

보행주기 판단을 위한 블루투스 FSR 센서 개발 Development of Bluetooth FSR Sensor for Gait Phase Detection

강대원*, 차도완*, 오성남**, 김갑일**, 김경수*, 김수현*
*KAIST(kaist08@kaist.ac.kr), **명지대학교(kkl@mju.ac.kr)

Key Words : 보행주기, FSR(Force Sensing Resistor), 외골격 로봇, 블루투스

요약문

지면 반발력은 사람의 보행 시 외부환경과의 상호작용을 통해 발생하는 유일한 정보이다. 보행주기에 맞춰 외골격 로봇을 제어하기 위해서는 지면 반발력에 대한 분석은 필수적이며, 이를 효율적으로 측정하고 활용하는 방안은 꾸준히 연구되어 왔다. 실험실 환경에서 힘 측정판을 활용한 toe-off, heel-off 탐지 및 COP의 변화 측정, 다수의 지면 반발력(GRF) 센서를 이용한 보행분석 등의 기존 연구는 실제 외골격로봇의 제어를 함에 있어 단점과 제한사항이 존재한다. 따라서 본 연구에서는 이러한 단점과 제한사항을 보완할 수 있는 센서를 제안한다. 2개의 FSR 센서를 부착한 밑창 형태의 블루투스 무선통신 센서를 통하여 보행주기를 판단하고 이를 힘 측정판의 결과와 비교해 본다.

I. 서론

보행주기 판단은 외골격 로봇을 제어하기 위한 필수적인 과정이며 다양한 방법으로 꾸준히 연구되어 왔다. 분석을 위해 수집 가능한 정보 중, 보행 시 외부환경과의 상호작용을 통해 발생하는 유일한 정보는 지면 반발력이다.

지면 반발력이 갖는 중요성 때문에 현재 개발된 다수의 외골격 로봇들에는 이를 측정하기 위한 시스템이 장착되어 있다. 대표적인 군사용 로봇인 BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)는 고무 밑창에 장착된 다수의 내장형 압력센서를 통해 지면에 대한 발의 위치를 파악하고 제어에 활용한다[1]. 의료용 로봇인 HAL (Hybrid Assistive Limb)은 밑창에 공기 압력의 변화에 따라 지면 반발력을 측정할 수 있는 시스템을 장착하였다[2].

현재 사용되고 있는 대표적인 지면 반발력 측정 장치는 힘 측정판이지만 공간상의 제약으로 실험실 환경에서만 사용가능하다는 단점이 있다[3]. 다른 방법으로 다수의 GRF (Ground Reaction Force) 센서를 배열로 배치하는 방법이 사용되는데, 작은 센서를 촘촘히 배치함으로써 힘 측정판과 비슷한 결과를 기대할 수 있지만 효율성에 큰 단점이 존재한다.

본 연구에서는 위와 같은 제한사항과 단점을 보완하기 위해서, 얇은 두께와 유연성의 장점이 있는 FSR 센서를 이용하여 밑창 형태의 지면 반발력 측정 시스템을 개발하였다. 기존의 지면 반발력 측정 시스템에 비해 간단한 센서를 사용하였고, 블루투스 무선통신이 가능한 밑창 형태의 시스템을 구현함으로써 외골격 로봇 및 다양한 보행분석에 사용될 수 있도록 기여하고자 한다.

II. 본론

1. 시스템 구성

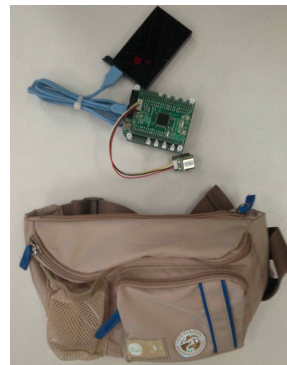


그림 1



그림 2

그림 1의 상단의 장치는 시리얼 통신이 가능한 MCU에 블루투스 모듈(Parani, ESD200)을 장착하여 30m까지 무선통신이 가능하도록 하였다. 5V의 전원은 휴대용배터리를 통해 공급할 수 있도록 하였고 이 장치들은 그림 하단의 hip sack에 간편히 보관할 수 있도록 하였다. 그림 2의 장치는 밑창 형태의 FSR 센서이다. 엄지발가락과 뒤꿈치 부위에 장착할 FSR 센서의 종류와 위치는 trial & error의 과정을 통해 결정하였다. 같은 형태의 측정 시스템이라도 sensing area의 크기와 그 센서의 위치에 따라 불안정하거나 편향된 데이터가 출력될 수 있기 때문이다[3]. FSR 센서로는 적당한 sensing area를 가진 FSR 402 (Interink Electronics)를 사용하였다. 시

스텝의 효율성을 위해 한 발 당 2개의 FSR 센서를 장착하였는데, 이는 보행 시 발바닥이 지면과 닿았다 떨어지는 과정이 항상 heel-strike, toe-strike, heel-off and toe-off의 순으로 일어나고 이 정보만으로도 보행주기를 계산할 수 있기 때문이다[5]. 일반적인 신발 밑창의 형태로 설계 되었으므로 사용자가 임의의 신발에 대해서도 장착가능하다는 장점이 있다.

개발된 시스템의 실효성을 검증하기 위해 동일 실험자에 대해 힘 측정판에서도 지면 반발력을 측정하였다. 정지 상태에서 첫걸음에 해당하는 지면 반발력의 변화를 3개의 힘 측정판(AMTI, AccuGait)을 통해 200Hz의 sampling frequency로 측정하였다[4]. 측정된 데이터는 30Hz의 cutoff frequency를 가지는 5차 Butterworth low-pass filter로 신호처리 하였다.

2. 지면 반발력 측정을 통한 보행주기 판단 및 검증

본 연구에서 개발한 블루투스 FSR 센서 시스템을 통해 획득한 정보로 보행주기를 판단해 보았다. 각 발 당 2개, 총 4개의 FSR 센서에서 획득된 데이터를 시간에 따라 그래프로 표현하면 그림 3과 같은 결과를 얻을 수 있다. 그림 3은 획득한 데이터 중 정지 상태에서 두 번째 걸음까지의 지면 반발력 변화를 나타낸 것이고, 보행이 지속적으로 유지됨에 따라 이러한 형태의 그래프가 지속됨을 확인하였다. 추후에 외골격 로봇의 제어에도 활용할 계획이므로 획득한 데이터에 대한 필터링은 하지 않았다. 신발을 착용한 상태에서 움직이는 과정이므로 swing phase에 대해서는 노이즈와 함께 offset 값이 발생하였다. 따라서 heel-strike, toe-strike, heel-off and toe-off를 인식하는 기준을 threshold(0.7V)로 정하였다.

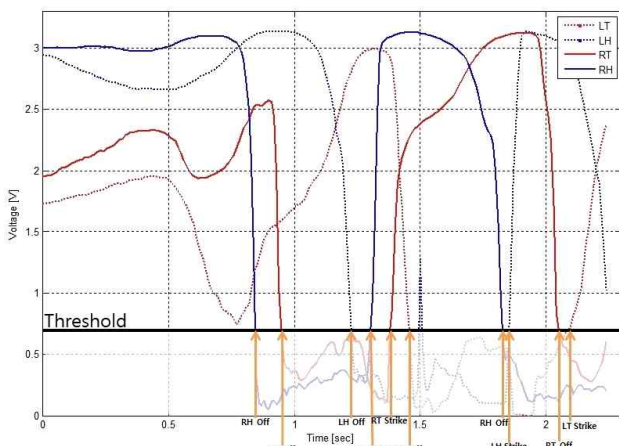


그림 3. 보행 시 시간에 따른 지면 반발력의 변화

위의 과정에 따라 탐지된 heel-strike, toe-strike, heel-off and toe-off가 일어난 시점을 사람의 보행 메커

니즘에 관한 그림에 표시하면 그림 4와 같은 결과를 얻을 수 있다. 측정된 데이터를 통해 swing phase와 support phase를 구분할 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

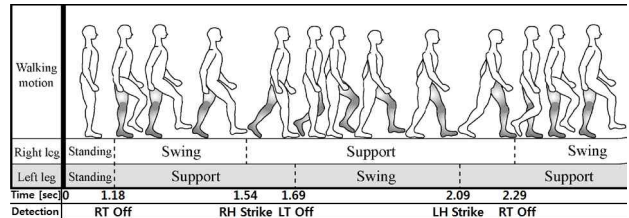


그림 4 획득한 정보를 통한 보행주기 판단

다음으로 각각의 heel-strike, toe-strike, heel-off and toe-off의 대해 탐지된 시점이 정확한가에 대한 검증하기 위해서, 표 1과 같이 정지 상태에서 출발하여 네 번째 걸음에서 멈추었을 때 각 걸음별 보행 주기를 계산하였다. Toe-off를 기준으로 보행주기를 계산하였을 때, 왼발과 오른발의 보행주기가 거의 일치함을 확인할 수 있다. 세 번째 보행주기는 걸음이 멈추는 과정이므로 최종적으로 지면에 도달하는 왼발의 보행주기가 더 길게 계산되었고, 이는 실제 보행을 잘 나타내는 결과이다. Heel-off를 기준으로 보행주기를 계산했을 때도 이와 유사한 보행주기가 계산됨을 확인하였다.

표 1. Toe-off 측정을 통한 보행주기 계산 (단위 : sec)

오른발(R)				
Toe-off 시점	1.18	2.29	3.40	5.24
RT-off를 통한 주기 계산		1.11	1.11	1.84
왼발(L)				
Toe-off 시점	1.69	2.83	3.92	5.90
LT-off를 통한 주기 계산		1.14	1.09	1.98

마지막으로 대표적인 지면 반발력 측정 장치인 힘 측정판을 통해 측정된 값과 본 연구에서 개발된 시스템의 결과를 비교함으로써 실효성을 검증해보았다.

그 결과 두 그래프가 유사하다는 것을 확인할 수 있었다. 힘 측정판을 이용한 실험에서는 toe-off가 일어난 후에 발바닥과 장치 사이에 접촉이 없으므로 발바닥이 떨어지는 것이 확실히 나타났지만 그림 3의 그래프에서 threshold를 적용함으로써 발바닥이 떨어지는 것을 인식하는 성능에서는 큰 차이가 없음을 확인하였다. 또한 그래프 상에서 뒤꿈치와 발가락이 지면과 떨어지게 전에 최대값과 최소값을 가지는 지면 반발력의 변화는 두 그

래프 모두에서 발견되는 것을 확인할 수 있었다.

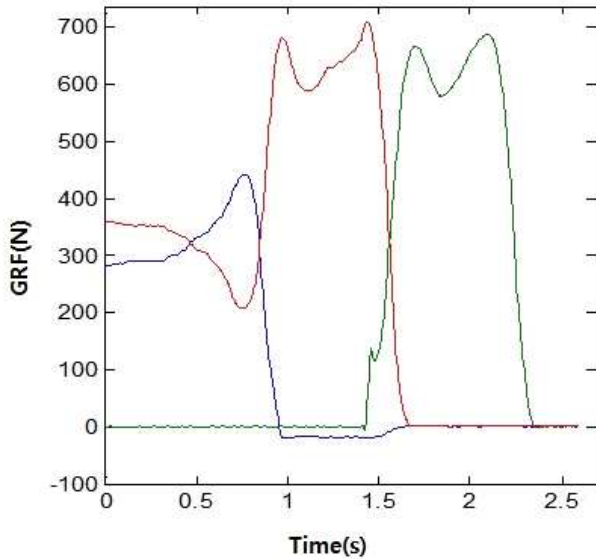


그림 5. 힘 측정판에서 측정된 시간에 따른 지면 반발력

III. 결 론

본 연구는 FSR 센서와 블루투스 통신을 이용하여 지면 반발력을 측정하는 시스템을 제안하고, 이를 통해 보행주기를 판단하였다. 기존의 시스템에서 센서를 배열로 배치함에 따라 발생하는 비효율성을 극복하기 위해, 두 개의 FSR 센서를 발바닥의 첫 접지 점과 마지막 접지 점인 엄지발가락과 뒤꿈치에 하나씩 장착하였다. 그 결과 보행주기 계산 결과는 기존의 시스템과 비교하여 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 또한 밀착 형태로 설계하여 사용자가 임의의 신발에 대해서도 착용할 수 있다는 장점이 있었다. 블루투스 무선통신을 사용함으로써 외골격로봇과의 배선 문제를 해결하는데 도움이 될 것이라고 예상되며, 이 밖에도 제어 알고리즘을 구성하는데 필요한 보행 실험을 쉽게 수행할 수 있을 것으로 기대한다.

한편, 외골격 로봇 착용자의 편안함을 위해서는 로봇과 착용자 사이에 상호작용하는 힘을 최소화해야 하고, 이를 위해 둘 사이에 장착된 힘 센서의 활용을 줄여야 한다. 현재 운동 예측을 하기 위해 EMG 센서 등이 활용되고 있는데, 본 연구에서 확인한 발바닥이 지면과 떨어지기 전에 발생하는 지면 반발력의 최소와 최대값에 대한 연구를 통해 운동의지를 예측해봄으로써 외골격로봇 착용자의 편안함을 보장해주는 후속 연구가 필요할 것으로 예상된다.

감사의 글

본 연구는 한국과학기술원 국방무인화기술 특화연구

센터를 통한 방위사업청과 국방과학연구소 연구비 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- [1] Ryan Steger, Sung Hoon Kim, and H. Kazerooni, "Control Scheme and Networked Control Architecture for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)", Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3469-3476, Orlando, Florida, May (2006)
- [2] Kenta Suzuki, Gouji Mito, and Hiroaki kawamoto, "Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL", Advanced Robotics, Vol.21, pp.1441-1469 (2007)
- [3] Abdul Hadi Abdul Razak, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg and Yufridin Wehab, "Foor Plantar Pressure Measurement System: A Review", Sensors 2012, Vol.12, pp.9984-9912 (2012)
- [4] J. Maxwell Donelan, Rodger Kram and Arthur D. Kuo, "Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking", The Journal of Experimental Biology 205, pp.3717-3727 (2002)
- [5] Martine-Mendez R., Sekine M., and Tamura T., "Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation sing inertial wearable sensor", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Vol.8, 17 (2011)