Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology
2017. vol. 11, no. 1,
http://resko.jams.or.kr
https://doi.org/10.21288/resko.2017.11.1.81

지능형 의족의 보행모드 자동변경을 위한 보행노면 판별 기법

Method of Walking Surface Identification Technique for Automatic Change of Walking Mode of Intelligent Bionic Leg

유성봉*, 임영광, 엄수홍, 이응혁
S. B. Yoo, Y. K. Lim, S. H. Eom, E H Lee

요 약

본 논문은 대퇴절단 환자의 다양한 환경에서의 보행을 가능하게 하는 지능형 의족의 보행노면 및 보행단계 판별 기법을 제안한다. 제안하는 보행모드 변경 기법은 스트레인게이지 센서 만으로 보행노면 및 보행단계 판별이 가능한 단일 센서 기반의 알고리즘으로 기존 지능형 의족의 다중센서 기반 알고리즘의 단순화와 의족 시스템의 저가화가 가능하게 고안하였다. 보행노면 판별 알고리즘을 위해 정상인의 보행 중 발생하는 지면반발력의 특징을 분석하여 보행단계 세분화와 보행노면 검출 조건을 정의하였고, 대퇴절단 환자와 유사한 환경에서의 보행 실험을 위해 보행분석 장치를 제작하였다. 정의된 검출 조건과 제작된 기구를 통해 논문의 효용성 검증을 진행하였으며, 정상인 대상의 실험결과 단일 센서 기반 알고리즘의 정확도는 약 95%를 나타냈다. 제안하는 단일 센서 기반의 알고리즘을 통해 지능형 의족 시스템의 저가화가 가능할 것으로 판단되며 사용자가 직접 보행노면 상태를 파악하고 보행모드를 전환하는 수동 보행모드 변경 방식에서 벗어나 의족이 현재 보행 노면 상태를 파악하고 상황에 맞는 보행모드를 전환하는 자동보행 모드 변경이 가능할 것으로 확인되었다.

ABSTRACT

In this paper, we propose a gait pattern recognition method for intelligent prosthesis that enables walking in various environments of femoral amputees. The proposed gait mode changing method is a single sensor based algorithm which can discriminate gait surface and gait phase using only strain gauges sensor, and it is designed to simplify the algorithm based on multiple sensors of existing intelligent prosthesis and to reduce cost of prosthesis system. For the recognition algorithm, we analyzed characteristics of the ground reaction force generated during gait of normal person and defined gait step segmentation and gait detection condition, A gait analyzer was constructed for the gait experiment in the environment similar to the femoral amputee. The validity of the paper was verified through the defined detection conditions and fabricated instruments. The accuracy of the algorithm based on the single sensor was 95%. Based on the proposed single sensor-based algorithm, it is considered that the intelligent prosthesis system can be made inexpensive, and the user can directly grasp the state of the walking surface and shift the walking mode. It is confirmed that it is possible to change the automatic walking mode to switch the walking mode that is suitable for the walking mode.

Keyword : Intelligent Bionic Leg, Rehabilitation, Prosthetic Leg, Ground Reaction Force, Upslope Walking

접 수 일 : 2017.01.25
심사완료일 : 2017.02.23
게재확정일 : 2017.02.27

* 유성봉 : 한국산업기술대학교 신기술융합학과 석사과정
kiwis2002@naver.com (주저자)
임영광 : 한국산업기술대학교 신기술융합학과 석사과정
scv6209@naver.com (공동저자)
엄수홍 : 한국산업기술대학교 정보통신과 박사과정
iwhale@nate.com (공동저자)
이응혁 : 한국산업기술대학교 전자공학과 교수
@hankuk.ac.kr (교신저자)

1. 서론

장애인이란 신체적 정신적 장애로 오랫동안 일상생활이나 사회생활에서 상당한 제약을 받는 자로 국내 장애인 환자는 사고와 질병 등의 이유로 지속적으로 증가하고 있다. 전체 장애인 환자 중 지체장애인의 비율은 52.9%로 높은 비율을 차지하고 있으며[1] 지체 장애인 중 절단장애는 선천적 또는 후천적으로 상지나 하지의 일부분을 잃어버린 상태를 말하며 절단 장애인중 하지 절단 장애인은 이동성의 큰 제약을 받기 때문에 정상적인 생활을 함에 있어 많은 어려움을 겪고 있다. 이러한 하지 절단 장애인들의 이동성 보장을 위해 개발된 의족은 선천적 또는 후천적으로 하지의 일부를 상실한 사람의 다리 혹은 발을 대체하는 보조기구로 착용자의 2족 보행을 가능하게 하며 신체 균형을 맞추는 것을 목적으로 한다[2].

초기의 의족은 동력원이 없는 수동의족으로 미용의 목적으로 개발되었다. 수동의족은 상실된 신체 근육을 대체 할 수 없는 단점이 있으며 정상인의 보행에 비해 약 60% 이상의 에너지를 소모한다[3]. 이를 개선하기 위해 사용자의 움직임이 아닌 동력을 사용하여 의족의 임피던스를 조절하는 동력의족이 개발되었다[4]. 수동형 동력의족은 입각기와 유각기 에서 의족 구동기의 임피던스만 조절하는 의족으로 보행궤적이 사용자의 개별 보행 패턴에 점차적으로 적응되며 사용자의 숙련도에 의존하여 보행을 한다. 수동형 동력의족의 발전으로 절단 장애 환자들은 의족을 통한 보행이 가능해졌지만 경사로, 계단 등 다양한 지형조건에 대응이 되지 않는 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 현재의 의족은 센서를 통해 사용자의 보행의도를 감지하고 보행노면 판별 알고리즘을 통해 보행모드를 실시간으로 전환하는 지능형의족(Intelligent bionic leg)으로 발전되었다.

지능형 의족의 보행모드 변경방법은 각각의 센서 정보를 이용한 단일 센서 기반의 알고리즘과 다양한 센서 정보를 조합하여 사용하는 다중 센서 기반의 알고리즘이 사용되고 있다. 단일 센서 기반의 보행모드 변경 방법 중 생체신호를 이용한 보행모드 변경 방법은 신체 주요 근육에 부착된 전극을 이용하며 전기적 활성도를 확인하는 ElectroMyoGrahpy (EMG)센서가 사용된다.

EMG를 이용한 보행노면 판별 방법은 보행속도 및 보폭 등과 같은 물리적인 센서로 취득하기 힘든 세부적인 움직임 까지 측정 가능하지만 보행 시 발생하는 진동으로 인한 잡음의 간섭 및 근피로도에 영향을 받으며 전극의 부착위치에 따라 결과값이 변경되기 때문에 보행노면 검출 정확도가 떨어진다[5].

자이로/가속도센서를 이용한 보행노면 판별 방법은 자이로/가속도 센서를 의족에 부착하여 각 체절의 각속도 및 각도 정보를 통해 보행노면별 각도 차이를 분석하는 방법이다[6-7]. 하지만 보행 중 충격에 의해 발생하는 잡음과 자이로 센서의 드리프트(drift)현상은 진행방향 각도를 추정하는 과정에 오차를 증폭시켜 의족 시스템의 성능 저하를 유발한다.

다중센서 기반의 알고리즘은 FSR(Force Sensive Resistor), 스트레인게이지 등 압력센서를 이용하여 보행단계를 판별하고 자이로/가속도 센서를 이용해 보행노면별 관절각도의 변화를 분석하는 방법으로 보행노면 판별 정확도가 우수하다[8]. 그러나 다중 센서 기반의 알고리즘은 의족에 적용된 센서에 따라 알고리즘이 달라지며 의족 시스템 가격 상승에 주요한 원인이 된다. 또한 복잡한 알고리즘으로 인해 접근이 쉽지 않아 초기 연구 개발되고 있는 지능형 의족에 알고리즘의 적용이 어렵다[9].

이에 본 논문에서는 지능형 의족의 보행모드 변경 알고리즘의 단순화와 의족 시스템의 저가화를 위한 요소기술로 정확도를 향상시킨 단일 센서 기반의 자동 보행모드 변경 기법을 제안한다. 제안하는 기법은 스트레인게이지 센서만을 이용하여 보행단계 및 평지/경사로 구분이 가능한 기법으로 제안하는 기법의 검증을 위해 정상인을 대상으로 대퇴절단 환자와 유사한 보행이 가능한 보행분석 기구를 제작하여 보행단계 및 보행노면 검출기의 유효성 평가를 진행하였다. 또한 작성된 알고리즘을 실제 지능형 의족에 적용하여 보행노면 검출기의 정확도를 평가하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 정상인의 주기별 보행양상을 분석하고 보행정보 획득을 위한 센서를 선정한다. 3장에서는 정상인의 보행주기를 지면반발력의 변화를 기준으로 세분화하고 세분화된 보행단계를 구분하는 기법과 평지대비 경사로의 지면반발력 차이를 이용한 보행노면 판별 기

※ 본 논문은 산업통상자원부 디자인혁신역량강화사업으로 지원된 연구결과입니다. (10054074, 보행약자의 자립보행과 능동적 일상활동을 지원하는 보행보조로봇 개발)
※ 본 논문은 정부(산업통상자원부)의 재원으로 한국산업기술진흥원의 '바이오GMP 기술인력양성사업'의 지원을 받아 수행하였습니다 (N0000961)
※ 본 연구는 일부 산업자원부가 지원하는 산업핵심기술개발사업 "(No.10048732, 하지 기능회복 및 보조를 위한 스마트 근골격 인공대체기기 기술개발)"을 통해 개발된 결과임.

법에 대해 기술한다. 4장에서는 실험 및 고찰을 통해 제안하는 지능형 의족 시스템의 보행노면 및 보행단계 판별 알고리즘에 대한 분석 및 효용성 평가를 기술한다. 마지막으로 5장에서는 결론을 맺는다.

2. 지면반발력 기반의 보행단계 구분 기법

2.1 보행단계에 따른 지면반발력의 변화

정상인의 보행 중 발생하는 보행단계별 지면반발력은 하지의 운동과 보행주기에 따라 변화하며 보행 주기 동안 뒤꿈치와 전족(forefoot)의 접촉 시기의 차이는 종골보행(calcaneograde), 발바닥보행(plantigrade), 재행성 보행(unguligrade)으로 나뉘며 보행 중 접촉 시기의 차이들은 각기 다른 족압의 분포를 가진다[10]. 이러한 보행 단계에 따른 발바닥의 접촉은 지면반발력의 변화를 일으키는 주요 원인이 되며 지면반발력을 이용한 보행주기 구분을 위한 중요한 지표가 된다.

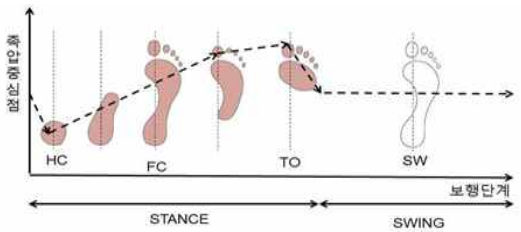

그림 1. 보행주기 동안의 지면반발력의 변화

Fig. 1. Changes in the ground reaction force during the gait cycle

그림1은 보행주기 동안의 지면반발력의 변화를 나타낸다. 지면반발력은 초기접지기(Heel Contact : HC) 단계에서 발바닥의 뒤쪽에 발생하며 말기입각기 (Full Contact : FC)단계에서는 뒤꿈치에서부터 전족(forefoot)으로 이동한다. 또한 전유각기(Toe Off : TO)단계에서는 유각을 위해 발의 전족 부근에 발생하며 유각기와 말기유각기(Swing : SW)에서는 무부하 상태로 보행이 진행된다. 이와 같이 일반적인 보행이 일어날 때 지면반발력의 발생 위치와 증감을 보행단계를 판별하기 위한 중요한 검출 조건이 된다.

2.2 지면반발력 변화를 이용한 보행단계 구분기법

지면반발력을 이용한 보행단계 구분은 일반적인 보행이 일어날 때 지면반발력의 발생위치와 증감에 기반 하여 구성되었다. 정상인의 보행주기 동안의 전족과 뒤꿈치의 지면반발력의 상관관계를 살펴보면 초기접지기 구간에서 뒤꿈치에 최대 지면반발력이 발생하고 전족의 지면반발력은 최소값이 된다.

말기입각기(FC) 구간에서는 뒤꿈치의 지면반발력이 감소하는 동시에 전족의 지면반발력이 증가한다. 또한 전유각기(TO)구간에서는 전족에 최대 지면반발력이 발생하고 뒤꿈치의 지면반발력은 최소가 된다. 말기유각기(SW)단계에서는 전족과 뒤꿈치에 부하가 작용하지 않는 무부하 상태가 된다.

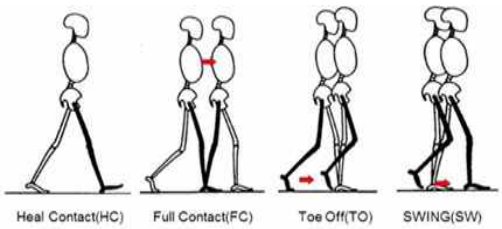

그림 2. 지면반발력의 변화에 따른 보행단계 세분화

Fig. 2. Segmentation of Walking steps according to changes of ground reaction force

그림2는 지면반발력의 변화에 따라 세분화된 보행단계를 나타내며 보행 단계별 신체의 움직임을 나타낸다. 본 논문에서는 지면반발력의 위치와 변화량에 따라 보행단계 구분이 가능한 시스템을 구성하였고 센서 데이터를 이용한 보행단계 구분은 고대역 필터(HPF : High Pass Filter)를 통한 오프셋 제거와 지수가중 필터, 저대역 필터 (LPF : Low Pass Filter)등을 통한 전 처리 과정을 거친 후 보행단계 검출기를 통해 세분화된 보행단계를 검출한다.

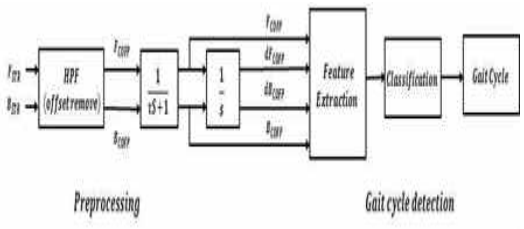

그림 3. 보행단계 검출 시스템의 구성

Fig. 3. Configuration of walking step detection system

그림3은 본 논문에서 제시한 보행단계 검출 시스템으로 전족과 뒤꿈치의 지면반발력 변화 정보를 기반으로 보행단계를 검출하는 시스템이다. 전족과 뒤꿈치의 스트레인게이지 데이터 F_{str}, B_{str}는 사용자의 부하가 포함된 데이터 이며, 고대역 필터를 거쳐 사용자 부하가 제거된 관찰시간에 따른 지면반발력의 크기인 F_{COFP}, B_{COFP}로 변경된다. 오프셋이 제거된 스트레인 게이지 데이터는 저주파 필터를

통해 잡음 영역과 데이터 영역을 분리시키며 지면반발력의 변화를 확인하기 위해 미분 과정을 거친 dF_{COFP}, dB_{COFP}로 변환된다. 제시하는 보행단계 판별 기법은 관찰 시간에 따른 지면반발력의 작용점과 지면반발력의 변화를 기반으로 보행단계를 판별한다.

지면반발력 기반의 보행단계 검출조건은 수학적으로 정량화 되지 않는 조건으로 퍼지 추론(fuzzy reasoning)을 통해 언어적 명제로 정리된다. 그림 4는 퍼지 추론을 이용한 보행단계 검출 알고리즘을 나타낸다. 퍼지 추론이란 어떠한 주어진 규칙으로부터 새로운 관계나 사실을 유추해 가는 과정으로 퍼지 추론을 통해 정리된 언어적 명제는 보행단계 검출 조건을 포함한다.

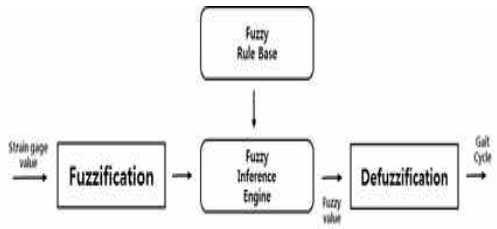

그림 4. 퍼지 추론을 이용한 보행단계 검출 알고리즘

Fig. 4. Gait cycle detection algorithm using fuzzy inference

보행단계 검출을 위한 조건은 다음과 같다. 세분화된 보행단계별 지면반발력의 특징에 따라 보행단계 1단계인 HC검출 조건은 뒤꿈치에 최대 지면반발력 $MAX(B_{COFP})$이 발생하고 전족의 지면반발력은 최소가 되며 뒤꿈치의 지면반발력이 증가하는 시점이다.

$$HC = COF < MAX(B_{COFP})\ AND\ dB_{COFP} > 0\ AND\ COF > MIN(F_{COFP}) \quad (1)$$

보행단계 2단계인 FC의 검출 조건은 뒤꿈치의 지면반발력이 감소하여 COF이하가 되고 전족의 지면반발력은 점차 증가하여 COF 이상이 되는 시점이다. 또한 뒤꿈치의 지면반발력의 변화율은 감소하고, 전족의 지면반발력은 증가하는 시점이다.

$$FC = COF > B_{COFP}\ AND\ 0 > dB_{COFP}\ AND\ COF < F_{COFP}\ AND\ 0 < dF_{COFP} \quad (2)$$

보행단계 3단계인 TO의 검출조건은 전족의 최대 지면반발력 $MAX(F_{COFP})$ 이 발생하고 뒤꿈치의 지면반발력은 최소 $MIN(B_{COFP})$가 되는 시점이다. 또한 지면반발력의 변화는 뒤꿈치의 지면반발력은 감소하고, 전족의 지면반발력은 증가 하는 시점이다.

$$TO = COF > MIN(B_{COFP})\ AND\ 0 > dB_{COFP}\ AND\ COF < MAX(F_{COFP})\ AND\ dF_{COFP} > 0 \quad (3)$$

보행단계 4단계인 SW 단계의 검출조건은 무부하 상태로 스트레인 게이지에 변화값이 없는 구간이다. 뒤꿈치와 전족의 스트레인 게이지 모두 COF 와 인접하며 지면반발력의 변화량 또한 0에 가까운 시점이다.

$$SW = COF \approx B_{COFP}\ AND\ 0 \approx dB_{COFP}\ AND\ COF \approx F_{COFP}\ AND\ dF_{COFP} \approx 0 \quad (4)$$

그림 5는 퍼지추론을 이용한 세분화된 보행단계의 소속 함수를 나타낸다. 지면반발력의 중심점의 위치(COF)를 기반으로 작성된 보행단계 구분 알고리즘은 일반화된 긍정식(generalized modus ponens) 추론에 의해 조건에 만족할 경우 근사적인 퍼지 명제를 출력하며 출력된 퍼지명제는 세분화된 보행단계 SW, TO, FC, HC가 된다.

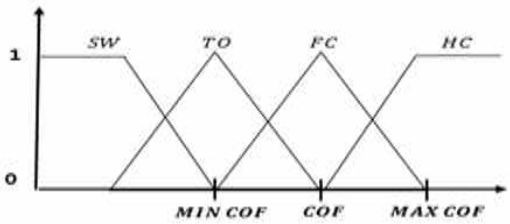

그림 5. 퍼지 추론을 이용한 보행단계의 구분

Fig. 5. Configuration of walking steps using fuzzy inference

3. 지면반발력 기반의 보행노면 검출 기법

지능형 의족은 보행 노면 상태 별 정상인과 유사한 보행궤적을 저장하고 노면 상태에 적합한 모드의 전환을 통해 보행을 진행한다. 보행모드의 변경이란 평지 및 경사로에서 보행 노면에 맞는 굴곡 및 신전을 조절하여 자연스러운 보행을 가능하도록 하는 기법이다. 기존의 지능형 보행모드 변경은 의족 사용자의 외부 디바이스 조작이나 의족에 반복적인 동작을 학습시켜 보행모드를 전환하는 형태이며 이는 사용자가 직접 보행모드를 변경해야 하는 불편함 및 사용자 조작 미숙으로 인한 낙상사고가 발생할 수 있다.

본 장에서는 외부 조작 없이 센서를 통해 획득된 의족의 보행정보를 이용한 보행노면 검출 기법을 제시한다. 보행노면 검출 알고리즘은 의족에 부착된 스트레인게이지 센서 로부터 획득된 평지와 경사로에서의 지면반발력의 차이를 기반으로 작성되었다.

3.1 지면반발력 변화를 이용한 보행노면 검출 조건

일상생활에서의 보행은 평지 뿐 아니라 경사로, 계단 등 다양한 환경에서 이뤄지며 일상생활에서 흔히 접하게 되는 시설물 중 하나인 경사로는 옥외 공간에서 수직 이동을 하는 수단으로 노약자, 장애인등 계단 보행이 어려운 환경에서 유용한 이동경로가 된다[11]. 평지 보행과 비교하여 오름-내림 경사로 보행은 압력 중심 이동경로와 변화 영역별 최고 족저압의 차이가 존재한다. 평지 보행과 경사로 보행에서 지면반발력의 변화를 살펴보면 경사로 오르막 보행 시 신체 중심이 앞으로 이동하여 전족에 작용하는 지면반발력이 증가하며 경사로 내리막 에서는 신체의 중심이 뒤로 이동하여 뒤꿈치에 작용하는 지면반발력이 증가하고 전족 영역의 지면반발력은 감소할 것이다.

평지 및 경사로의 보행노면 검출 조건은 HC단계의 평지 대비 경사로의 지면반발력 차이를 분석하고 보행 노면 별 작용하는 지면반발력의 변화량을 검출하며, HC단계에 일정 수준 이상의 지면반발력이 작용하였을 때의 임계값(Threshold)을 설정하여 평지 및 경사로를 구분한다.

경사로 오르막 검출 조건은 전족에 작용하는 지면반발력 크기와 지면반발력의 변화량을 이용한다. 보행 단계 검출기를 통해 구분된 보행단계 HC의 전족 지면반발력(HC_{FCOFP})이 경사로 오르막 임계값($Upslope theshold$) 이상이 되고 전족의 지면반발력의 변화량(HC_{dFCOFP})이 평지의 지면반발력 변화량(dF_{COFP}) 보다 클 때를 경사로 오르막으로 판별한다.

$$Upslope = HC_{FCOFP} > Upslope theshold \quad (5)$$
$$HCdF_{COFP} > dF_{COFP}$$

경사로 내리막 검출 조건은 다음과 같다. 보행 단계 검출기를 통해 구분된 HC의 뒷꿈치지면반발력(HC_{BCOFP})이 경사로 내리막 임계 값($Downslope theshold$) 이상이 되고 뒷꿈치의 지면반발력의 변화량(HC_{dBCOFP})이 평지의 지면반발력 변화량 (dB_{COFP}) 보다 클 때를 경사로 내리막으로 판별한다.

$$Down Slope = HC_{BCOFP} > Downslope theshold \quad (6)$$
$$HCdB_{COFP} > dF_{COFP}$$

평지의 검출 조건은 지면반발력의 크기가 경사로 오르막과 경사로 내리막의 임계값보다 작고, 전족의 지면반발력 변화량이 경사로 오르막 보다 작으며, 뒷꿈치의 지면반발력 변화량이 경사로 내리막 보다 작을 경우 평지로 판별한다.

$$Flat Road = HC_{FCOFP} < Upslope theshold$$
$$HC_{BCOFP} < Downslope theshold \quad (7)$$
$$HCdF_{COFP} > dF_{COFP}$$
$$HCdB_{COFP} > dF_{COFP}$$

3.2 지면반발력 변화를 이용한 보행노면 검출기 구현

지면반발력 차이를 이용한 보행노면 검출기는 보행단계 검출기의 결과 중 HC단계의 전족(HC_{FCOFP})과 뒷꿈치(HC_{BCOFP})의 지면반발력의 크기를 저장한다. 저장된 HC단계의 지면 반발력 정보는 평지와의 지면반발력의 변화량을 확인하기 위해 미분과정을 거친 , 로 변환되며 HC 단계의 지면반발력 크기와 지면반발력 변화량을 이용하여 보행 노면을 검출한다. 그림 6은 보행노면 검출 시스템의 구성을 나타낸다.

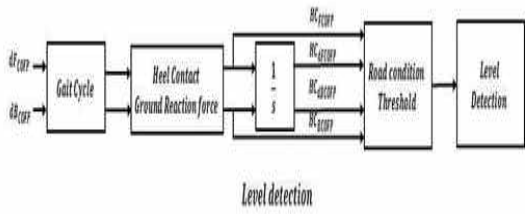

그림 6. 보행노면 검출 시스템의 구성

Fig. 6. Configuration of walking surface detection system

그림6의 보행노면 검출기는 평지와 경사로 간의 지면반발력 차이를 분석하기 위해 지면반발력의 임계값 (road condition threshold)을 설정하여 평지 대비 경사로에서 일정 수준 이상의 지면반발력이 발생하는 경우를 경사로로 판별한다. 평지 대비 경사로 오르막에서는 HC단계에 전족의 지면반발력이 (HC_{FCOFP}) 평지보다 증가하기 때문에 전족의 지면반발력 크기에 임계값(up slope threshold)을 설정하여 경사로 오르막을 구분하며 평지 대비 내리막에서는 HC 단계에 뒷꿈치의 지면반발력(HC_{BCOFP})이 평지보다 증가하기 때문에 뒷꿈치 지면반발력 크기에 임계값(down slope threshold)을 설정하여 경사로 내리막을 구분한다.

평지의 구분은 전족과 뒷꿈치에 발생하는 지면반발력이 임계값 보다 작을 때를 평지로 구분하며 보

행노면 검출기의 결과는 평지(Road condition0), 경사로 오르막(Road condition1), 경사로 내리막(Road condition-1)의 결과값을 출력한다.

4. 실험 및 고찰

4.1 지면반발력 측정 시스템의 구성

본 논문에서 제안하는 보행단계 및 보행노면 검출 알고리즘의 효용성 평가를 위해 정상인을 대상으로 대퇴절단 환자와 유사한 환경에서의 보행실험을 위해 보행분석 기구를 제작하였다. 보행분석 기구는 정상인의 지면반발력 측정을 위해 제작되었으며 보행분석 장치와 발이 연결되는 부위에 스트레인게이지가 부착된 알루미늄 판을 설치하여 보행 중 발생하는 지면반발력을 측정하였다.

그림 7. 지면반발력 측정을 위한 기구 제작

Fig. 7. Instrument for the ground reaction force

지면반발력 데이터 획득을 위한 센서 보드는 스트레인게이지 데이터의 변화량 측정을 위한 휘스톤 브릿지와 데이터 증폭을 위한 OP Amp로 구성된다. 획득된 지면반발력은 블루투스 통신으로 MCU(Coretex-m4 stm32f405)에 전송되며 MCU는 보행단계 판별 및 보행노면상태 검출 알고리즘을 수행한다. 검출 된 결과는 시리얼 통신을 통해 모니터링 프로그램으로 전송되어 실시간으로 검출된 결과를 확인 할 수 있다.

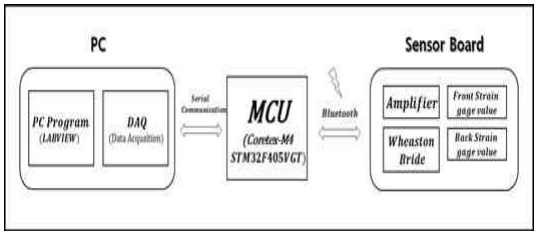

그림 8. 지면반발력 측정 시스템의 구성

Fig. 8. Instrument for the ground reaction force

본 논문에서는 보행단계 및 보행노면 판별 알고리즘의 효용성 평가를 위해 평지 및 경사로 오르막, 내리막에서의 보행 실험을 진행하였다. 사용자의 보행 단계 및 보행노면 판별을 위한 평지 실험환경은 평평한 지면에서 보폭 50cm로 4m의 거리를 보행하였으며 신뢰도를 위해 10회 반복하였다. 오름-내림 경사로에서의 실험은 경사도 10°의 경사로에서 보폭 50cm로 4m의 거리를 10회 반복하여 수행하였다.

그림 9. 보행단계 및 보행노면 판별을 위한 실험환경

Fig. 9. Experimental environment for walking step and road surface discrimination

4.2 정상인 대상의 보행단계 판별

본 절에서는 지능형 의족의 보행단계 및 보행노면 검출 알고리즘의 적용을 위한 선행연구로 정상인을 대상으로 보행단계 판별 알고리즘의 정확성 판별 실험을 진행하였다. 보행단계 검출 알고리즘 실험은 데이터의 신뢰성 확보를 위해 평지 실험 환경을 10회 반복하여 실험하였다.

보행 단계 검출을 위해 획득된 스트레인 게이지 데이터는 전 처리 과정을 거쳐 센서 오프셋 값이 제거된 B_{STR}(뒤꿈치의 지면반발력), F_{STR}(전족의 지면반발력)로 변경되며 필터를 통해 데이터의 잡음 성분을 제거한다. 그림 10은 전 처리 과정을 거친 스트레인 게이지 데이터를 나타낸다.

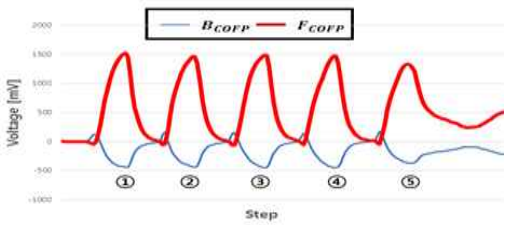

그림 10. 보행단계 판별을 위한 검출조건 도출 (지면반발력)

Fig. 10. Detection condition for gair phase discrimination (ground reaction force)

보행단계 검출 알고리즘의 다음 조건은 전족과

뒷꿈치의 지면반발력의 변화량이다. 이에 지면반발력 데이터를 미분하여 지면반발력의 변화량을 도출하고 보행단계 검출 알고리즘의 검출 조건으로 사용한다. 그림 11은 도출된 지면반발력의 변화량을 그래프로 표현한 것이며 B_{COFP}는 뒤꿈치 지면반발력의 변화량을 의미하며 F_{COFP}는 전족의 지면반발력 변화량을 의미한다.

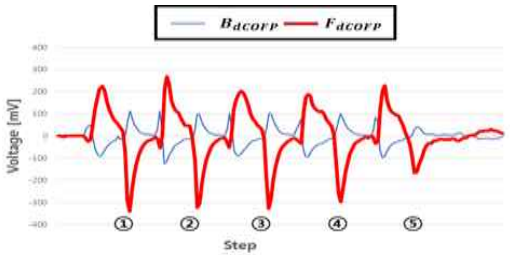

그림 11. 보행단계 판별을 위한 검출조건 도출 (지면반발력 변화량)

Fig. 11. Detection condition for gair phase discrimination (ground reaction force change)

전 처리 과정을 획득된 현재 지면반발력 데이터와 지면반발력 변화량은 보행단계 판별의 주요 검출 조건이 된다. 보행단계 검출 조건은 퍼지 추론을 통해 구현된 알고리즘을 통해 이루어지며 출력 데이터는 HC(Heel Contact), FC(Full Contact), TO(Toe off), SW(Swing)가 된다. 그림 12는 지면반발력 기반 보행단계 검출 알고리즘의 결과를 나타낸다.

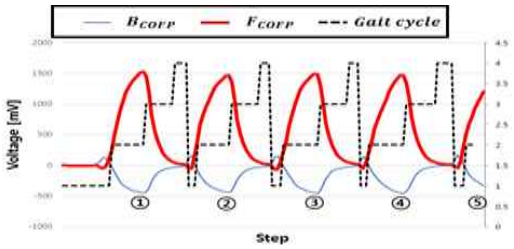

그림 12. 보행단계 검출 알고리즘의 결과

Fig. 12. Result of walking step detection algorithm

보행단계 검출 알고리즘의 결과는 1단계 HC(1), 2단계 FC(2), 3단계 TO(3), 4단계 SW(4)로 출력되며 해당 실험을 통해 정상인의 보행단계 세분화를 거친 지능형 의족의 보행단계 (입각기 3단계, 유각기 1단계) 검출이 가능함을 확인하였다. 실험은 평지 실험환경에서 5보씩 총 10회의 보행 실험을 통해 보행단계 검출 정확도를 판별하였다.

표 1. 보행단계 검출 알고리즘의 결과

Table 1. Accuracy of walking step detection algorithm

검출 결과 (보행)	1단계 (HC)	2단계 (FC)	3단계 (TO)	4단계 (SW)
	49(50)	48(50)	50(50)	50(50)

표1은 보행단계 검출 알고리즘의 결과를 나타낸다. 본 논문에서 제시하는 보행단계 알고리즘은 평지 보행 10회 중 9회의 보행단계를 검출하였으며 약 96%의 검출 정확도를 보였다. 이를 통해 지능형 의족에 단일 센서 기반의 보행 단계 검출이 가능함을 확인하였다.

4.3 정상인 대상의 보행노면 판별

본 절 에서는 지능형 의족의 경사로 보행을 위한 단일 센서 기반의 보행노면 검출 알고리즘을 제안한다. 지능형 의족은 평지와 경사로 보행 궤적을 저장하고 노면 상태에 맞는 모드의 전환을 통해 경사로 보행을 가능하게 한다. 본 논문에서 제안하는 보행노면 판별 알고리즘은 스트레인게이지 센서를 통해 획득된 평지와 경사로 간의 지면반발력 차이를 통해 보행노면을 검출하는 방법이다.

보행노면 검출 알고리즘을 위해 평지 및 경사로의 지면반발력 차이를 분석하였다. 실험은 60Kg, 70Kg, 80Kg의 정상인 실험군을 대상으로 제작된 지면반발력 측정 기구를 통해 10도의 경사로를 10회 보행하였으며 표2는 평지 대비 경사로에서의 평균 지면반발력의 차이를 나타낸다.

표 2. 평지 대비 경사로에서의 지면반발력 차이

Table 2. Difference in ground reaction force between slope and flat road

	지면유형	70Kg	80Kg	60Kg
F_{COFP}	평지 대비 경사로 오르막	+4%	+7%	+7%
	평지 대비 경사로 내리막	-16%	-22%	-22%
B_{COFP}	평지 대비 경사로 오르막	-3%	-5%	-7%
	평지 대비 경사로 내리막	+24%	+13%	+20%

표2의 평지와 경사로 간의 지면반발력 차이를 살펴보면 경사로 오르막 보행 시 전족에 작용하는 지면반발력이 약 7% 증가하였고 경사로 내리막 보행 시에는 뒤꿈치에 작용하는 지면반발력이 약 20% 증가함을 확인하였다. 지면반발력을 통한 보행노면 판

별 알고리즘은 평지 대비 경사로에서의 지면반발력의 임계값을 지정하여 보행노면을 검출하는 기법이다.

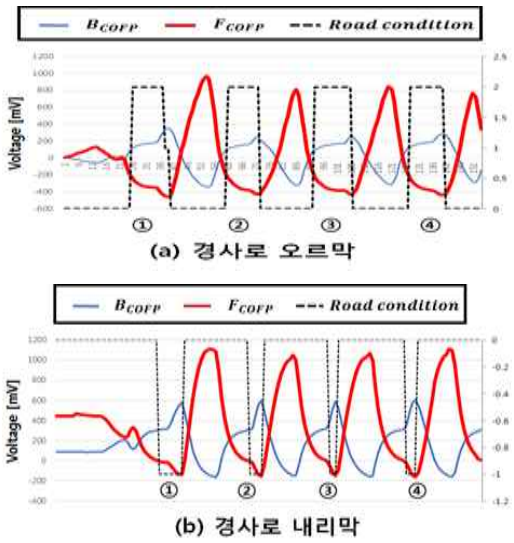

그림 13. 보행노면 판별 알고리즘의 결과
Fig. 13. Result of walking surface identification algorithm

그림 13은 지면반발력 기반의 보행노면 판별 알고리즘의 결과이다. B_{COFP}는 뒤꿈치의 지면반발력 변화이며 F_{COFP}는 전족의 지면반발력 변화이다 Road condition은 현재 보행 노면 상태를 나타내며 제시된 보행노면 검출기는 평지는 Road Condition0, 경사로 오르막에서는 Road Condition2, 경사로 내리막에서는 Road Condition-1의 출력 한다. 출력된 결과 값은 현재 보행 노면 상태를 확인하기 위해 모니터링 프로그램으로 전송되며 시리얼 통신을 통해 PC 프로그램과 연결된다. 제작된 PC프로그램은 현재 보행 노면 상태를 확인가능하며 이를 통해 보행노면 판별 알고리즘의 정확도를 평가 할 수 있다.

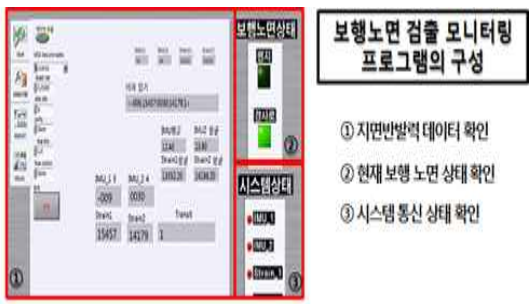

그림 13. 보행노면 판별 모니터링 프로그램
Fig. 13. Walking distance discrimination monitoring

그림 13의 모니터링 프로그램은 National instrument 사의 Labview를 통해 제작되었으며 보행노면 판별 알고리즘의 효용성 평가와 변화하는 보행노면의 실시간 확인을 위해 제작되었다. 현재 보행 중인 노면 상태를 LED로 표시하여 평지와 경사로 보행 시 사용자가 보행 하고 있는 노면을 확인가능하며 실시간으로 변화하는 지면반발력 데이터의 수치를 확인가능하다. 또한 데이터 수집보드와의 통신 상태를 확인하는 기능을 포함한다.

표 3. 보행노면 검출 알고리즘의 결과
Table 3. Result of walking surface detection algorithm

	평지	경사로 오르막	경사로 내리막
60Kg	40(40)	37(40)	39(40)
70Kg	40(40)	39(40)	40(40)
80Kg	40(40)	39(40)	40(40)

표3은 보행노면 검출 알고리즘의 결과를 나타낸다. 각 실험군의 10회 보행 실험 중 약 9회의 보행 실험에서 보행노면과의 일치율을 보였으며 검출 정확도는 약 95%의 정확도를 보였다. 이를 통해 스트레인 게이지 센서를 통한 단일 센서 기반의 보행단계 및 보행노면 판별이 가능함을 확인하였다.

5. 결론

본 논문에서는 초기 지능형 의족의 보행모드 자동 변경을 위한 방법으로 단일 센서 기반의 보행상태 판별 알고리즘을 제시한다.

제안하는 알고리즘은 스트레인 게이지 센서를 통해 획득된 지면반발력 데이터를 이용하여 보행단계 및 보행노면 판별이 가능한 시스템으로 알고리즘의 도출을 위해 정상인을 대상으로 대퇴절단 환자와 유사한 보행환경 실험기구를 제작하여 선행연구를 진행하였다. 보행단계 판별 알고리즘은 정상인의 보행 중 발생하는 특징을 퍼지 추론을 통해 도식화하여 작성하였으며 세분화된 보행 단계와의 일치율은 약 95%로 확인되었다. 보행노면 판별 알고리즘은 평지와 경사로의 지면반발력 차이를 이용하였으며 초기 접지기에 발생하는 지면반발력의 임계값의 설정을 통해 평지와 경사로를 구분하는 알고리즘이며 보행노면과의 일치율은 95%로 확인되었다.

본 논문에서는 국내 지능형 의족의 개발을 위한 초기 지표로 단일 센서 기반의 보행모드 변경 알고리즘을 제안하고 정상인 대상의 실험을 통해 효용

성 평가를 진행하였다. 향후 연구 방향으로는 평지 및 경사로 오르막 검출 알고리즘의 보완을 통해 검출 정확도를 향상시켜 국내 지능형 의족의 자동 보행노면 판별을 위한 요소기술로 사용하고자 한다.

REFERENCES

[1] Ministry of Health and Welfare, " The number of registered disabled - The whole country by year, types of disorders, gender, 2013.

[2] K.Y Kwan, Y.S Lee "Technology trend of powered prosthesis," Institute of Control, Robotics and Systems, vol. 21, no.2, pp. 31-38, 2015.

[3] S. Frank, A.V Huseyin, G. Michael "Upslope Walking With a Powered Knee and Ankle Prosthesis : Initial Results With an Amputee Subject",IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 19, pp.71-78, 2011.

[4] B.G.A Lambrecht, H.Kazerooni, "Design of a Semi-Active Knee Prosthesis", Proc. of IEEE International Conf. Robotics and Automation, pp.12-17, 2009.

[5] D. Jin, J. Yang, R. Zhang, R. Wang, J. Zhang, "Terrain identification for prosthetic knee based on Electromyographic signal features", Tsinghua Science and Technology, vol. 11, pp. 74-79, 2006.

[6] F. Wang, S. Wen, C. Wu, "Gait Pattern Estimation for Intelligent Bionic Leg", Control and Decision Conference, pp. 2216-2221, 2008.

[7] B. Tanmay , K. Hemant, K. Varun, G. Shreyash, D. Prasad "Gait Analysis Using Wearable Sensors", International Conference on Energy Systems and Applications, pp. 267-269, 2015.

[8] S. Farnk, A.V Huseyin, M. Jason, J.W Tomas, G. Michael "Preliminary Evaluations of a Self-Contained Anthropomorphic Transfemoral Prosthesis", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 14, pp. 667-676, 2009.

[9] S.J Kang, H.S Jo, K.T Nam, J.C Ryu, M.S Mun " Design of the lower limb power prosthesis for the disabled" The Institute of electronics engineers of korea, pp. 937-338, 2015.

[10] J. Perry, "Walking analysis of PERRY", The publisher in English. 2006.

[11] T.K Oh, H.J Song, S.G Lee, Y.J Jung, J.S Lim " Characteristics of Knee Joint Flexion Angle and Foot Pressure according Slope Climbing" The Korea Contents Society, pp. 268-276, 2010.

유 성 봉(Seong-Bong Yoo)

2015년 2월 한국산업기술대학교 전자제어공학과 졸업(학사)
2017년 2월 한국산업기술대학교신기술융합학과 졸업(석사)

Interest: Intelligent Prosthetic, rehabilitation engineering

임 영 광(Young-Kwang Lim)

2015년 2월 한국산업기술대학교 전자제어과 졸업(학사)
2017년 2월 한국산업기술대학교신기술융합학과 졸업(석사)

Interest: rehabilitation robotics and human interface, rehabilitation engineering

엄 수 홍(Su-Hong Eom)

2009년 2월 한국산업기술대학교 전자공학과 졸업(학사)
2011년 8월 한국산업기술대학교 정보통신학과 졸업(석사)
2012년 - 현재 한국산업기술대학교 정보통신학과 박사과정

Interest: Rehabilitation Robot, Intelligent Prosthetic, HCI

이 응 혁(Eung-Hyuk Lee)

1985년 2월 인하대학교 전자공학과 학사
1987년 2월 인하대학교 전자공학과 석사
1992년 2월 인하대학교 전자공학과 박사
2010년 - 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수

Interest: Healthcare System, Intelligent Robot, Rehabilitation Engineering