족압패턴에 의한 보행보조기를 위한 입각기 감지기법

Recognition of Stance Phase for Walking Assistive Devices by Foot Pressure Patterns

이 상 룡, 허 근 섭, 강 오 현, 이 춘 영*

(Sang Ryong Lee¹, Geun Sub Heo¹, Oh Hyun Kang¹, and Choon-Young Lee¹)

¹Kyungpook National University

Abstract: In this paper, we proposed a technique to recognize three states in stance phase of gait cycle. Walking assistive devices are used to help the elderly people walk or to monitor walking behavior of the disabled persons. For the effective assistance, they adopt an intelligent sensor system to understand user's current state in walking. There are three states in stance phase; Loading Response, Midstance, and Terminal Stance. We developed a foot pressure sensor using 24 FSRs (Force Sensing/Sensitive Resistors). The foot pressure patterns were integrated through the interpolation of FSR cell array. The pressure patterns were processed to get the trajectories of COM (Center of Mass). Using the trajectories of COM of foot pressure, we can recognize the three states of stance phase. The experimental results show the effective recognition of stance phase and the possibility of usage on the walking assistive device for better control and/or foot pressure monitoring.

Keywords: stance phase, walking assistance, FSR, recognition

I. 서론

사고나 질병으로 일상생활(ADL: Activities of Daily Living)을 영유할 수 없는 경우, 로봇 기술을 이용하여 활동을 도와주는 장치가 고령화 사회로 진입하면서 수요가 증가하고 있다. 이는 고령사회에서 노약자에 대한 삶의 질을 향상시키기 위해서 로봇 기술을 활용하여 진일보된 의료 서비스와 생활 보조기능의 제공이 가능하며 이를 기반으로 융복합 로봇 기술의 혁신이 가능하기 때문이다.

노인성 질환에 관련한 서비스 로봇의 시장은 꾸준히 증가할 것으로 예상되며 이를 위한 의료기기와 관련하여 개인용 서비스로봇, 로봇 치료, 스마트 보철기구(smart prostheses), 스마트 침대, 스마트 홈, 원격 재활 서비스 등이 산업화되고 있다. 특히, 보행을 통한 이동기능은 일상생활의 영위를 위해 가장 중요한 요소로 노약자 또는 장애인의 보행을 보조하기 위한 연구가 많이 수행되었다. 프라운호퍼 IPA에서 보조 로봇 시스템으로 개발한 Care-O-Bot은 실내환경에서 자율주행하며 통신 모듈, 환경 감지 센서 등을 장착하여 보행 보조를 비롯한 일상생활을 보조할 수 있다. Honda에서

개발한 보행보조 시스템은 두 가지 형태가 있다. 첫째, 허리에 차는 타입은 2.9kg으로 인간형 로봇인 아시모에 적용된 관절 제어기술을 사용하고, 슬림형 브러시리스 모터를 장착하여 구동한다. 둘째, 안장에 타는 타입은 신발과 배터리를 포함하여 6.5kg으로 모터 4개가 장착되어 있고, 한 번의 충전으로 2시간을 사용할 수 있으며, 부피가 작고 가벼운 것이 장점이다. 일본 츠크바 대학의 산카이 교수는 근력보조장치의 기초연구로부터 HAL (Hybrid Assistive Limb)이라는 로봇 슈트를 개발하여 벤처기업인 사이버다인에서 양산하고 있으며, 상체용과 하체용을 합해서 11kg으로 근육의 근전도신호를 분석해서 구동모터를 작동한다. 계단 오르기, 물건 들어올리기 등의 작업을 손쉽게 할 수 있으나, 부피가 크고 무거운 것이 단점이다. 이 밖에 재활 치료에 사용되는 보행 재활용 로봇은 독일의 GT-I, 스위스 Hocoma AG의 Lokomat, HealthSouth 사의 AutoAmbulator 등이 개발되었다. 또한 미군은 Sarcos 사의 근력 강화장치를 지속적으로 개발하여 근육과 관절에 부착된 센서로부터 사람의 움직임을 감지하고 유압과 전동이 결합된 방식으로 부하를 지지하여 보행 등의 동작을 보조한다. 서강대 전도영 교수는 구동부와 장착부가 분리되는 타입의 보행보조장치를 개발하였고, 장착부를 다리에 외골격 타입으로 착용한 다음 구동부를 유모차처럼 끌고 다니는 시스템이다.

이러한 보행보조 시스템에서 공통적으로 요구하는 기능은 시스템의 제어를 위해 보행의 상태를 인식하거나 사용자의 보행기능 모니터링을 위해 감지하는 것이다[1,7]. 대표적으로 보행보조 시스템의 각 관절 변수의 값, 가속도 센서, 자이로 센서, 족압 센서 등을 복합적으로 이용하여 구

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 11. 15., 수정: 2010. 12. 5., 채택확정: 2010. 12. 20.
이상룡, 허근섭, 강오현, 이춘영: 경북대학교 기계공학부
(srlee@knu.ac.kr/angriu@hotmail.com/kang9822@gmail.com/cylee@knu.ac.kr)

※ 이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 대학중점연구소 지원사업으로 수행된 연구임(2010-0020089).

※ 이 논문은 2010년 교육과학기술부로부터 지원받아 수행된 연구임(지역거점연구단 육성사업/노화극복·웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단).

성한다. 그 중에서 족압 패턴을 이용한 응용연구가 많이 수행되었다. 족압의 패턴은 보행보조기의 제어를 위한 신호 생성에 활용될 뿐만 아니라 보행상태의 모니터링을 통한 평가에 있어 중요한 단서를 제공하므로, 본 논문에서는 족압 패턴을 측정하고, 그 데이터를 처리하여 보행 상태 중 입각기의 세가지 상태를 인식하는 기법(체중부하기, 중간 입각기, 말기 입각기)을 제안한다.

본 연구에서 사용한 FSR 센서는 보행보조시스템 또는 사용자 인식분야에서 다양하게 응용되고 있다. 인체의 하중에 의해 발생하는 족압을 측정하여 신발의 족압 분포를 평가할 수 있는 임베디드 족압 측정 시스템을 설계하여, 시분할 기법으로 14개의 센서 모듈의 처리가 실험적으로 입증되었다[2]. 압력의 정밀 측정과 원적 다중 센싱이 가능한 Cu-Ni 박막 스트레인 게이지를 사용한 다이어프램식 압력 센서를 설계 제작하여 압력 센서의 신호처리 기법이 제안되었다[3]. 보행보조 로봇의 양쪽 발에 각각 8개의 FSR과 발목에 1개의 FSR을 장착하여 10kg의 무게를 측정하고 이를 통해 사용자의 다리가 땅에 접촉되어 몸무게를 지탱하는지 여부를 판단하거나, 발바닥의 압력변이를 이용하여 사용자의 중심이동을 감지하는 방법이 제시되었다[4]. 일상생활의 활동들을 모니터링하기 위해 FSR 센서와 3축 가속도 센서를 채용하고, 규칙기반 추론기법을 제안하여 신체의 동작을 감지하였다[5]. 정량적인 보행 상태의 분석을 제공하기 위한 무선기반 착용형 센서 시스템으로 신발에 체중의 분포와 보행 타이밍을 감지하기 위한 FSR, 발뒤꿈치 닿기 및 발가락 떨어지는 시기를 감지하기 위한 PVDF (Polyvinylidene Fluoride), 지면과의 거리를 측정하기 위한 전기장 센서(electric field sensor)를 부착하고, 각속도 측정을 위한 3축 자이로, 선형 가속도를 위한 3축 가속도 센서 등으로 구성하였다[6]. 다층 구조의 신경회로망 (4-15-15-1)을 사용하여 FSR 센서와 가속도계의 데이터를 통해, 보행 상태를 감지하는 기법이 제시되었다[8]. EMG 신호를 사용하여 보행 상태를 분류하여 예측하는 솔루션을 특징 추출 기법을 사용하여 개발하고, 보행 속도, 지면의 기울기 등과 같은 요소와 연관한 의료용 보조시스템으로 활용 가능함을 제시하였다[9].

기존의 연구는 다수의 FSR 센서를 어레이 형태로 배열하여 족저압의 분포를 모니터링하는 기법과 소수의 FSR 센서와 가속도센서 등과의 퓨전을 통해 보행 상태를 인식하는 기법으로 연구되었고, 족압 분포와 보행 상태를 동시에 감지하여 보행보조 시스템에 활용한 사례는 보고된 바 없다. 따라서 본 논문에서는 24개의 FSR 센서 어레이를 배치하고 각각의 센서의 출력값을 보간하여 전체적인 족압의 분포를 측정하는 기법과 그것으로부터 입각기의 세가지 상태를 인식하여 능동형 보행보조장치에 활용될 수 있는 기법을 제안한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II 장에서는 족압 감지 시스템의 구성에 관하여 설명하고, III 장에서는 센서 데이터를 처리하여 입각기의 상태를 감지하기 위한 기법을 제안한다. IV 장에서는 실험을 통해 획득한 데이터에 적용하여 장단점을 분석하며, 마지막 V 장에서 결론을 맺는다.

II. 족압 감지 시스템 구성

족압의 감지를 위해 BioFoot 시스템을 참고하여 그림 1과 같이 발바닥에 24개의 FSR 센서를 배치하였다[10]. FSR 센서는 직경이 12.7mm, 두께가 0.46mm이고, 무부하 저항은 100k Ω 이고 10kg의 부하에 대하여 200 Ω 을 보였다. 사용자가 일반적인 성인의 몸무게를 가정하면 FSR 센서는 수k Ω 이상의 대역에서 대부분 동작할 것으로 예상할 수 있다. 압력이 센서에 효과적으로 전달되도록 센서에 단추를 부착하여 제작하였다. 그림 2는 신발 깔창에 부착한 센서의 모습을 보였고, 그림 3은 신발과 함께 마이크로컨트롤러를 사용한 족압 감지 시스템의 프로토타입을 나타내었다.

FSR 센서는 전기적으로 모델링하면, 하나의 가변저항이

그림 1. FSR 센서의 배치.

Fig. 1. Arrangement of FSR sensors.

그림 2. FSR 센서의 부착.

Fig. 2. Attachment of FSR sensors.

그림 3. 제작된 족압 감지 시스템.

Fig. 3. Prototype of foot pressure recognition system.

므로 저항의 변화에 대응하는 전기 신호를 생성하면 압력 값을 효과적으로 추정할 수 있다. 가장 간단한 방법은 기준 저항과 FSR 센서를 직렬로 연결하여 전압분배에 따른 전압 값을 측정하는 것이다. 그러나 24개의 센서 어레이를 사용하고 있어 AD 변환기의 효율적 사용을 위해 시분할 측정 기법을 적용하였다[2].

Atmega128 마이크로컨트롤러의 범용 입출력 포트를 사용하여, 특정한 FSR 센서를 선택하고, 리셋을 1(high)로 설정하면, 커패시터 C1이 충전을 시작한다. FSR 센서의 저항 값에 따라 충전시간의 차이가 발생하게 된다. 정해진 기준 값보다 입력값이 크게 될 때까지 시간을 측정하고, 리셋을 0(Low)으로 하여 커패시터가 방전되도록 한다. 이렇게 하여 측정한 시간은 센서의 저항값과 비례한 값으로 사용할 수 있다. 보통 시간을 측정하기 위해 타이머를 이용한 계수기를 사용한다[11]. 캘리브레이션을 위해, R_m 과 R_M 을 사용하여 계수기의 값의 범위를 설정한다. 선택한 FSR 센서의 저항 값은 다음관계식을 이용하여 구한다.

$$FSR_i = \frac{R_M - R_m}{n_M - n_m} (n_i - n_m) + R_m \quad (1)$$

여기서 FSR_i 는 i 번째 센서의 저항값이고, n_M 과 n_m 은 각각 R_M 과 R_m 의 캘리브레이션 저항을 선택했을 때 측정된 계수기의 값을 나타내고, n_i 는 해당 센서를 선택하였을 때의 계수기값이다. 이렇게 하여 24개의 센서를 모두 스캔하는데 약 100ms가 소요되도록 하여 전체 족압의 패턴은 약 10Hz 정도로 업데이트 되도록 구성하였다.

전원에 연결된 R_1 은 최대 저항값인 R_M 보다 10배 이상 큰 저항으로 선택하고, 커패시터의 크기는 각각의 FSR 센서의 압력을 감지하는 샘플링 시간을 Δt 라고 하면

$$C_1 \leq \frac{\Delta t}{4R_M} \quad (2)$$

이 되도록 선정하였다.

그림 4. 다채널 인터페이스 기법.

Fig. 4. Multichannel FSR interface.

감지된 FSR 센서값은 직렬통신을 통해 데이터를 처리하는 중앙처리장치에 보내져 족압패턴과 보행의 상태감지를 위해 사용된다. 그림 4는 다채널 인터페이스 기법을 도식화한 것으로 일반적인 마이크로컨트롤러와 시분할 기법을 사용하여 인터페이스할 때 유용하다. 다이오드는 범용 입출력 포트의 전압레벨에 따라 선택적으로 해당 소자가 동작하도록 하기 위해 삽입되었고 다른 소자가 동작할 때 간섭을 제거하는 역할을 한다.

III. 입각기 감지방법

1. 족압 패턴 추정기법

앞장에서 설명한 족압 감지 시스템은 불균일한 배치를 가진 24개의 FSR 센서로 족압을 감지하였다. 족압의 연속적 분포 패턴을 생성하기에는 센서의 수량이 적으므로 보간기법을 이용하여 족압의 패턴을 추정하여야 한다. 따라서 본 논문에서는 방사형 기저 함수(radial basis function)를 사용하여 샘플 데이터로부터 족압을 추정하는 기법을 사용하였다. 기저 함수의 중심점은 FSR 센서의 위치로 사용한다. 족압을 표현하기 위해 그림 5와 같은 가로 20픽셀, 세로 40픽셀의 평면을 가정한다.

우측 발을 가정한 좌표계이며 발의 안쪽에서 전방으로 향하는 축을 Y축으로 하고, 발꿈치에서 바깥쪽으로 향하는 축을 X축으로 가정하였다. 정해진 위치에서의 FSR 센서로부터 획득한 압력값을 이용하여 다음과 같은 방법으로 족압 패턴을 추정한다.

$$p(x, y) = \sum_{i=1}^{24} p_i e^{-\frac{(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2}{\sigma_i^2}} \quad (3)$$

여기서 $p(x, y)$ 는 추정하고자 하는 위치 $[x, y]^T$ 에서의 족압의 값이고, p_i 는 i 번째 FSR 센서로부터 얻은 압력값(무게)이며, $[x_i, y_i]^T$ 는 i 번째 FSR 센서의 위치이고, σ_i 는 i 번째 FSR 센서의 영향력 분포도를 뜻한다. 본 연구에서는 $\sigma_i=2$ 로 설정하여 사용하였다. 그림 6은 입각기에서의 족압분포를 TekScan 매트[14]를 이용하여 측정한 것이다.

그림 7은 개발된 족압 감지 시스템으로부터 획득한 족압 데이터를 나타내고, 그림 8은 그로부터 (3)을 이용하여 추정한 입각기의 족압분포를 나타내고 있다.

그림 5. 좌표계 및 센서 위치.

Fig. 5. Coordinate system and FSR positions.

그림 6. 입각기의 족압분포 (TekScan).

Fig. 6. Foot pressure distribution at stance phase (TekScan).

그림 7. 입각기의 FSR 센서 데이터.

Fig. 7. FSR sensor readings at stance phase.

그림 8. 입각기의 족압분포 추정.

Fig. 8. Estimation of foot pressure distribution at stance phase.

2. 입각기 보행 상태 인식 기법

이동 중에 보이는 보행 또는 걸음걸이의 특성을 Gait라고 하며, 발 뒷꿈치가 지면에 닿는 순간부터 같은 발이 다시 닿는 시기까지를 보행의 한 주기로 본다. 지면에 닿아

있는 상태를 입각기(stance phase)라고 하고, 지면에서 떨어진 시기를 유각기(swing phase)라고 부른다. 보통 입각기와 유각기는 6:4의 비율을 가지게 된다[12].

입각기의 보행 상태는 세 가지로 크게 구분할 수 있다. 체중 부하기(loading response)는, 중간 입각기(midstance phase), 말기 입각기(terminal stance phase)로 구분할 수 있다. 체중부하기는 발뒤축 접지기(heel strike phase)로부터 시작하며, 발바닥과 지면은 약 25도를 이룬다. 중간 입각기는 지지하는 다리 바로 뒤에 체중이 놓이게 되는 시기로 발이 완전히 지면에 닿는 시기부터 시작한다. 말기 입각기는 발꿈치가 지면에서 떨어지는 발끝때기(heel off)로부터 시작되어 발가락이 완전히 떨어지는 시기(toe off)까지가 된다.

입각기는 족압패턴으로부터 인식할 수 있으며 보행의 특성을 분석할 때 중요한 지표로 활용될 수 있다. 입각기를 구분하는 것은 족압의 압력중심의 위치로부터 추정할 수 있다. 그림 5의 좌표계를 기준으로 생각하면, 입각기의 조건은 먼저, 족압 패턴의 전체 압력값이 설정한 임계치 이상이어야 한다. 즉,

$$P = \sum_{(x,y) \in Foot} p(x,y) > \delta_p \quad (4)$$

만약 전체 압력값, P 가 기준값 δ_p 보다 작을 경우에는 유각기이거나 발이 들려진 상태를 의미한다.

입각기의 보행상태는 다음과 같이 족압 패턴의 압력 중심(center of pressure)를 구하여, $C = [c_x, c_y]^T$ 를 이용하여 구분한다.

$$C = \frac{\sum p_i \vec{r}_i}{\sum p_i} \quad (5)$$

여기서 p_i 는 $\vec{r}_i = [x, y]^T$ 에서의 압력값이다.

체중 부하기, 중간 입각기, 말기 입각기는 다음과 같은 조건에 의해 결정된다.

압력 중심의 c_y 를 $[0, 1]$ 의 범위로 정규화하면, $\delta_{s1} = 0.2$, $\delta_{s2} = 0.7$ 을 사용하여 입각기의 상태를 구분할 수 있다. 이 설정값을 결정하기 위해 보행상태의 비디오 촬영과 족압분포 데이터를 동기화시켜 입각기의 상태별 기준을 전문가의 지식을 활용하여 결정하였다.

IV. 실험결과

그림 9는 입각기의 압력중심의 궤적을 표현한 것이다. 전체 압력과 압력중심의 궤적으로부터 체중 부하기는 2번 프레임까지 완성되며, 그 이후에는 중간 입각기로 발바닥에 체중이 지지되며, 8번 프레임부터 말기 입각기로 진입함을 알 수 있다. 이는 표 1에서 제시한 입각기의 상태구분 기준에 따라 의미있게 인식할 수 있다.

그림 10은 방사형 기저 함수를 사용하여 24개의 FSR 센서로부터 입력된 압력값을 20×40 사이즈의 영역으로 추정하였을 때, 각 픽셀 압력의 평균 제곱 오차(mean squared error)를 입각기의 프레임별로 구한 것이다. 이 결과는 TekScan을 이용하여 매트에서 보행한 결과와 개발한 족압

그림 9. 입각기의 압력중심 궤적.

Fig. 9. Trajectory of center of pressure at stance phase.

표 1. 입각기의 상태구분 기준.

Table 1. Discrimination condition for stance phase.

입각기의 상태	판단기준
체중 부하기	$c_y \leq \delta_{s1}$
중간 입각기	$\delta_{s1} < c_y \leq \delta_{s2}$
말기 입각기	$c_y > \delta_{s2}$

그림 10. 족압 패턴 추정 오차.

Fig. 10. Pressure error squared per single pixel at stance phase.

감지 시스템의 결과를 이용해 추정된 것을 상호 비교하여 나타내었다. 오차의 발생과 경향을 파악해 보기 위한 것으로 입각기의 초기에는 픽셀별 오차가 큰 것을 알 수 있으며, 중간 입각기와 말기 입각기에서는 오차의 정도가 작음을 볼 수 있다. 그 이유는 본 연구에서 발바닥의 족압을 측정하기 위해 배치한 FSR 센서가 균일하지 않고, 발 뒷꿈치보다는 중간부터 앞쪽으로 센서를 밀집하여 배치한 것에 그 원인이 있다. 입각기의 초기에는 발 뒷꿈치가 먼저 지면에 닿아 압력을 생성하는데, 발 뒷부분에는 센서를 2개씩

배치하고 간격이 넓어서 압력의 추정오차가 커지게 된다. 그러나 중간 입각기 이후에는 센서의 배치가 상대적으로 더욱 조밀하여 족압 추정오차가 적음을 알 수 있다.

요약하면 본 연구는 두 가지의 목표로 수행되었다. 첫째는 분산된 압력 센서 어레이를 사용하여 보행 동작의 입각기에 측정되는 족압의 분포를 추정하는 것과, 둘째는 추정된 족압 분포를 처리하여 입각기에서의 상태를 구분하여 인식하는 기법을 제안하는 것이다. 실험을 통해 개발된 족압 감지 시스템은 체중 부하기에 다소 큰 오차가 있지만, 중간 입각기 이후에는 상당히 정확한 추정이 가능하여 보행시 족압의 분포를 연구하기 위한 것으로 활용될 수 있다. 또한, 그렇게 추정한 족압 분포로부터 계산된 압력 중심의 위치를 이용하여 입각기의 세가지 상태를 구분하여 인식할 수 있었다. 이것을 이용하여 보행 재활 로봇 또는 시스템에 적용하여 보행 상태에 따른 로봇의 동작 제어에 활용할 수 있을 것이다.

본 연구에서 사용한 족압 감지 시스템과 압력 추정 기법 및 보행상태 인식 기법은 발자국의 3차원 압력 중심의 경로를 통해 사람의 신원확인(identification)에도 적용될 수 있을 것으로 판단된다[13].

V. 결론

본 논문에서는 보행을 위한 재활 훈련 로봇/시스템과 보행 패턴 분석에 활용되는 FSR 센서를 활용한 족압 감지 시스템을 자체 제작하고, 센서로부터 획득한 데이터를 처리하여 족압 패턴을 생성하였고, 그 데이터를 활용하여 압력 중심을 측정하여 입각기의 보행 상태 구분에 관한 결과를 제시하였다. 본 연구를 통해 도출한 결과는 족압 패턴을 더욱 정확하게 추정하기 위해서 제작된 센서 모듈보다 좀 더 많은 수량의 센서가 필요함을 알 수 있었다. 특히, 체중 부하기때 족압의 분포를 정확히 추정하기 위해서 발 뒷꿈치 부분에 FSR 센서를 10개 정도 더 보완하면 더욱 좋은 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 생성된 족압패턴의 압력 중심의 위치를 이용하여 입각기의 보행상태를 인식한 결과 사람의 분석결과와 거의 일치하는 우수한 성능을 보였고, 이를 이용하면 보행 재활로봇의 제어분야 활용할 수 있다는 판단을 가지게 되었다.

본 연구는 FSR 센서만을 이용하였기 때문에, 입각기에만 감지할 수 있는 단점이 있으나, 3축 가속도 센서, 자이로 센서, 보행 훈련용 시스템의 관절 데이터 등을 함께 활용하면, 유각기의 상태 감지에도 충분히 활용할 수 있다고 생각된다. 향후, 본 연구의 결과와 함께 보행 보조용 외골격 로봇에 적용하여 보행 훈련의 정도와 체중지지 분포 및 족압 패턴의 변화 등을 측정하는 솔루션으로 활용하고, 다양한 센서와의 융합기법을 적용할 것이다.

참고문헌

- [1] J. N. Byeon, K. H. Park, and W. C. Bang, "Service robot based Intelligent housing system and related technologies - Sensor technology for intelligent housing systems," *Automation Technology*, pp. 88-95, 2002.

- [2] S. K. Kim, "Development of an embedded foot pressure measurement system using time division measurement method," *Journal of Control, Automation, and Systems Engineering*, vol. 10, no. 11, pp. 1022-1027, 2004.
- [3] C.-W. Park and N.-G. Min, "Development of a smart pressure transducer," *Journal of Control, Automation, and Systems Engineering*, vol. 5, no. 8, pp. 941-947, 1999.
- [4] J.-Y. Jung, H.-S. Park, D.-Y. Lee, I.-H. Jang, D. W. Lee, and H.-G. Lee, "Organization of sensor system and user's intent detection algorithm for rehabilitation robot," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 16, no. 10, pp. 933-938, 2010.
- [5] M. H. Kim, J. W. Jang, S.-K. Song, H.-Y. Jung, S.-H. Park, and S.-J. Park, "ADL monitoring systems using FSR arrays and optional 3-Axis accelerometer," *LNCS*, vol. 5579, pp. 217-224, 2009.
- [6] S. J. Morris Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, and J. A. Paradiso, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, no. 4, pp. 413-423, 2008.
- [7] M. R. Popovic, T. Keller, S. Ibrahim, G. Bueren, and M. Morari, "Gait identification and recognition sensor," *Proceedings of 6th Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation*, pp. 1-4, Sep. 22-24, 1998.
- [8] N. Mijailović, M. Gavrilović, and S. Rafajlović, "Gait phases recognition from accelerations and ground reaction forces: Application of neural networks," *Telfor Journal*, vol. 1, no. 1, pp. 34-36, 2009.
- [9] S. W. Lee, T. Y. Yi, J.-S. Han, H. Y. Jang, H.-H. Kim, J.-W. Jung, and Zeungnam Bien, "Walking phase recognition for people with lower limb disability," *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 60-67, June 2007.
- [10] A. Martínez-Nova, J. Carlos Cuevas-García, J. Pascual-Huerta, and R. Sánchez-Rodríguez, "BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability," *The Foot*, vol. 17, pp. 190-196, 2007.
- [11] Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog, Interlink Electronics, <http://www.interlinkelectronics.com>
- [12] V. T. Inman, H. Ralston, and F. Todd, *Human Walking*, Baltimore, Wilkins & Wilkins, 1981.
- [13] G. Qian, J. Zhang, and A. Kidané, "People identification using floor pressure sensing and analysis," *IEEE Sensors Journal*, vol. 10, no. 9, pp. 1447-1460, 2010.
- [14] <http://www.tekscan.com/>

이 상 룡

1980년 서울대학교 기계공학과 졸업.
1982년 한국과학기술원석사. 1989년
Georgia Institute of Technology 박사.
1982년8월~현재 경북대학교기계공학부
교수. 관심분야는 시스템제어 및 자동
화.

허 근 섭

2009년 경북대 기계공학과 졸업. 2011
년 경북대학교 대학원 석사. 2011년~
현재 경북대학교 기계공학과 박사과
정. 관심분야는 로봇시스템 및 지능제
어.

강 오 현

2009년 경북대 기계공학과 졸업. 2009
년~현재 경북대학교 기계공학과 석사
과정. 관심분야는 의료 로봇 시스템
및 지능 로봇.

이 춘 영

1996년 한양대 전자공학과 졸업. 1998
년 한국과학기술원 대학원석사. 2003
년 한국과학기술원박사. 2005년 2월~
현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관
심분야는 지능제어 및 메카트로닉스.