행 의

도를 확인하기 위해서는 기존 센서 이외에도 신뢰로운 역학 센서의 활용 또한 필요하다. Suzuki 등(2010)은 하반신 마비환자들의 보행을 보조하는 로봇 슈트 HAL에 FRF를 이용한 COG의 위치를 확인함으로써 환자의 보행 의도를 적용하였다(그림 11). 한쪽 다리의 COG 전환은 앞서 언급한 바와 같이, 보행에 앞서 일어나는 움직임으로 환자의 보행 의도를 확인할 수 있는 중요한 신호가 될 수 있다. 본 연구에서는 발바닥에서 획득되는 저항 신호를 보행 상태를 확인하기 위한 용도로만 활용하였으나, 양쪽 발바닥에서 측정되는 저항 신호의 변화를 활용하여 COG의 전환을 감지할 수 있으며, 기존 센서를 통하여 획득되는 신호와의 조합을 통하여 보다 세분화된 보행 의도를 확인할 수 있을 것으로 생각된다.

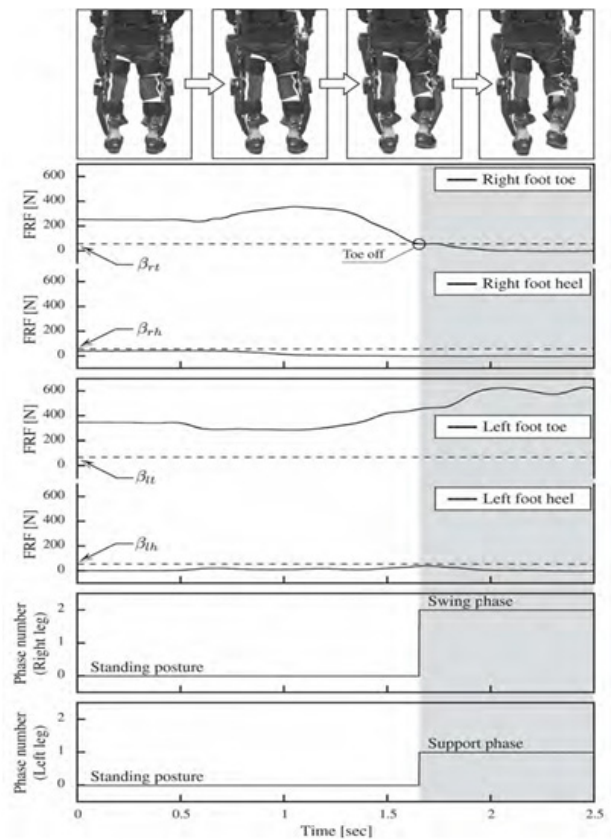


그림 11. Suzuki 등 (2010)의 연구 결과 (보행 지지를 시작하면서 나타나는 보행 단계의 변화와 이 때 양쪽 다리에서 측정되는 FRF 데이터)

본 연구는 보행 의도와 관련된 역학신호의 변화를 확인하는 기초연구로, 본 결과를 보행보조로봇의 제

어신호로서 적용하기 위하여 시계열 신호처리를 통한 보행 의도 인식 알고리즘 개발 및 보행 의도 감지 모델 개발을 위한 작업을 현재 수행 중에 있으며, 보행 데이터의 정량적 분석을 통하여 보행보조로봇의 제어를 위한 신호로서 활용할 수 있을 것이다.

참고문헌

- 강성재, 류제청, 김규석, 김영호, 문무성 (2009). 하반신 마비환자를 위한 동력보행보조기의 퍼지제어 기법 개발, *제어·로봇·시스템학회 논문지*, 15(2), 제어·로봇·시스템학회, 163-168.
- 공정식, 이동광, 남윤석, 이보희, 이응혁 (2008). 퍼지 알고리즘을 이용한 보행보조기의 최적화된 보행 의지 파악 시스템. *한국지능시스템학회 논문지*, 18(5), 한국지능시스템학회, 692-699.
- 전도영, 이용권, 최문택, 김문상 (2009). 프론티어 지능 로봇사업단의 노인을 위한 Healthcare Robot 개발 소개. *대한전기학회지: 전기의 세계*, 58(7), 대한전기학회, 45-53.
- Argo Medical Technologies Ltd., URL: <http://www.argomedtec.com/>
- Baker, B. (2008). Walk of life, *The Engineer*, 293(7750), 30-31.
- Dai, R., Stei, R. B., Andrews, B. J., James, K. B., & Wieler, M. (1996). Application of tilt sensors in functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(2), 63-72.
- Honda Ltd., URL: <http://www.robotlegs.org/>
- Ikeuchi, H., Shinkoda, K., Katoh, R., Sato, M., & Yamashita, T. (1998). Analysis of Human Transient Walking by Wavelet Transform. *Proceedings of The Third International Symposium on Artificial Life and Robotics*, 695-698.
- Jezernik, S., Colombo, G., Kelly, T., Frueh, H., & Morari, M. (2003). Robotic orthosis Lokomat: a rehabilitation and research tool, *Neuromodulation*, 6(2), 108-115.
- Kawamoto, H., & Sankai, Y. (2005). Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Advanced Robotics*, 19(7), 717-734.
- Kazerooni, H., Ryan Steger, & Lihua Huang. (2006). Hybrid control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), *The International Journal of Robotics Research*, 25, 561-573.
- Kong, K., & Jeon, D. (2006). Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11(4), 936-942.
- Kostov, A., Andrew, B. J., Popovic, D. B., Stein, R. B., & Armstrong, W. (1995). Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(6), 541-551.
- Min, J. W., Lee, K., Lim, S. C., & Kwon, D. S. (2002). Human-friendly interfaces of wheelchair robotics system for handicapped persons. *Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2, 1505-1510.
- MIT media lab, URL: <http://www.media.mit.edu/>
- Nakamura, T., Saito, K., & Kosuge, K. (2005). Control of Wearable Walking Support System Based on Human-Model and GRF. *ICRA 2008*, 4394-4399.
- Ng, S. K., & Chizeck, H. J. (1997). Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 5(4), 536-544.
- Pratt, J. E., Krupp, B. T., Morse, C. J., & Collins, S. H. (2004). The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking. *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '04)*, 2430-2435.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human walking*. Philadelphia; Williams & Wilkins 2nd Ed.
- Sato, M., Ikeuchi, H., Katoh, R., & Yamashita, T. (1993). Experimental Analysis of Reaction Force and Motion of Center of Gravity during Human Gait Initiation (Characteristics of Transferring from Transient Phase to Steady-State Phase), *Transaction of JSME (Series C)*, 59(566), 3101-3107.
- Suzuki, K., Mito, G., Kawamoto, H., Hasegawa, Y., & Sankai, Y. (2010). *Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL*. Climbing and Walking Robots by Behnam Miripour (Ed.), INTECH, ISBN: 978-953-307-030-8, 383-408.
- UC Berkeley Human Engineering Laboratory, URL: <http://bleex.me.berkeley.edu/>
- Williamson, A., Bloemhof, F., & Boom, H. (1990).

Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(12), 1201-1208.

Winter, D. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York; Wiley-Interscience.

원고접수 : 10.05.25

수정접수 : 10.07.16

게재확정 : 10.08.02