

깔창 형태의 전기용량성 섬유압력센서를 이용한 보행 횟수 검출 및 자세 모니터링 시스템

민세동*, 권춘기*

Step Counts and Posture Monitoring System using Insole Type Textile Capacitive Pressure Sensor for Smart Gait Analysis

Se Dong Min*, Chun-Ki Kwon*

요 약

본 논문에서는 인간의 가장 기본적인 기초적인 운동인 걸음걸이로부터 검출할 수 있는 걸음 수 및 보행분석을 위해 전도성 섬유를 이용한 전기용량성 압력 센서를 깔창형태로 개발하였다. 개발된 깔창 형태의 센서는 보행시의 압력을 측정하여 보행신호를 검출하고, 검출된 신호를 이용하여 걸음 수 및 자세에 따른 압력 분포를 관찰하였다. 개발된 센서의 성능 검증을 위하여 국제규격의 표준분동을 사용하여 0 kg에서 100 kg 까지 10 kg씩 증가하여 무게에 따른 압력변화를 관찰하였으며, 그 결과 압력에 따라 비선형적인 특성을 가지고 캐패시턴스 값이 증가함을 보였다. 자세에 따른 압력변화 실험과 보행 횟수 검출비교를 위한 실험에서는 건강한 성인남성 다섯 명을 대상으로 4가지의 서로 다른 자세로 있을 때의 압력 변화를 관찰하였고, 보행 횟수 검출을 위해서는 시속 1 km/h와 4 km/h의 두 가지 걸음속도에서 3분 동안 걷게 하여 보행신호를 검출하였다. 상용 만보계 및 관찰자의 수계로 도출된 보수를 비교하였다. 기존의 상용 만보계는 저속(1 km/h)으로 걸었을 때 보수가 잘 측정되지 않은 반면 개발된 센서는 저속에서도 관찰자 수계대비 정확한 보수를 도출 할 수 있었다(상용 만보계 대비 평균 98.06 %의 인식률). 또한 자세에 따라 압력 값을 토대로 사용자의 자세를 모니터링 할 수 있음을 보였다. 본 연구는 향후 스마트폰과 무선 연동하는 스마트 보행관리 시스템을 개발하기 위한 기초연구이다.

▶ Keywords : 보행, 보행횟수, 자세, 전도성 섬유, 전기용량성압력센서

• 제1저자 : 민세동 • 교신저자 : 권춘기

• 투고일 : 2012. 7. 28, 심사일 : 2012. 8. 10, 게재확정일 : 2012. 8. 14.

* 순천향 대학교 의료IT공학과(Dept. of Medical IT Engineering, Soon Chun Hyang University)

Abstract

We have developed a textile capacitive pressure sensor for smart gait analysis. The proposed system can convert sensor signal into step counts and pressure levels by different posture. To evaluate the performance of insole type textile capacitive sensor, we measured capacitance change by increment of weights from 10 kg to 100 kg with 10 kg increment using MI class rectangular weights (four 20kg weights and two 10 kg weights) which have $\pm 10\%$ tolerance. The result showed non-linearity characteristic of a general capacitive pressure sensor. The test was performed according to a test protocol for four different postures (sitting, standing, standing on a left leg and standing on a right leg) and different walking speeds (1 km/h and 4 km/h). Five healthy male subjects were participated in each test. As we expected, the pressure level was changed by pressure distribution according to posture. Also, developed textile pressure sensor showed higher recognition rate (average 98.06 %) than commercial pedometer at all walking speed. Therefore, the proposed step counts and posture monitoring system using conductive textile capacitive pressure sensor proved to be a reliable and useful tool for monitoring gait parameters.

▶ Keywords : Gait, Step Count, Posture, Conductive Textile, Textile Capacitive Pressure Sensor

1. 서 론

1. 연구의 필요성

최근 건강과 관련된 생체정보를 언제 어디서나 편하고 지속적으로 측정하고 모니터링하기 위한 여러 가지 장비들이 개발[1-4]되고 있으며, 스마트폰의 등장과 함께 스마트의 내장된 센서(GPS, 가속도센서, 카메라 등)들을 활용한 어플리케이션 개발하여 개인의 보행 수, 운동거리 및 칼로리 소모량 등의 생체정보를 모니터링 할 수 있게 되었다[5-7]. 또한 스마트폰과 유·무선으로 연동하는 생체신호 측정 기기들도 많이 개발되는 추세이다.

보행은 인간의 일상생활 중 가장 빈번하게 이루어지는 기초적이며 핵심적인 운동이다[8]. 이러한 보행에 대한 분석을 통하여 개인의 운동상태, 건강, 안전 등을 모니터링하고 진단할 수 있는 센서 및 시스템의 개발이 활발하게 이루어지고 있다.

보행으로부터 검출 할 수 있는 가장 기초적이며 간단한 파라미터는 걸음 수이며, 걸음수를 측정하기 위해 널리 퍼져있는 기기는 만보계이다. 만보계를 이용하여 개인의 걸음 수, 이동거리 그리고 더 나아가 칼로리 소모량을 추정할 수 있다.

하지만, 만보계는 정확한 걸음 수 및 운동거리를 계산하는 데는 여러 가지 한계점이 있는데, 선행 연구들[9]에 의하면 느린 속도에서는 걸음 수 추출의 정확도가 많이 떨어지고, 만보계 착용위치에 따라서도 검출의 정확도가 달라지는 경향을 보이고 있다.

보행에 대한 세밀한 분석을 위한 실험은 주로 실내에서 3차원 동작분석기, 지면반력기 등을 이용하여 운동역학 분석, 근전도 분석을 하기도 한다. 이렇게 세밀한 임상적 보행분석을 위해서는 많은 공간적/시간적/비용적 한계를 가지고 있다.

2. 국내 및 국외 관련 동향

서두에서 서술한 바와 같이 보행분석을 위해서는 시·공간적 제약이 존재하고 있다. 이러한 상황들을 간편화하고 소형화하기 위하여 새로운 센서를 이용한 보행 분석에 대한 많은 시도가 있었다.[10-13] 이러한 센서의 종류에는 가속도센서, 자이로센서, GPS센서, 광센서, 압전센서 등이 많이 활용되어지고 있으며, 최근에도 다양한 센서를 적용하여 걸음 수 측정 및 보행 분석을 하려는 시도가 늘어나고 있다[14,15].

이러한 다양한 시도 중 전도성섬유를 이용하여 생체신호를 측정하는 스마트의료 또는 스마트텍스타일 분야에 대한 연구가 많이 시도되고 있다[1,2]. 전도성 섬유를 이용하면 생체신

호를 측정하기 위해 따로 전극이나 센서를 몸에 부착하지 않고, 의복을 입은 상태에서 평상시에 사용자로부터 나오는 생체신호를 편리하고 간편하게 측정할 수 있는 장점이 있다. 이러한 장점 때문에 전도성 섬유를 이용하여 호흡, 맥박, 심전도, 움직임 등을 측정하고 모니터링하기 위한 연구들이 활발하게 이루어지고 있는 상황이다.

한국전자통신연구원(ETRI)에서는 u-Health 환경에서 실시간으로 운동량, 보행패턴 등을 측정할 수 있는 스마트신발을 개발하였다[1].

미국의 비보메트릭스(Vivometrics)사에서는 라이프셔츠(LifeShirt)라는 Biosignal Monitoring Garment를 개발하여 심전도, 호흡, 가속도를 측정할 수 있는 센서를 Garment에 내장하여 심박수, 호흡지수, 자세, 활동수준 등을 측정하고, 별도의 측정기를 이용하여 혈압과 산소포화도를 측정하였고 측정된 생체정보를 LifeShirt Recorder에 저장 모니터링 할 수 있는 시스템을 개발하였다[2].

본 연구에서는 인간의 가장 기본적인 기초적인 운동인 걸음걸이로부터 검출할 수 있는 걸음 수 및 보행 분석을 위하여 전도성 섬유로 커패시턴스(capacitance)의 기본 원리를 적용한 센서를 제작하여 보행 시 압력의 변화를 측정하여 보행신호를 검출 하였으며, 검출된 보행신호로부터 보행 횟수 검출 및 자세에 따른 압력 변화를 관찰하였다.

본 논문의 구성은 II장에서는 보행 측정 시스템의 설계와 구현, 그리고 실험 방법에 대해 기술하였고, III장에서 실험결과를 제시하였으며, IV장에서 결론을 맺는다.

II. 측정 시스템 설계 및 구현

1. 센서 제작

전기용량성 섬유압력센서의 기본 제작 원리는 외부압력에 따라 capacitance 값이 변화하는 가변 커패시터의 물리적인 동작에 기반을 두어 제작하였으며, 그와 관련된 커패시턴스 값은 식(1)과 같이 표현된다. d 는 두 평판 사이의 거리, A 는 평판의 면적, k 는 두 판 사이에 채워지는 전기 상수, ϵ_0 는 평판사이의 공기의 유전율이다.

$$c = k \times \epsilon_0 \times \frac{A}{d} \quad (1)$$

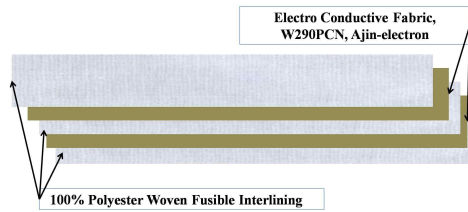


그림 1. 전도성섬유 압력센서 구현
Fig. 1. Fabrication of Textile Capacitive Pressure Sensor

성능평가에 사용되어진 센서의 제작은 그림1과 같이 전도성 섬유(W-290-PCN, 아진 일렉트론, 부산, 대한민국)2개 층과 비전도성 섬유(부직포) 3개 층으로 구성하여 제작하였다. 전도성 섬유 2개 층이 커패시터의 평판 역할을 하며, 전도성 섬유 사이에 위치한 비전도성 섬유 1개 층과 cover 역할을 하는 2개 층의 비전도성 섬유를 두어 전기용량성 섬유압력 센서를 제작하였다.

깔창 형태의 센서 제작은 성인 남성 275cm 운동화의 깔창 사이즈에 맞추어 위에서 설명한 것과 같이 커패시터의 양극판의 역할을 하는 전도성 섬유 2개 층과 두 극판을 분리하고 감싸기 위한 비전도성 섬유3개 층으로 이루어진 깔창형태의 센서를 제작하였다. 제작된 깔창형태의 압력 센서는 그림2와 같다.

2. 측정시스템 구성

본 연구에서 측정 시스템의 구성은 그림3과 같이 양 신발에서 보행 시 압력을 측정하는 센서부, 센서로부터 변화되는 커패시턴스 값을 전압값으로 변환하여주는 측정 회로부, 측정 회로에서 나온 신호를 획득할 수 있는 데이터 획득부 그리고 획득된

데이터로부터 보행신호를 분석하는 신호처리 부로 구성되어졌다. 측정회로부에는 TL084 칩을 이용하여 커패시턴스 변화에 따른 전류변화를 전압변화로 변환해주는 Auto Balancing Bridge 회로부[16], 교류신호를 직류신호로 바꾸어 주는 High Impedance precision Rectifier[17], 그리고 직류 신호에 담긴 고주파 성분을 제거해 주는 2nd Butterworth Low Pass Filter를 설계하여 커패시턴스 변화에 따라 달라지는 전압 값을 데이터 획득부인 Biopac사의 MPI50모듈과 AcqKnowledge 3.8.1 소프트웨어 모듈을 Laptop 컴퓨터를 사용하여 데이터를 실시간 모니터링 하고 저장하였다.

3. 실험방법

본 연구에서는 개발된 센서 및 측정 시스템의 평가를 위하여 25세에서 36세사이의 건강한 성인남성 중 신발 사이즈가 270 mm에서 275 mm인 5명을 선정하여 자세에 따른 양발에서의 압력 변화와를 측정하였으며, 측정된 압력의 변화는 신발 신기전, 신발을 신고 앉아있는 자세, 서있는 자세, 왼발로 서있는 자세, 오른발로 서있는 자세에서의 5가지 상황에 대해 압력변화를 측정하였다. 보행시의 신호 검출을 위해서는 시속 1 km 와 시속 4 km의 속도에서 각각 3분 동안 트레드밀 위에서 걸으면서 보행신호를 측정하였다.



그림 2 제작된 센서 및 측정회로 장착 모습
Fig. 2. Fabricated Sensor and Measurement Circuit

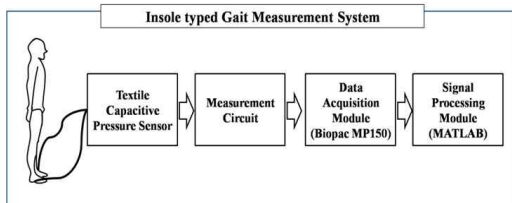


그림 3. 보행측정 시스템 구성
Fig. 3. Gait Measurement System

표 1. 실험 프로토콜
Table 1. Experimental Protocol

운동	시간
걸기 1 km/h	3분
휴식	5분
걸기 4 km/h	3분

모든 피험자가 두 가지 속도에서 걸을 때 두 명의 관찰자를 두어 기준 값을 설정 할 수 있도록 계수를 진행하였다. 두 명의 관찰자를 둔 이유는 관찰자의 계수에도 오차가 있을 것이라고 판단하여 두 관찰자의 계수 값의 평균을 기준 값으로 사용하기 위해서였다. 또한, 저속보행과 일반 보행시의 보

(步)수 검출 성능을 비교평가하기 위해 옴론(OMRON)사의 만보계(HJ-113)를 피험자의 허리에 착용시켜 개발된 센서로부터 검출된 보행 횟수와 비교 하였다.

실험 프로토콜은 표1과 같이, 모든 피험자가 1 km/h에서 3분 동안 걷고, 5분간의 휴식을 취한 후 다시 4 km/h에서 3분 동안 걸으면서, 관찰자의 계수, 상용 만보계 측정값, 개발된 센서로부터의 측정값을 기록하였다.

시속 1 km를 실험 프로토콜에 선정한 이유는 저속에서 기존 상용만보계가 보행 횟수 검출이 잘 안 된다는 기존 연구에서 착안하여, 개발된 센서는 저속에서도 보행신호 및 보행 횟수를 잘 검출 할 수 있음을 보이기 위해서였다.

4. 데이터 획득 및 분석

자세에 따른 압력 변화와 보행신호를 모니터링하기 위하여 Laptop 컴퓨터에서 Biopac사의 AcqKnowledge 3.8.1 소프트웨어를 이용하여 신호를 검출하였다.

자세에 따른 압력 변화는 모든 자세에서 30초 동안 신호를 모든 피험자로 부터 획득하여 30초 동안의 압력 값(전압 값)을 평균 및 표준편차로 도출하였다.

3분 동안의 느린 걸음(1 km/h)과 보통걸음(4 km/h)에서 얻어진 데이터로부터 보행 횟수를 계수하기 위하여 Matlab 7.3 (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA)을 이용하여 이동평균 필터링과 Peak Detection을 수행하여 보행 횟수를 도출 하였다. 양발의 센서로부터 출력된 신호는 100 Hz로 샘플링 하여 저장하였으며, 저장된 데이터를 그림4와 같이 도식화 하였다.

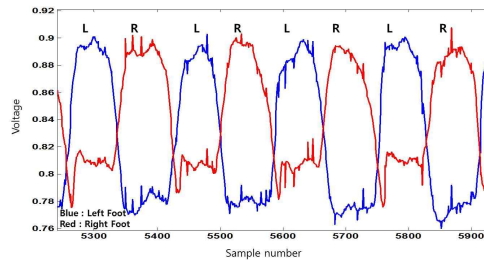


그림 4. 양발의 센서에서 검출된 보행 데이터
Fig.4. Gait signal from sensor

그림4에서 (L)이라고 표기한 신호가 왼발에서 나온 데이터이며, (R)이라고 표기한 신호가 오른발에서 나온 데이터이다. 고주파 성분의 노이즈가 신호의 윗부분과 아랫부분에서 보이고 있으며, 이 노이즈를 제거하기 위하여 2/fs (fs=100 Hz)포인트를 적용한 이동평균 필터링을 하여 노이즈 성분을 제거하였다. 필터링 된 신호로부터 보행 횟수를 검출하기 위

하여 Zero Crossing(부호변환점)방법을 이용하여 피크를 검출하였다.

III. 결 과

1. 제작된 센서의 성능검증 결과

제작된 센서의 성능평가를 위해 국제법정계량기구(International of Legal Metrology, OIML)에서 규정한 M1급 표준분동(20 kg 4개, 10 kg 2개)을 이용하여 0 kg에서 100 kg까지 무게를 10 kg씩 증가시켜 무게(압력)에 따라 변하는 캐패시턴스 값을 측정하였다. 성능평가에 사용된 섬유 압력 센서는 분동의 밀판 크기와 같은 19 X 9 cm² 크기로 제작하여 분동의 무게에 의한 압력이 평판 전면에 영향을 미치지도록 하였다. 무게에 따른 캐패시턴스의 변화를 보기위하여 위와 같은 방법으로 3회 측정하였으며, 표2과 같이 평균과 표준편차를 도출하였다. 무게가 증가할 때마다 캐패시턴스 값이 증가함을 알 수 있었고, 표2을 도식화한 그림5에서 알 수 있듯이 제작된 전도성 섬유 압력 센서도 일반적인 전기용량성 압력 센서의 비선형 특성[18]을 보여주는 것을 확인 하였다.

표 2 무게에 따른 센서응답 결과
Table 2. Capacitance Value by Weight Change

무게[kg]	3회 측정 평균과 표준편차 [pF]
Air	197.53±0.84
10	287.20±0.17
20	293.70±0.20
30	298.83±0.21
40	304.17±0.06
50	307.77±0.15
60	311.53±0.12
70	315.03±0.25
80	317.70±0.20
90	320.87±0.23
100	323.30±0.17

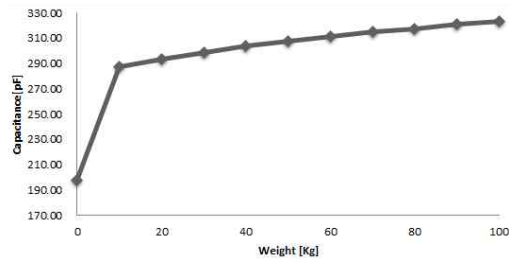
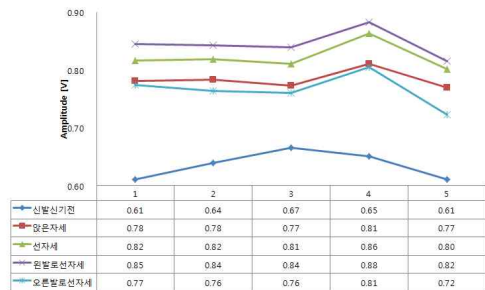


그림 5. 무게에 따른 압력변화
Fig. 5. Pressure Change by Weights

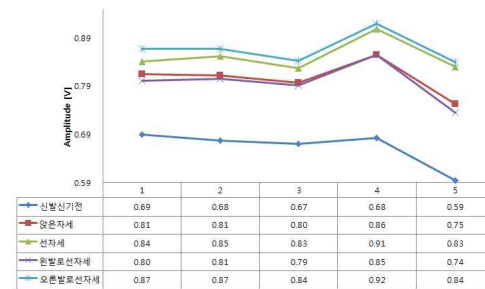
2. 자세에 따른 압력 변화

모든 피험자로부터 신발신기전, 앉은 자세, 선 자세, 왼발로 선 자세, 오른발로 선 자세에서의 신호를 추출하여 그림 6((a)는 왼발 센서의 결과 값 (b)오른발 센서의 결과 값)과 같은 결과를 얻었다. 센서에 가해지는 하중의 양이 커짐에 따라 전압 값이 크게 나타나는 것을 알 수 있었으며, 왼발 또는 오른발로 섰을 때, 즉 하중이 제일 크게 가해졌을 때의 진폭 값이 가장 크게 나타남을 확인할 수 있었다.

피험자 간에 전압 값이 다르게 나타나는 현상은 피험자들의 서로 다른 몸무게, 발모양, 또는 발바닥과 센서의 접촉상태에 따라 달라진 것으로 판단되어진다.

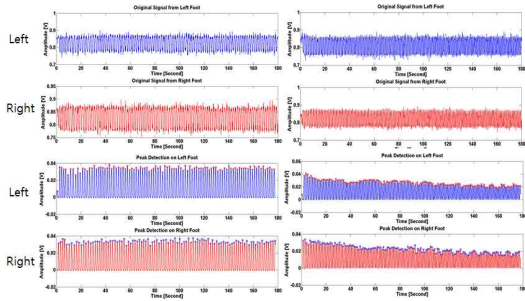


(a) 왼발에서의 압력변화



(b) 오른발에서의 압력변화

그림 6. 왼발과 오른발에서의 자세에 따른 압력변화
Fig. 6. Pressure Changes by four postures



(a)시속 1 km/h (b)시속 4 km/h
 그림 7. 시속 1 km/h와 4 km/h로 보행시의 왼발과 오른발에서 검출된 Raw 데이터와 피크검출 결과
 Fig. 7. Original signal and Peak Detection Result at 1 km/h and 4 km/h walking speed

3. 보행 횟수 검출

트레드밀에서 저속의 걸음속도(1 km/h)와 일발 걸음속도(4 km/h)로 3분 동안 걸은 후 얻어진 데이터를 위의 데이터 분석 방법을 이용하여 보행 횟수 검출을 진행 하였으며, 검출된 결과를 관찰자 두 명으로부터 계수한 값의 평균값을 기준 값으로 하여 만보계에서 측정된 보(步)수 값과 센서로부터 측정된 보수 값을 비교하였다.

그림7은 피험자 3이 시속 1km/h와 4 km/h로 트레드밀에서 걸었을 때의 양발(왼발 오른발 순)에서 얻어진 Raw 데이터와 필터링과 피크 검출을 거쳐 나온 결과를 보여주고 있다. 모든 피험자에서 피크 검출이 오류 없이 검출 되었으며, 왼발 신호에서 검출된 피크 개수와 오른발 신호에서 검출된 피크 개수를 합산하여 보행 횟수로 계산하였다.

각각의 관찰자가 계수한 값을 평균을 내어 레퍼런스 값으로 정하였다. 두 관찰자의 차이가 생기는 것은 눈으로 보면서 보행횟수를 계수하다보니 오차가 생긴 것으로 판단된다.

저속에서 기존의 상용 만보계는 보행 횟수를 제대로 도출하지 못한 반면, 개발된 센서는 기준값 대비 높은 인식률을 표2와 같이 보였다. 인식률 R은 식2와 같이 계산하였다.

표3에서 보이는 것과 같이, 모든 피험자에 있어서 관찰자 두 명의 계수 대비 기존의 상용 만보계는 저속(1 km/h)에서 보행 수의 평균 인식률이 1.26 % 이었으나 개발된 센서는 98.06 %의 높은 인식률을 보였다. 또한 보통 걸음속도(4 km/h)에서도 개발된 센서의 평균 인식률은 상용 만보계의 인식률(97.62 %) 비해 높은 인식률(99.34 %)을 보였다.

$$R = 100 - \left(\left(\frac{|N_r - N_s|}{N_r} \right) \times 100 \right) \quad (2)$$

R : 보행 횟수 인식률(%), N_r : 실제걸음 수
 N_s : 피크디텍션 알고리즘으로 검출된 걸음 수

표 3. 보행 횟수 검출 결과
 Table 3. the result of step count

피험자	보행 속도 (km/h)	관찰자 2명의 평균 및 편차		옴론 만보계	인식률 R (%)	센서	인식률 R (%)
		평균	편차				
1	1	165	1.4	0	0.0	164	99.4
	4	296	1.4	299	99.0	294	99.3
2	1	177	1.4	0	0.0	173	97.7
	4	258	1.4	252	97.7	256	99.2
3	1	140	0	0	0.0	138	98.6
	4	279	1.4	284	98.2	276	98.9
4	1	139	1.4	0	0.0	134	96.4
	4	279	1.4	266	95.3	277	99.3
5	1	221	2.8	14	6.3	217	98.2
	4	302	0	296	97.9	302	100
인식률 평균	1				1.26		98.06
	4				97.62		99.34

V. 결 론

본 논문에서는 전도성 섬유를 이용한 전기용량성 압력센서를 개발하여 신발 안에 정착하고 보행 시 압력에 따라 발생하는 신호를 획득하고 저장하여 보행 횟수 검출 및 자세에 따른 압력변화를 관찰하였다. 보행 및 자세에 따른 압력 변화는 피험자 마다 다르지만 모든 피험자에서 상용 만보계 대비 정확한 보행 횟수를 검출 할 수 있었고, 실험에서 요구한 모든 자세에 따라 압력 변화를 정확하게 나타내 주었다.

본 연구는 스마트폰의 어플리케이션과 연동하여 스마트 보행관리 시스템을 개발하기 위한 기초연구로서 기존 보행 분석 시스템보다 저렴하고 효율적인 센서 개발에 중점을 두었다.

현재까지는 두 평판 사이의 유전율, 그에 따른 커패시턴스 값의 변화량을 고려하지 않고 단일 채널의 전도성 섬유 평판

캐패시터를 개발하였지만 향후, 발바닥 부분의 압력 분포에 따른 다 채널 전도성 섬유 평판 캐패시터 개발 및 압력변화에 좀더 민감하게 반응 할 수 있는 전도성섬유 압력 센서를 개발하고자 한다. 또한, 측정회로의 소형화, 스마트폰 어플리케이션 개발, 스마트폰과의 무선연동 부분에 대한 추가 연구 및 개발을 통하여 스마트 보행 관리 시스템을 구현 할 계획이다.

참고 문헌

- [1] Seunghwan Kim, "Recent u-Health Technology Trend and Direction", Journal of the Korean Institute of Electronics Engineers, Vol. 37, No. 6, pp.49-59, Jun. 2010.
- [2] Georgia Tech Wearable Motherboard.
www.gtwm.gatech.edu
- [3] Kihyeon Kwon, Hyung Bong Lee, "Gate Management System by Face Recognition using Smart Phone", Journal of the Korea society of computer and information, v.16, no.11, pp.9-15, Nov. 2011.
- [4] Young-Hwan Han, "A Study on Monitoring of Bio-Signal for u-Health System", Journal of the Korea society of computer and information, v.16, no.3, pp.10-15, Mar. 2011.
- [5] Yun Kyung Kim, Hyung-Suk Lho, and We-Duke Cho, "Step Count Detection Algorithm and Activity Monitoring System Using a Accelerometer", The Institute of Electronics Engineers of Korea - Computer and Information, 48(2), pp.127-137, Mar. 2011.
- [6] D. W. Kang, G. R. Tack, J. S. Choi, Y. H. Bang, M. S. Kang, "Measurement of Gait Pattern using Inertial Sensors", Proceedings of the Korean Society of Precision Engineering Conference, pp.959-960, Oct. 2010.
- [7] Lee JA, and Lee JW, "Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles," J Med Syst. 34(5), pp959-966, Oct. 2010.
- [8] JOANNE K. GRONLEY, JACQUELIN PERRY, "Gait Analysis Techniques", PHYSICAL THERAPY, Volume 64, Number 12, Dec. 1984.
- [9] Murat Karabulut, Scott E. Crouter, David R. Bassett Jr., "Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers", Eur J Appl Physiol, Vol. 95, pp. 335-343, Aug. 2005.
- [10] Yuriko Tsuruoka, Ryosuke Shibasaki, "Walking Analysis using an Acceleration Sensor," Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cite Internationale, Lyon, France, pp. 23-26, Aug. 2007.
- [11] Le Masurier GC, Lee SM, Tudor-Locke C., "Motion Sensor Accuracy under Controlled and Free-Living Conditions," Medicine & Science in Sports & Exercise, Vol. 36(5), pp.905-910, May, 2004.
- [12] Jeong-Do Kim, Sung-Dae Park, Jung-Hwan Lee, Jung-Ju Kim, Jin-Ho Ahn, Gi-Soo Chung, and Sang-Goog Lee, "The Health-Care Garment System using Digital Yarn and Pulse and Respiratory Sensor using PVDF Film", Journal of Korean Institute of Information Technology, Vol.8(3), pp. 87-95, Mar, 2010.
- [13] Gu-in Jung, "A New Approach for Measuring of Stride Length Using Optical Method, Master Thesis, Graduate School of Kunkuk Univ. Feb. 2010.
- [14] Sung Ha Park, "Development of Pressure Distribution Measurement System and Application in Gait Analysis Evaluation", The Graduate School of Chungnam Univ. Ph.D. Thesis, Feb. 2004
- [15] Kauw-A-Tjoe, R.G. and Thalen, J.P. and Marin-Perianu, M and Havinga, P.J.M, "SensorShoe: Mobile Gait Analysis for Parkinson's Disease Patients", UbiComp 2007 Workshop Proceedings, pp. 187-191, 16, Sept. 2007.
- [16] Kazunari Okada, Toshimasa Sekino, "Impedances measurement handbook", Agilent Technologies, Dec. 2003.
- [17] Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, "Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits," 6th Edition, Prentice Hall, 2001.
- [18] Hyeon Cheol Kim, Kukjin Chun, "Improvement of the Linearity of Capacitive Pressure Sensor

Using a Novel Electrode Structure”, Proceedings of The Institute of Electronics Engineers of KOREA, vol.3, pp. 473-474, Jan. 1996.

저 자 소 개



민 세 등

2001: 고려대학교 응용전자공학과 공학사.

2004: 연세대학교 생체공학협동과정 공학석사.

2010: 연세대학교 전기전자공학과 공학박사

현 재: 순천향대학교 의료IT공학과 교수
관심분야: 스마트케어

Email : sedongmin@sch.ac.kr



권 춘 기

1992: 고려대학교 전기공학과 공학사.

1994: 고려대학교 전기공학과 공학석사.

2005: Purdue Univ. 전기컴퓨터공학과 공학박사

현 재: 순천향대학교 의료IT공학과 교수
관심분야: 의료기기 시스템

Email : chunkikwon@sch.ac.kr