전도성 섬유 기반의 압력센서를 이용한 보행패턴 분석 시스템

정화영*, 왕창원*, 나예지*, 호종갑*, 민세동*
*순천향대학교 의료IT공학과
e-mail:hwayung89@gmail.com, lovelyiu315@gmail.com,
nayeji1649@hanmail.net , hodori1988@naver.com, sedongmin@sch.ac.kr

Gait pattern analysis system using pressure sensor based on conductive fiber

Hwa-Yung Jung*, Chang-Won Wang*, Ye-Ji Na*, Jong-Gab Ho*, Se-Dong Min*
*Dept of Medical IT Engineering, Soonchunhyang University

요 약

본 논문은 전도성섬유 압력센서로 보행신호를 획득하고 걷기, 서기, 앉기, 계단오르기, 계단내려오기 등 총 5가지 행동을 인식하는 시스템을 개발하는 것이 목적이다. 시스템은 Capacitive pressure 센서, CDC(Capacitive to Digital Converter), 마이크로프로세서, 블루투스 모듈, 스마트 폰으로 구성되고 획득한 데이터 패턴을 분류한 결과 평균 99.5%의 높은 인식률을 보였다. 각 발당 한 개의 채널만을 이용해 행동패턴을 인지함으로써 적은 수의 채널로도 행동인지의 가능함을 확인할 수 있었다.

1. 서론

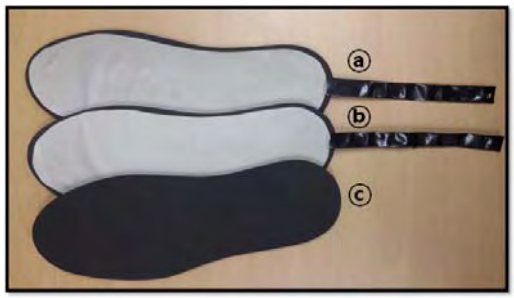
보행은 인간의 가장 기초적인 운동으로써 보행신호는 부적절한 보행습관, 낙상의 위험정도 및 골격의 기형 등의 정보를 포함한다. 보행분석에 관한 연구는 1970년대 이후부터 꾸준히 연구되고 있는데 초기 보행분석은 보행 시 인체 일련의 근육과 골격의 변화에 대한 해부학적 기초연구가 주를 이루었고[1,2], 최근에는 헬스케어의 관점이 사전예방과 지속적인 관리로 변화되면서 가속도, 압력센서[3-6] 및 3차원 영상데이터 등 다양한 계측방법으로 보행신호를 추출해 보행으로 뇌졸중과 같은 특정질환을 구분하는 데에 적용될 수 있다는 가능성을 제시하였다.[7,8] 또한 족저압이나 하지의 운동으로부터 발생하는 보행신호로 행동인식, 에너지소비 등 신체의 활동정보 추출에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 하지만 정밀한 기존의 보행분석 시스템은 공간과 비용적측면의 한계를 가지고 있으며 현재 족저압을 이용한 보행분석 시스템은 발의 압력분포를 측정하기 위해 다수의 센서 배열의 형태로 채널수가 많아 역으로 최적의 압력측정 위치를 도출하는 연구가 진행되는 실정이다.[9-11]

따라서 본 논문에서는 저렴하고 사용이 용이한 깔창형태의 전도성섬유 압력센서를 이용하여 각 발당 하나의 채널만으로 일상생활의 주를 이루는 걷기, 서기, 앉기, 계단 오르기/내리기 등 총 5가지의 자세를 분류하는 시스템 개발을 목적으로 한다.

2. 본론

2.1 시스템 구성

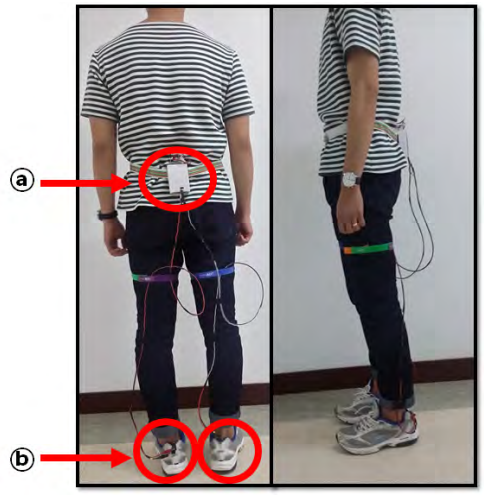
제안된 시스템은 센서부, 신호처리부, 통신부, 모니터링부로 나뉜다. 그림 1은 Capacitive pressure sensor로 가장 아래에 실제 출력신호가 발생하는 층, 중간은 신체와의 직접적인 접촉으로 인해 발생할 수 있는 잡음을 없애기 위한 Shield 층과 덮개로 구성되어있다.



(그림 1) Capacitive pressure sensor - ⓐCapacitive output, ⓑShield ⓒ Cover

(그림 2) PCB제작 - ⓐAtmega128, ⓑCP2102, ⓒfdc1004, ⓓ신호 입력

그림 2는 제작한 PCB모듈로써 4개의 채널수용이 가능한 입력소켓과 Texas Instruments사의 fdc1004 CDC 칩, Atmel사의 Atmega128 마이크로프로세서, 블루투스 모듈, 스마트폰 및 PC로 구성된다. PCB와 블루투스 모듈 및 전원은 그림3에서 볼 수 있듯이 허리에 결착하였고 양 발의 전도성섬유 압력센서에서 발생하는 출력을 노이즈 발생을 막기 위해 차폐된 연장선을 이용해 구현하였다.



(그림 3) 시스템 착용 위치 - ⓐPCB,블루투스모듈 및 전원, ⓑ깔창형태의 전도성섬유 압력센서

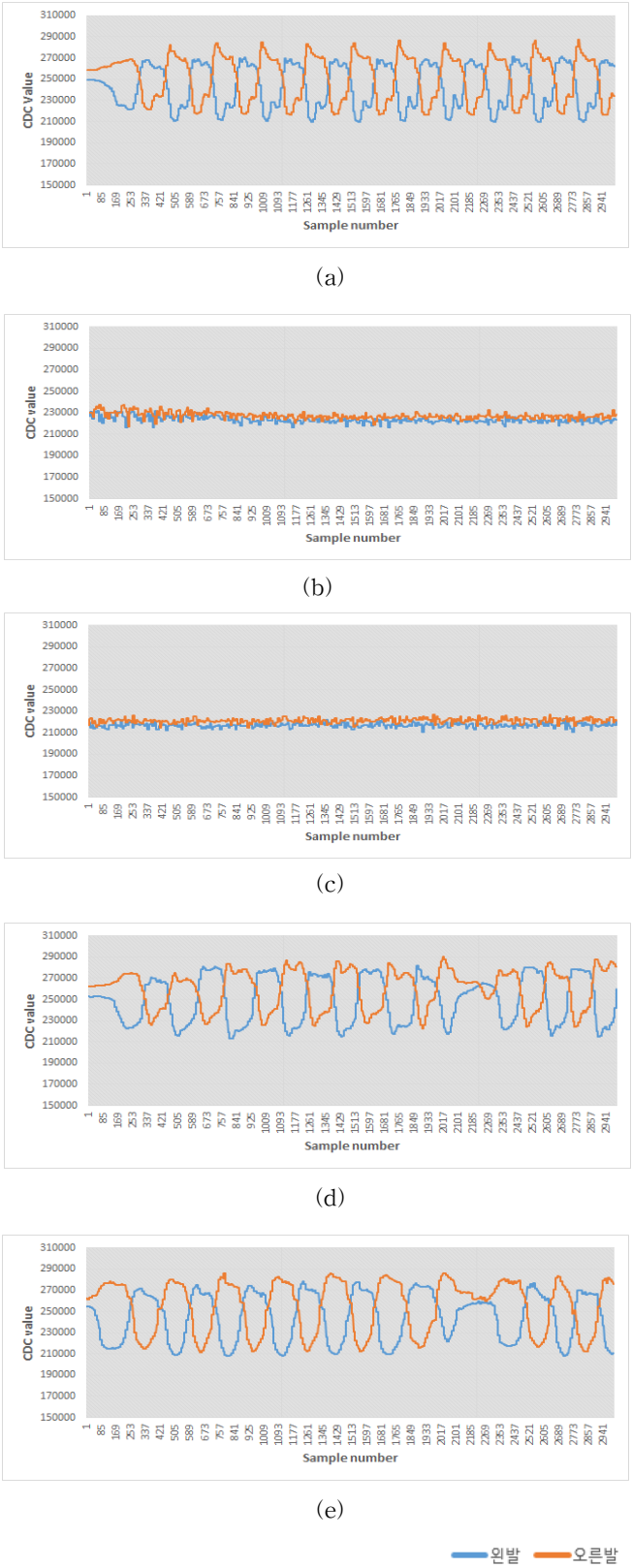
2.2 연구 방법

데이터 획득을 과정은 먼저 입력 소켓을 통해 2개의 채널이 입력되면 fdc1004 CDC(Capacitive to Digital Converter) 칩을 사용하여 Capacitive 값을 디지털 신호로 변환시킨다. 이 때 샘플링은 100Hz로 설정하였고, 쌍방향 통신을 통해 모니터링 디바이스에서 100, 200, 400Hz로 실시간 설정이 가능하다. 변환된 데이터는 I2C(Inter-Integrated Circuit)통신을 이용해 Atmega128 마이크로프로세서로 데이터를 전송되고, UART(Universal Asynchronous serial Receiver and Transmitter)로 블루투스 모듈에 인가된다. 최종적으로 스마트폰과 블루투스 모듈간의 페어링을 통해 무선으로 스마트폰에 전송되며 모니터링 및 데이터 저장이 가능하다.

본 논문에서는 피험자를 27세 성인남성 1명으로 한정하여 실험을 진행하였다. 5가지 행동(걷기, 앉기, 서기, 계단 오르기/내려오기)에 대한 데이터를 얻기 위해 아래의 조건에 맞추어 실험을 진행하였다.

* 걷기 - 일반걸음, 5분
* 앉기 / 서기 - 5분씩(움직임 없이)
* 계단 오르기 / 내려오기 - 1분씩

그림4는 실험을 통해 얻은 5가지 행동(걷기, 서기, 앉기, 계단 오르기/ 내려가기) 별 데이터를 보여준다.



(그림 4) 5가지 행동패턴의 족저압변화 a) 걷기, b) 서기, c) 앉기, d) 계단 오르기, e) 계단 내려가기

데이터 분석에는 행동패턴분류를 위해서 Weka를 사용하였으며, 10-ford cross validation과 k-Nearst Neighbors(k-NN) 알고리즘을 이용하여 패턴을 분류하였

다.

2.3 연구 결과

표 1은 패턴 분류의 결과로 각 자세 별 걷기 99.4%, 서기 99.8%, 앉기 99.8%, 계단 오르기 98.9% 계단 내려가기 99%로 평균 99.5%의 높은 정확도를 보였다.
5가지 자세 중 앉기와 서기의 정확도가 99.8%로 가장 높았으며 앉을 때와 서 있을 때의 압력이 일정하므로 패턴의 인식이 다른 행동에 비해 수월 했을 것으로 예상된다.

<표 1> Confusion Matrix for K-NN - a:걷기, b:서기, c: 앉기, d:계단 오르기, e: 계단 내려가기

		Predict Class				
		a	b	c	d	e
Actual Class	a	11040	0	0	32	20
	b	0	14399	30	0	0
	c	0	36	14924	0	0
	d	29	0	0	6122	39
	e	34	0	0	55	5871
Precision	0.995	0.994	0.998	0.998	0.989	0.99

3. 결론

본 논문은 행동인식의 목적에 있어 과집적화 된 기존 시스템을 탈피하고 전도성섬유를 이용한 깔창형태의 단일 채널 압력센서를 이용해 패턴을 인식하는 데에 목적을 두었다. 그 결과로 5가지의 행동패턴을 분류하는데 98.9%~99.8%로 매우 높은 인식률을 보였다. 하지만 피험자가 1명이기 때문에 현재까지의 실험만으로 평균 99.5%의 인식률을 확신할 수 없다. 다만 본 연구에서 제안한 전도성섬유를 이용한 깔창형태의 압력측정 시스템으로 족저압 측정에 있어서 센서의 안정성과 신뢰성은 검증 할 수 있었다. 추후 피험자의 수를 늘려 데이터의 일반화 및 양 발에 무선 시스템을 구축하여 연장선으로부터 발생하는 잡음제거와 적절한 특징추출을 통해 정확한 인식률을 도출한다면 저렴하고 간편한 웨어러블 보행패턴 분석시스템으로서 가능성이 있을 것이라고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2015-H8601-15-1009).

참고문헌

[1] D. A. Winter, D. G. E. Robertson "Joit torque and energy patterns in normal gait", Biological Cybernetics, September 1978, Volume 29, Issue 3, pp 137-142
[2] Mary M Rodgers "Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running", Physical Therapy, December 1988 Volume 68 no. 12 1822-1830
[3] Edward S. Sazonov, George Fulk, James Hill, Yves Schutz, Raymond Browning, "Monitoring of Posture Allocations and Activities", IEEE Transactions on biomedical engineering, 2011 April, Vol. 58, No. 4.
[4] Shu, L.; Hua, T.; Wang, Y.; Li, Q.; Feng, D.; Tao, X. "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. ", IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 2009, 14, 767 - 775.
[5] Xu, W., Huang, M., Amini, N., Liu, J., He, L., Sarrafzadeh, M "Smart Insole : A Wearable System for Gait Analysis", PETRA, 2012, page 18. ACM.
[6] S. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, and J. A. Paradiso, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system" IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol. 12, no. 4, pp. 413 - 423, Jul. 2008
[7] Galit Yogev, Meir Plotnik, Chava Peretz, Nir Giladi, Jeffrey M. Hausdorff, "Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention?" Experimental Brain Research, March 2007, Volume 177, Issue 3, pp 336-346
[8] Plotnik M1, Giladi N, Balash Y, Peretz C, Hausdorff JM., "Is freezing of gait in Parkinson's disease related to asymmetric motor function?" Experimental Brain Research, Ann Neurol, 2005 May, Vol. 57, no. 5, pp.:656-63.
[9] Christopher Moufawad el Achkar, Fabien Massé, Arash Arami, Kamiar Aminian, "Physical activity recognition via minimal in-shoes force sensor configuration" 2013 May, Vol. 5, no. 8, pp. 256-259.
[10] Zhaoqin Peng, Chun Cao, Qiusheng Liu, Wentao Pan, "Human Walking Pattern Recognition Based on KPCA and SVM with Ground Reflex Pressure Signal", 2013 January, Mathematical Problems in Engineering, p1
[11] Sazonov ES1, Fulk G, Hill J, Schutz Y, Browning R., "Monitoring of Posture Allocations and Activities by a Shoe-Based Wearable Sensor", IEEE Trans Biomed Eng. 2011 Apr, Vol. 58, No. 4, pp.983-90.