한국정밀공학회지 제 32 권 제 12 호 pp. 1065-1072 December 2015 / 1065
J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 32, No. 12, pp. 1065-1072 http://dx.doi.org/10.7736/KSPE.2015.32.12.1065
ISSN 1225-9071(Print), ISSN 2287-8769(Online)

하지 외골격 로봇을 위한 인솔 센서시스템 및 보행 판단 알고리즘 개발

Development of Insole Sensor System and Gait Phase Detection Algorithm for Lower Extremity Exoskeleton

임동환 [1], 김완수 [2], 미안 아쉬팍 알리 [3], 한창수 [4,✉]
Dong Hwan Lim[1], Wan Soo Kim[2], Mian Ashfaq Ali[3], and Chang Soo Han[4,✉]

1 한양대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hanyang University)
2 한양대학교 공학기술연구소 (Research Institute of Engineering and Technology, Hanyang University)
3 한양대학교 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University)
4 한양대학교 로봇공학과 (Department of Robot Engineering, Hanyang University)
✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: +82-31-400-5247

Manuscript received: 2015.4.15. / Revised: 2015.10.17. / Accepted: 2015.10.26.

This paper is about the development of an insole sensor system that can determine the model of an exoskeleton robot for lower limb that is a multi-degree of freedom system. First, the study analyzed the kinematic model of an exoskeleton robot for the lower limb that changes according to the gait phase detection of a human. Based on the ground reaction force (GRF), which is generated when walking, to proceed with insole sensor development, the sensing type, location, and the number of sensors were selected. The center of pressure (COP) of the human foot was understood first, prior to the development of algorithm. Using the COP, an algorithm was developed that is capable of detecting the gait phase with small number of sensors. An experiment at 3 km/h speed was conducted on the developed sensor system to evaluate the developed insole sensor system and the gait phase detection algorithm.

KEYWORDS: Wearable robot sensor (착용형 로봇 센서), Insole sensor (인솔 센서), Gait phase detection (보행 주기 구분), Lower extremity exoskeleton (하지 외골격 로봇), Center of pressure (족 저압 중심)

1. 서론

최근 인간의 힘을 증폭하거나 인간의 활동을 보조하는 하지 외골격 로봇의 연구가 활발히 진행되고 있다. 하지 외골격 로봇은 자세제어와 동작의도 생성을 사람이 담당하여 다양한 환경에서 사람을 보조하는 시스템으로 사람의 동작의도를 파악하는 연구와 로봇의 동작을 생성 및 제어하는 연구가 중요하게 자리 잡고 있다.

하지 외골격 로봇은 대개 사람의 관절구조와 유사하게 설계하며, 사람의 동작에 동기화 되도록 제어된다. 이러한 하지 외골격 로봇은 사람과 유사하게 보행 시 지면과의 접촉 상황에 따라 구성된 기구부의 동작 자유도 및 원점이 변화하게 되

Copyright ⓒ The Korean Society for Precision Engineering
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

며, 제어 시 자유도 변화에 따라 정역학/동역학 모델의 변화로 모델의 파라미터 및 제어게인 값 등을 변경해야 하는 필요성이 있다. 따라서 지면과의 접촉 시 변화되는 하지 외골격 로봇의 동작 자유도를 구분하고 자연스러운 보행 제어를 위하여 보행주기를 판단하기위한 연구가 필요하다.

사람의 보행주기를 판단하기 위한 방법으로 상용화된 제품인 힘 측정판(Force Plate)과 동작분석장치(Motion Capture)을 이용하여 보행 주기를 판단하는 방법은 있으나, 이는 고가이며 분석장치가 있는 한정된 장소에서만 이루어지기 때문에 이동성 제약이 따른다. 또한 실시간 데이터 처리의 어려움으로 실시간 판단이 필요한 하지 외골격 로봇에는 적용하기가 불가능하다. 이런 단점을 보완하기 위하여 다양한 목적으로 사람의 보행 주기를 판단하는 보행 주기 판단 센서시스템들이 개발되고 있다.

기존의 보행 주기 판단 센서시스템은 지면 반발력을 이용한 경우와 보행 동작 변화를 이용한 경우 그리고 두 기술을 융합한 경우로 나눌 수 있다.

첫번째로, 지면 반발력을 이용한 사례들을 보면 본 연구와 가장 유사한 하지 외골격 로봇에 적용한 형태로 U.C. Berkeley의 BLEEX (Berkeley Lower Ex-tremity Exoskeleton)은 겉창(outsole) 형태로 다수의 스위치(Tape Switch)와 발바닥 전면에 튜브를 설치하여 개발 하였으며, 보행 시 지면 반발력에 의해 변화하는 튜브 내부의 압력과 스위치의 ON/OFF 값을 입력 받아 이전의 상태와 현재에 상태를 비교하는 논리 알고리즘으로 사람의 보행 주기를 판단하였다.[1] 그러나 다수에 스위치를 인식하기 위하여 많은 I/O가 필요하여 입력 구성이 복잡하고, 센서 내구성이 낮은 단점을 갖고 있다. Margaret M 등은 인솔(Insole) 형태로 FSR(Force-Sensitive Resistor) 센서로 데이터를 측정하고 개발한 퍼지 로직 알고리즘으로 보행 구간을 판단하였으며, Kyoungchul Kong 등은 FSR의 단점인 비선형성을 보안하기 위하여 공기튜브와 공기 압력 센서를 이용하는 센서모듈을 개발하여, 퍼지 논리 알고리즘을 기반으로 보행을 판단하였다.[2,3] 두번째, 동작에 변화를 이용하여 개발된 S Godha 등은 발등에 IMU(MEMS-based Inertial Measurement Unit) 센서를 부착, 보행 주기에서 변화하는 가속도 분석을 통하여 기준 값을 선정하고, 보행주기를 판단하였으며, Arash Salarian 등도 발등에 IMU 센서를 부착, 보행 주기에서 변화하는 각속도를 힘측정판과 비교, 분석하여 각속도의 기준 값을 정하고 보행주기를 판단하였다.[4,5] 하지만 동작 변화측정에 많이 쓰이는 IMU센서는 외란에 의한 잡음(noise), 표류(drift)현상 등이 발생되어 높은 성능의 데이터 처리방식이 필요하다는 단점을 가지고 있다. 마지막으로, 지면 반발력과 동작인식을 함께 이용하여 서로의 장단점을 보완하여 개발된 사례는 다음과 같다. Bufu Huang 등은 FSR, 기울기센서, 자이로 센서, 굽힘 센서(bend Sensor), 가속도 센서를 설치하여 인공신경망 알고리즘을 기반으로 보행을 판단하였으며, 편리성을 확보하기 위하여 무선 통신 시스템으로 개발하였다.[6] I. P. I. Pappas 등은 FSR 센서와 자이로 센서를 이용하여 FSR 센서에서 들어오는 지면 반발력에 기준 값을 정하고 자이로 센서에 각도 값을 비교하여 보행을 판단 하였다.[7]

위에서 소개된 기존의 보행 주기 판단 센서시스템은, 단점을 보완하기 위해 지면 반발력 측정 센서, 동작 변화 센서 등 다양한 센서를 융합하여 개발 하였다. 이렇게 서로 다른 다수의 센서를 이용하면 세부적인 보행구간 판단과 정확성을 보완 할 수 있지만, 센서를 연결하기 위한 I/O 단자가 많아지며, 데이터 연산처리를 위한 구성 요소 등에 의해 시스템의 부피가 커지고 센서의 비용이 증가한다는 단점을 갖고 있다. 또한 다양한 센서를 많이 사용하게 되는 경우, 보행 판단 알고리즘에는 보행 시 측정되는 센서 값인 지면 반발력 값, 보행 동작에서 나타나는 선/각 속도, 선/각 가속도 값이 개인의 보행 특성과 체중, 지면에 상태, 보행 속도에 의해 다양하게 나타난다. 따라서 실험을 통해 각 센서마다 개인에 기준 값(threshold value) 설정하여 보행 판단 알고리즘을 적용해야하기 때문에 실시간으로 제어되며, 착용자가 변경될 수 있는 하지 외골격 로봇에는 적합하지 않다는 단점이 있다.

본 논문은 사람의 보행에 의해 자유도가 변화하는 하지 외골격 로봇의 모델을 판단 하고자 보행 주기 구분 센서 시스템을 개발하는 연구이다. 본 연구에서 제안하는 시스템은 이동성 제약 없이 실시간으로 보행 주기를 구분할 수 있는 센서를 개발 하며, 기존 개발된 보행 주기 구분 시스템의 단점을 보완하여 소량의 센서를 적용하여 시스템 단순화 및 부피 감소가 이루어지도록 개발하였다. 또한 사람의 체중, 보행 특성, 센서의 특성에 독립적이며 보행 주기를 구분할 수 있는, 족 저압 중심 (Center of Pressure: COP) 기반의 실시간 보행 주기 검출 알고리즘을 포함하여 하지 외골격 로봇에 적용이 가능한 인솔센서를 개발하였다.

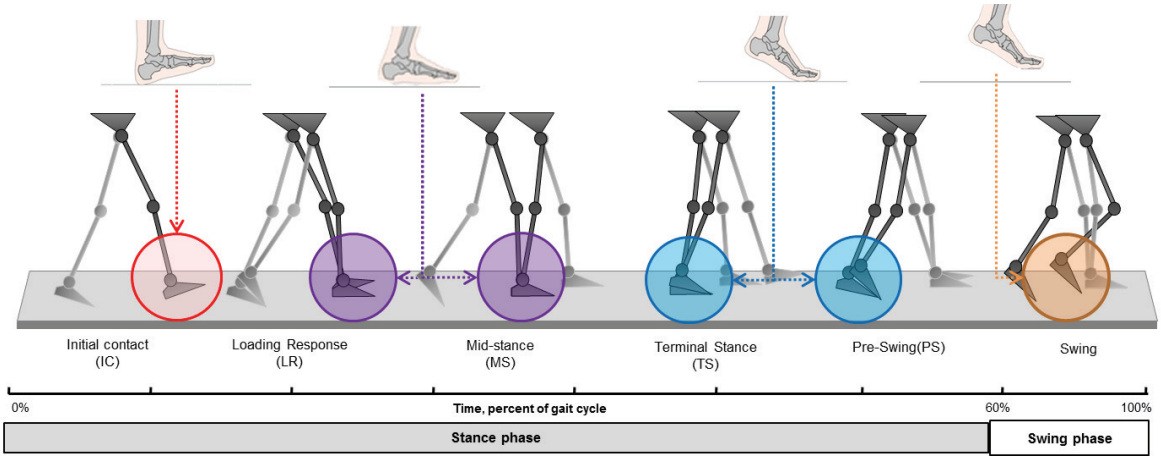

Fig. 1 Human-Gait cycle analysis of level-ground walking

2. 보행주기 구분 센서 시스템

2.1 센서 시스템 개념

2.1.1 인체 보행 단계 분석

인체의 보행은 신체이동 중 가장 기본이 되는 것으로 반복적인 고유의 패턴을 형성하고 있다. 이러한 반복적인 패턴을 한 주기로 나누면 입각기(Stance Phase)와 유각기(Swing Phase)로 구분할 수 있다. 입각기는 발이 지면에 닿아있는 시기로 정상 보행 주기의 60% 정도를 차지하며, 입각기 중에서 양발이 지면에 닿아 있는 시기를 동시 입각기라고 하여 입각기의 25%를 차지한다. 유각기는 발이 지면에서 떠있는 시기를 말하며 보행 주기의 40%를 차지한다.

입각기를 세부적으로 구분하여 보행주기를 나타내면 Fig. 1과 같이 구성 된다.[8,9] 최초 접지(Initial Contact: IC): 전체 보행주기의 0 - 2%를 차지하는 단계로 발 뒷굽이 바닥에 접촉하는 시기, 하중반응(Loading Response: LR): 0 - 10%를 차지하는 단계로 체중 흡수하는 시기, 중간 입각기(Mid Stance: MS): 10 - 30%를 차지하는 단계로 체중이 반대 발을 통과하는 시기, 말기 입각기(Terminal Stance: TS): 30 - 50%를 차지하는 단계로 발 뒤꿈치가 들리는 시기, 전 유각기(Pre-Swing: PS): 보행주기의 50 - 60%를 차지하며 유각기로 전환을 준비하고, 지지한 발의 발가락들기(Toe off)가 일어나는 시기로, 보행주기는 위의 순서로 진행되며 구분된다. 본 연구에서는 유각기를 포함하는 인체의 보행주기 전구간에 대해서 고려할 것이다.

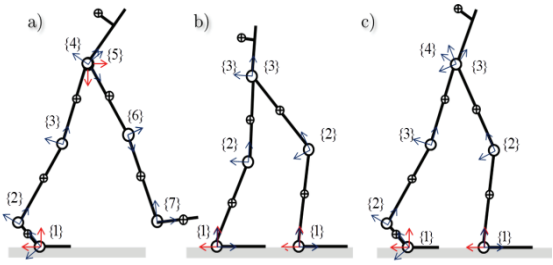

Fig. 2 Sagittal plane representation of Exoskeleton robot for lower limb in (a) the single support phase, (b) the double support phase and (c) the double support phase with one redundancy

2.1.2 하지 외골격 로봇의 모델

하지 외골격 로봇은 사람의 하지와 유사한 자유도를 갖는 로봇으로 대부분 시상면(Sagittal Plane)에서 3자유도를 갖도록 개발한다. 이러한 하지 외골격 로봇은 사람의 보행과 유사한 보행 패턴이 일어나며 Fig. 2와 같이 3개 모델의 연속적인 패턴으로 나눌 수 있다. Fig. 2(a)의 한발지지상태(Single Support)는 한발이 지면에 닿아있고 다른 한발은 지면에서 떠있는 상황으로 발과 지면의 관계로부터 여자유도가 생성되어 7자유도를 가지는 모델로 나타나며, Fig. 2(b)의 두발지지상태(Double Support)는 양발을 구분하여 두 개의 3자유도 모델로 나타낼 수 있다. 마지막으로 Fig. 2(c)의 두발 지지상태에서도 양발을 구분하여 3자유도와 4자유도를 가지는 모델로 나타낼 수 있다.[10]

위의 모델은 지면과의 관계로부터 구분되기 때

문에 사람의 보행 주기로부터 판단할 수 있다. 먼저 Fig. 2(a)의 한발지지상태를 판단하기 위해서는 말기 입각기, 유각기 판단이 필요하며, Fig. 2(b)인 두발지지 상태에서는 최초접지, Fig. 2(c)인 두발지지 상태에서는 최초접지, 말기 입각기 판단이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 하지 외골격 로봇의 제어를 위한 3개의 로봇 모델을 구분하기 위하여 사람 보행 구간인 최초접지/하중반응, 말기 입각기, 유각기 구간을 구분할 수 있으며 추가로 중간 입각기 구분이 가능한 알고리즘과 인솔센서를 개발하였다.

2.2 센서 시스템 개발

본 연구에서 개발한 보행 주기 판단을 위한 인솔센서는 지면과의 압력을 측정하는 센서부와 그 신호를 입력 받고 보행주기를 판단하는 제어부, 데이터를 송/수신하는 통신부로 나누며, 전체 구성은 Fig. 3과 같다.

2.2.1 센서 및 위치 선정

센서는 Table 1와 같이 지면 반발력 측정을 위해 인솔형태에 적용이 가능한 유연성 있는 3 종류의 압력/힘센서의 특성을 비교 분석 하여 선정하였다.

각 센서의 특징을 보면 FSR와 Flexiforce는 압력에 따라 저항이 변하는 센서로 값이 저렴하고 입력 구성이 편리하다. 반면에 Capacitive sensor는 압력에 의해서 정전용량이 변화는 센서로 다른 두 센서보다 선형성, 정확도, 반복성, 등 뛰어나지만 사용이 어렵고 대부분 주문생산방식이며 매우 고가이다. 그러므로 본 논문에서는 쉽게 구할 수 있는 FSR와 Flexiforce의 제품 중 선형성이 뛰어나며 입력면적이 넓은 Flexiforce-A401 Model를 선택하였다.

센서의 위치 선정을 위해 인체의 보행 시 발바닥에 작용하는 압력을 분석하였다. 보행 시 발뒤축, 중족골, 엄지 발가락 세 곳 압력이 크게 나타난다. 발뒤축은 최초 접지기-중간 입각기 동안에 큰 압력이 작용하며 중간 입각기 직전에 최대의 접촉면적을 형성하면서 보행이 진전함에 따라 차차 감소한다. 중족골은 중간 입각기에 접촉하기 시작하여 말기 입각기 시 전방 가속을 위하여 큰 압력이 작용된다. 말기 입각기에 발목관절의 급격한 저굴로 인해서 엄지 발가락에 압력이 집중된다. 영역별 접촉면적은 발뒤축, 내측 중족골, 외측 아치부분이 일반적으로 크며 내측 아치부분은 매우

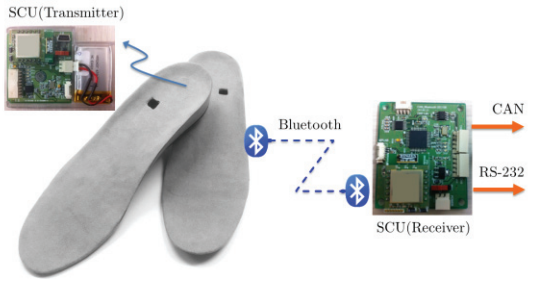

Fig. 3 Insole system for gait phase detection

Table 1 Comparison of pressure/force sensors

Sensor/ Model	FSR	Flexiforce	Capacitive sensor
Company	INTERLINK ELECTRONICS®	TEKSCAN®	Pressure profile systems, Inc.
Sensing	Ploymer thick film	Piezoresistive	Capacitive
Sensing area	10mm	25.4mm	OEM
Input range	10N to 110N	0 to 110N	OEM
Repeatability	±2% to 5%	±2.5%	-
Linearity error	±10%	±3%	±1%
Price	Low	Low	High

작게 나타나며 엄지발가락부위도 상대적으로 작게 나타난다. 영역별로 작용하는 힘은 영역별 최대압력과 접촉면적에 의해서 영향을 받게 되며, 발뒤축, 내측 중족골, 외측 아치부분이 일반적으로 크게 나타난다.[11]

발바닥에 작용하는 압력의 분석을 통해 앞서 선정된 Flexiforce 센서가 적용되는 위치를 선정하였다. 가장 큰 압력을 받는 세군데 부위 중 발뒤축에 한개, 면적이 넓은 중족골 위치에는 두개의 센서를 부착하여 제작하였다. 엄지 발가락 부위는 말기 입각기 마지막에 짧은 시간 동안 압력이 발생되는 부분으로 유각기 판단에 아주 작은 오차를 제공 할 수 있으나 실험 결과 판단 시간에 오차가 매우 작아 제외하였다. 또한 사람의 발 크기에 변화하는 각 부위에 위치 선정은 성덕현 등이 조사한 한국인 발 형상 데이터의 통계량을 토대로 위치를 선정하였다.[12]

2.2.2 하드웨어 사양

개발된 인솔센서 시스템은 하지 외골격 로봇 착용시 사용에 용이하도록 무선통신 기반으로 제작 하였으며, 제어부와 무선 통신 송신부는 일체형 보드 형태로 개발하여 인솔 내부에 장착 하였

다. 제어부의 마이크로 프로세서(dsPIC33xx)는 아날로그 센서의 출력 값을 샘플링하여 A/D (Analog to Digital) 변환하고 그 데이터를 보행 구간 구분 알고리즘을 적용하여 실시간으로 보행 구간을 판단하였다. 무선통신은 빠른 데이터 전송을 위해서 블루투스(FB755AC) 모듈을 선택하였으며 송신부는 제어부에서 데이터를 받아 5ms마다 수신부로 전송하게 된다. 사용된 블루투스 모듈은 Class1으로 구동된다. 수신부는 송신부에서 받은 데이터를 다양한 센서 네트워크 형성이 쉬운 CAN (Controll-er Area Network) 통신 또는 RS-232 통신으로 변환하여 하지 외골격 로봇에 전송 가능하도록 개발하였다.

3. 보행 주기 판단 알고리즘

3.1 보행의 지면반발력과 족 저압 중심

보행이란 근의 연속 운동에 의해서 몸의 중심을 전방으로 이동하는 행위로서 이는 지면과의 접촉으로 행해진다. 이때 발과 지면과의 접촉에서 발생 되는 힘을 지면 반발력(Ground Reaction Force: GRF)이라고 한다. 2.2절에서 같이 보행의 지면 반발력은 입각기의 최초접지에서 발뒤축 부분에 압력 집중이 현저하게 일어나고 보행이 진전됨에 따라 말기 입각기에는 중족골 부위에 큰 압력이 작용된다. 그러므로 보행 시 일어나는 몸의 이동에 의해 발바닥에 반발력은 발뒤축에서 앞쪽으로 이동하는 모습을 볼 수 있다.

이와 같은 반발력 이동경로는 족저압 중심의 이동경로 확인 할 수 있다. 족저압 중심, 즉 COP 란 발에서 수직 반발력 벡터의 한 점으로서 지면과 접촉하고 있는 모든 압력점의 무게 평균을 의미 하며, 수직력에 의한 모멘트의 힘이 0이 되는 곳으로 작용점의 위치와 동일하다. 또한 발바닥이 지면과 접촉할 때 힘의 발바닥 전체에 작용하기 때문에 한 지점이라고는 할 수 없으므로 압력 중심이라고 부르며, 매 접지 순간마다의 COP 을 구하여 연결한 것이 바로 족저압 중심 이동경로이다. 보행 동안 COP 의 이동경로를 분석하면 보행자의 균형 감각이나 이동 습관 등을 알 수 있어 생체역학적 의미뿐만 아니라 임상적으로도 유용하게 이용하고 있다.[11]

3.2 보행 주기 판단 알고리즘

기존 유사연구에서 많이 사용하는 기준값 방식의 경우 각 센서마다 실험을 통하여 기준값을 정해야 하므로 센서의 개수가 많아지면 설정 값이 많아 진다는 단점을 갖고 있다. 이러한 단점을 보완하고자 본 연구의 보행 주기 판단 알고리즘은 다수의 센서로부터 측정되는 수직 지면 반발력(Vertical Ground Reaction Force: vGRF) 값을 COP 로 연산하여 그 값의 구분을 통해 보행주기를 판단한다. COP 로 보행주기를 판단하면 발바닥에서 측정되는 다수의 센서 값을 COP_x, COP_y 두개의 값으로만 출력되기 때문에 설정값이 단순해지며, COP 는 보행주기에 따라 변화하기 때문에 이동경로의 구분으로 보행주기 판단이 가능하다.

일반적으로 COP은 압력 분포판이나 인솔형 압력분포 측정기에서 들어오는 vGRF를 측정하여 식(1)을 통해서 구해진다.

$$X_{COP} = \frac{\sum_{i=0}^{Cols-1}\left(i * \sum_{j=0}^{Row-1} F_{ij}\right)}{\sum_{i=0}^{Cols-1}\sum_{j=0}^{Row-1} F_{ij}}, \quad Y_{COP} = \frac{\sum_{i=0}^{Rows-1}\left(i * \sum_{j=0}^{Cols-1} F_{ij}\right)}{\sum_{i=0}^{Rows-1}\sum_{j=0}^{Cols-1} F_{ij}} \tag{1}$$

식(1)는 미세한 힘 측정 센서로 이루어진 측정기에서의 COP 을 구하는 식으로 F는 각 센서에 들어오는 vGRF을 의미 하며, Cols, Rows은 각 센서의 셀에 위치를 의미한다. 결과는 X좌표, Y좌표 값을 갖는 평면 좌표로 표현된다.[13]

2절에서 선정한 센서 위치인 발뒤축 한 곳과 중족골 위치 두 곳에 부착된 센서의 위치를 Fig. 4와 같이 좌표계를 설정하면, 식(1)을 이용하여 개발된 인솔센서를 이용한 COP 는 다음과 같이 식(2)와 (3)으로 나타낼 수 있다.

$$COP_x = \frac{\sum_1^3 x_i F_{Ri}(t) - \sum_1^3 x_i F_{Li}(t)}{\sum_1^3 F_{Ri}(t) + \sum_1^3 F_{Li}(t)}, \left(\sum_1^3 F_{Ri}(t) + \sum_1^3 F_{Li}(t) \neq 0\right) \tag{2}$$

$$COP_{Ry} = \frac{\sum_1^3 y_i F_{Ri}(t)}{\sum_1^3 F_{Ri}(t)}, \quad \left(\sum_1^3 y_i F_{Ri}(t) \neq 0\right), \quad COP_{Ly} = \frac{\sum_1^3 y_i F_{Li}(t)}{\sum_1^3 F_{Li}(t)}, \left(\sum_1^3 y_i F_{Li}(t) \neq 0\right) \tag{3}$$

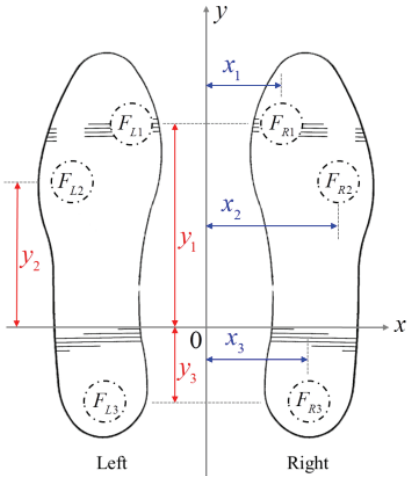

Fig. 4 Schematic diagram of sensor

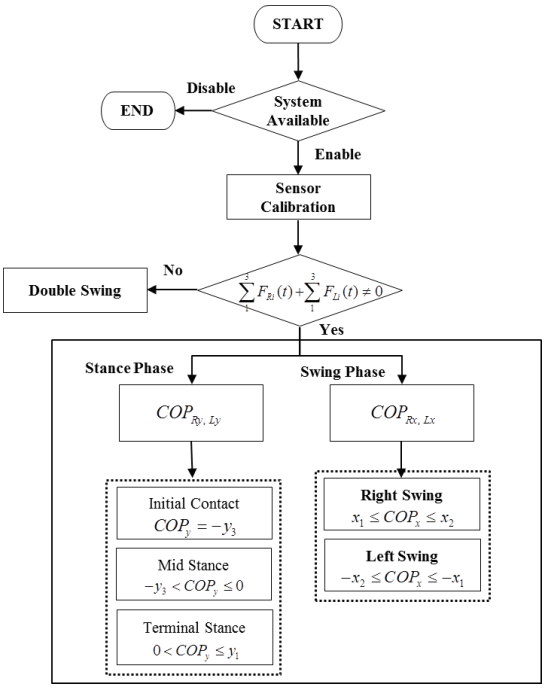

Fig. 5 Gait phase detection algorithm

식(2)의 i 는 Fig. 4와 같이 발뒤축과 중족골에 부착된 센서를 나타낸 것이다. 따라서 $F_{Ri}(t)$, $F_{Li}(t)$ 는 센서에 보행 시 들어오는 vGRF이고, x_i , y_i 는 족관절에서 센서중심까지의 거리를 나타낸다. 따라서 두 센서에 의해서 들어오는 vGRF는 식(2)에 의해 COP_x 을 구할 수 있으며, 식(3)을 통하여 양발의 COP_y 를 구할 수 있다.

Table 2 Subject spec

Subject	Age	Weight[kg]	Size[mm]
1	29	60	265
2	28	80	265
3	34	91	270
4	26	55	270
5	28	66	265

보행 주기 판단 알고리즘은 Fig. 5과 같이 COP_x 와 COP_y 의 이동경로를 구분하여 판단하는 알고리즘이다. 먼저 인솔센서를 착용하면 보정 알고리즘이 동작한다. 여기서 보정 알고리즘은 착용자마다 착용방식에 따라 다르게 발생되는 좌우 압력 차이를 보정하기 위해 최초 1회만 동작 된다. 보정 알고리즘은 오른발 왼발 따로 진행하며 유각기 자세에서 발생되는 센서의 값을 한번에 제거하는 알고리즘이다. 따라서 보정 알고리즘이 동작한 후에는 수직자세 시 COP가 원점위치에 놓이게 된다. 보정 알고리즘을 진행한 후 보행 판단 알고리즘에 따라 실시간으로 계산되는 COP_x 값으로 입각기와 유각기를 구분하며 입각기가 판단되면 COP_y 값에 따라 최초접지, 중간 입각기, 말기 입각기를 판단하게 된다.

4. 실험 및 결과

4.1 실험 방법 정의

3.2절에서 개발된 보행 주기 판단 알고리즘을 인솔형 센서 시스템에 적용 하였으며, 실험 결과의 분석을 통하여 개발한 인솔 센서시스템의 성능에 대해서 검증하고자 한다.

Table 2와 같이 피험자는 총 5명으로 모두 건강한 신체조건과 서로 다른 체중, 발 사이즈를 갖고 있으며, 이에 인솔 센서 사이즈도 발 사이즈에 맞도록 준비하여 실험을 진행하였다. 실험은 트레이드밀에서 테스트를 진행하였으며, 보행 속도는 3km/h의 속도로 피험자별로 10분간 3회를 진행하였다. 데이터 수집을 위해 CAN 통신 방식으로 Labview™ 기반인 컨트롤러 및 수집 장치 cRio-9024 로 5ms 마다 데이터를 수집하였다.

4.2 실험 결과

Figs. 6과 7은 인솔 센서 시스템을 적용한 보행 실험을 진행하면서 수집한 vGRF, COP_y, 보행구간 판단 실험 결과 값을 나타낸 것이다. vGRF는 세 개의 센서 값을 합한 결과이며, 측정되는 접촉 부

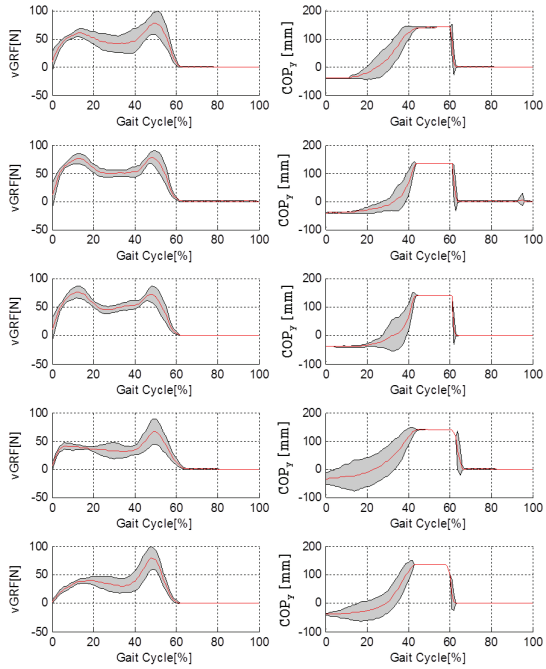

Fig. 6 Result of experiment during level walking

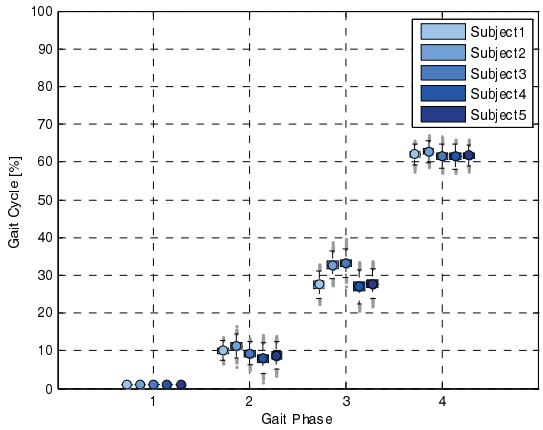

Fig. 7 Result of gait phase detection

Table 3 Result of gait phase detection

Gait phase[%]	Initial contact[1]	Middle stance[2]	Terminal stance[3]	Swing[4]
Subject1	-	10±0.82	27.5±3.79	62±1.15
Subject2	-	11.25±2.2	32.75±3.59	62.75±1.5
Subject3	-	9.25±1.71	33.25±3.95	61.5±2.08
Subject4	-	8±5.35	27±8.12	61.75±2.6
Subject5	-	8.75±3.86	27.75±5.31	61.8±0.95

분이 작아 값의 크기는 작으나 일반적인 vGRF 형태를 보이고 있다.

COP_y 값은 최초접지에서는 발뒤축 부분에서 진전 되면서 말기 입각기에는 중족골 부위로 변화하는 것을 확인하였으며, 4개의 보행구간 판단이 진행 된 것을 볼 수 있었다.

Fig. 7은 보행 구간이 판단된 모든 샘플에 실험 결과로 평균과 표준편차로 나타낸 것이다. 그래프에서 1: 최초접지, 2: 중간 입각기, 3: 말기 입각기, 4: 유각기를 나타낸 것이다. 또한 최초 접지는 보행 주기의 기준으로 정의하기 위해 최초 접지 구분에는 딜레이가 없다고 가정하여 표현하였다.

Fig. 7에 표현된 피험자별 보행주기는 전체 피험자의 평균 및 표준편차로 Table 3에 나타내었다. Table 3과 같이 중간 입각기의 경우 평균 9.45±3.26%, 말기 입각기의 경우 평균 29.65±5.44%, 유각기의 경우 평균 61.9±1.65%을 보인다. 2.1절에서 설명한 사람의 보행구간 주기와 비교하면 중간 입각기의 경우 평균 0.15±3.26% 오차, 말기 입각기의 경우 평균 0.35±5.44% 오차, 유각기의 경우 평균 1.95±1.65% 오차를 보였다. 결과는 작은 오차를 보였으나 편차가 다소 큰 것을 확인 할 수 있다. 이는 일정한 보행 속도을 위해 트레이드밀에서 실험이 진행되어 다소 부자연스러운 보행 이루어진 점과 사람마다 보행에 특성이 다르게 때문에 발생한 결과로 보인다. 하지만 2.1절에서 설명한 구간 안에서 작은 오차를 보이며 판단되기 때문에 개발된 인솔센서는 유용하다고 볼 수 있으며 하지 외골격 로봇에 적합하다고 판단된다.

5. 결론

본 연구에서는 하지 외골격 로봇에 적용이 가능한 인솔 센서 시스템과 보행 주기 구분을 위한 알고리즘을 개발하였다. 인솔 센서를 개발하기 위하여 사람의 보행구간과 반발력을 분석하였으며, 보행 주기 판단 알고리즘을 개발하기 위하여 족저압 중심을 이해하였다. 이를 통하여 새로운 보행주기 판단 알고리즘을 개발하였으며, 인솔 센서 시스템을 개발하였다. 또한 피험자별 보행분석 실험을 통하여 개발된 인솔 센서의 보행주기 성능을 검증하였다.

개발된 인솔 센서를 통해 사람의 보행 구간에 의해 다양한 자유도를 갖는 하지 외골격 로봇의 모델을 판단 할 수 있게 되었으며, 다양한 제어 방법에 적용이 가능 할 것으로 기대된다. 또한 하

지 외골격 로봇뿐만 아니라 사람의 보행 분석 등에도 활용이 가능 할 것으로 기대한다.

후 기

이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. NRF-2015R1A2A2A01002887).

REFERENCES

1. Zoss, A. and Kazerooni, H., “On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton,” IEEE on Intelligent Robots and Systems, pp. 3465-3472, 2005.
2. Skelly, M. M. and Chizeck, H. J., “Real-Time Gait Event Detection for Paraplegic FES Walking,” IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, Vol. 9, No. 1, pp. 59-68, 2001.
3. Kong, K. and Tomizuka, M., “A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe,” IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 14, No. 3, pp. 358-370, 2009.
4. Godha, S. and Lachapelle, G., “Foot Mounted Inertial System for Pedestrian Navigation,” Measurement Science and Technology, Vol. 19, No. 7, Paper No. 075202, 2008.
5. Salarian, A., Russmann, H., Vingerhoets, F. J., Dehollain, C., Blanc, Y., et al., “Gait Assessment in Parkinson’s Disease: Toward an Ambulatory System for Long-Term Monitoring,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 8, pp. 1434-1443, 2004.
6. Huang, B., Chen, M., Shi, X., and Xu, Y., “Gait Event Detection with Intelligent Shoes,” Proc. of the International Conference on Information Acquisition, pp. 579-584, 2007.
7. Pappas, I. P., Keller, T., Mangold, S., Popovic, M. R., Dietz, V., et al., “A Reliable Gyroscope-Based Gait-Phase Detection Sensor Embedded in a Shoe Insole,” Sensors Journal, Vol. 4, No. 2, pp. 268-274, 2004.
8. Kim, W. S., Lee, S. H., Ryu, J. K., Baek, J. H., Kim, D. W., et al, “Gait Pattern Generation for Lower Extremity Exoskeleton Robot and Verification of Energy Efficiency,” J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 29, No. 3, pp. 346-353, 2012.
9. Perry, J. and Davids, J. R., “Gait Analysis: Normal and Pathological Function,” Journal of Pediatric Orthopaedics, Vol. 12, No. 6, p. 815, 1992.
10. Kazerooni, H., Racine, J.-L., Huang, L., and Steger, R., “On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX),” IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4353-4360, 2005.
11. Park, S. J. and Kim, J. S., “The Analysis of Center of Pressure(COP) Displacement under Loading Position during Walking,” Journal of the Korean Society of Physical Medicine, Vol. 5, No. 1, pp. 15-24, 2010.
12. Seong, D. H., Jung, E. S., and Cho, Y., “A Study on the Categorization of Korean Foot Shapes,” Journal of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 25, No. 2, pp. 107-118, 2006.
13. Hopkins, J. T., Coglianese, M., Glasgow, P., Reese, S., and Seeley, M. K., “Alterations in Evertor/Invertor Muscle Activation and Center of Pressure Trajectory in Participants with Functional Ankle Instability,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 22, No. 2, pp. 280-285, 2012.