

차동 용량형 섬유 힘센서 기반 보행 측정 연구

노동근, 한상진, 최화진, 신항식
 전남대학교 의공학과
 e-mail: nodg0426@gmail.com
 tkdwls9045@gmail.com
 chwajin93@naver.com
 hangsik.shin@jnu.ac.kr

Gait Measurement based on Differential Capacitive Textile Force Sensor

Donggeun Roh, Sangjin Han, Hawjin Choi and Hangsik Shin
 Dept. of Biomedical Engineering, Chonnam National University

요 약

본 연구는 차동 용량형 섬유 압력 센서를 개발하고, 이를 깔창에 부착하여 보행 측정에 응용하는 것을 목적으로 한다. 차동 용량형 섬유 압력 센서는 3장의 전도성 섬유 사이에 2장의 절연체를 위치시키는 형태로, 5 cm × 5 cm × 0.23 cm (가로× 세로 × 두께) 크기로 제작하였다. 커패시턴스를 측정하기 위해 커패시턴스-디지털 변환칩(AD7152), ATmega328로 구성된 시스템을 제작하였고 PC로 데이터를 전송하여 모니터링을 수행하였다. 센서의 힘-커패시턴스 변화 특성 평가를 위해 센서에 가하는 중량을 65 kg 까지 5 kg 씩 증가시켜 가며 커패시턴스 변화를 측정하였다. 실험 결과, 무게에 따라 커패시턴스가 증가하는 것을 확인하였다. 보행 측정 가능성을 평가하기 위해 센서를 깔창에 부착한 후 보행 신호를 측정하였으며, 그 결과 보행에 따라 센서의 커패시턴스 값이 변화하는 것을 확인하였다. 이로부 터 제작한 차동용량형 섬유 센서는 보행 측정에 활용할 수 있는 가능성을 확인하였다.

1. 서론

건강과 관련된 신호를 상시적으로 모니터링 하는 것에 대한 관심이 증가함에 따라 일상적인 활동중에 생체 신호를 측정할 수 있는 웨어러블 헬스케어 관련 제품 개발도 증가하고 있다.

보행은 생체 신호를 얻을 수 있는 가장 기본적인 활동으로 누구나 하는 일상적인 이동 수단이라는 것에서 매력적이며 중요한 연구 분야이다. 보행 분석을 통하여 개인의 운동 상태를 모니터링하고, 건강관리 및 특정 질병을 진단하는 것도 가능하다. 이 때문에 보행과 관련된 연구가 활발히 진행되고 있다 [1].

보행 분석은 주로 실내에서 압력판과 3차원 동작분석기, 지면반력기 등을 이용하여 운동을 역학적으로 분석하거나 근전도를 분석함으로써 이루어지지만 이러한 임상적 보행 분석은 이동이 용이하지 않기 때문에 주로 실내에서 진행해야 한다는 공간적인 한계가 있으며, 또한 일상적인 활동 중에 데이터를 얻을 수 없다는 시간적 한계와 분석장비를 사용할 때마다 드는 비용적인 한계가 있다.

이러한 한계를 극복하기 위해 다양한 센서를 이용하여 걸음 수 측정 및 보행 분석을 하려는 시도가 늘어나고 있다 [2-5]. 주로 압력센서, 가속도 및 기울기 센서, 자이로 센서 등 [6, 7]을 이용하여 시스템을 개발하는 시도들이

주를 이루고 있는데 이는 굉장히 다양한 스마트 깔창 및 스마트 신발과 같은 디바이스가 출시되는 것을 통해 확인할 수 있다.

하지만 이러한 디바이스들은 센서와 측정 시스템이 일체형으로 구성되어 교체가 불가능하다. 또한 보행분석 측정을 위해 주로 사용되는 압력 센서는 다양한 모양으로 변화시킬 수 없고, 가격이 비싸다는 단점이 있다.

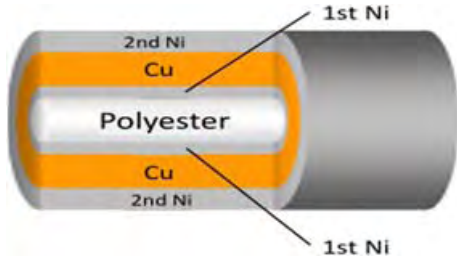
이를 개선하기 위해 본 연구에서는 쉽게 교체가 가능하고, 기존의 디바이스들보다 저렴하며, 사용하기 편한 깔창형 센서를 제작하고자 전도성 섬유를 이용 하였다. 특히, 기존에 연구되고 있는 단일 용량성 섬유 힘 센서와 달리 차동 용량 방식의 섬유 압력 센서를 제작하고 이를 깔창에 적용하여 보행 측정의 가능성을 평가하였다.

2. 차동 용량형 섬유 압력 센서 및 측정 시스템

전도성 섬유는 일반적으로 부도체인 섬유에 전도성이 우수한 금속을 도금하여 생산하는 섬유를 지칭하며, 원하는 모양과 크기로 제작이 용이하고, 가격이 저렴하다는 장점을 지니고 있다.

본 연구에서는 W-290-PCN(A-JIN ELECTRON, South Korea) 전도성 섬유를 사용하였다. 사용된 전도성 섬유는 무전해 도금 법에 의해 생산되고 있는 제품으로

(그림 1)의 횡단면도와 같이 도금 밀착성을 강화하기 위해 니켈(Ni)을 먼저 도금한 후 구리(Cu) 도금을 하고, 그 위에 다시 니켈 도금을 처리한 제품이며, <표 1>의 특성을 가지고 있다.



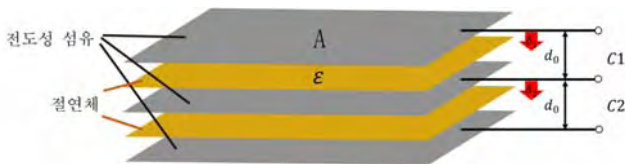
(그림 1) 전도성 섬유(W-290-PCN)의 횡단면도

<표 1> 전도성 섬유 W-290-PCN의 특성

Property	Value	Unit	Tolerance
Basic material	100% polyester (woven plane weave)		
Plating method	Ni + Cu + Ni		
Colour	Grey		
Weight	81	g/m ²	±5
Thickness	0.1	mm	±0.01
Standard width	1.070	mm	±10
Density	Warp	188	±10
	Weft	92	
Surface resistance	<0.05	Ω/sq	
Shielding effectiveness	100 MHz	70	dB
	500 MHz	78	
Breaking strength	Warp	671.3	N
	Weft	392	
Elongation	Warp	27.6	%
	Weft	36.8	

차동 용량형 섬유 압력 센서는 (그림 2)와 같이 3장의 전도성 섬유 사이에 2장의 절연체를 위치시켜 제작하였다.

제작된 센서는 각 전도성 섬유 사이에 형성되는 커패시턴스의 차이를 이용하는 것으로 가하는 힘에 따라 변화하는 커패시턴스의 차이를 전기적 신호로 감지하였다.



$C = \text{Capitance}$, $A = \text{면적}$, $d_0 = \text{초기거리}$, $\delta_1, \delta_2 = \text{변화거리}$, $\epsilon = \text{유전율}$

(그림 2) 섬유 압력 센서 개략도

섬유 압력 센서에 형성되는 각 커패시턴스는 식(1)과 같고, 압력에 따라 전도성 섬유간 거리가 각각 δ_1, δ_2 만큼 감소하였을 때의 커패시턴스 변화는 식(2)와 같다.

$$C1 = \frac{\epsilon A}{d_0}, \quad C2 = \frac{\epsilon A}{d_0} \quad (1)$$

$$C1' = \frac{\epsilon A}{d_0 - \delta_1}, \quad C2' = \frac{\epsilon A}{d_0 - \delta_2} \quad (2)$$

각각의 커패시턴스 변화는 식(3)과 같으며, 전도성 섬유간 거리변화가 각각 다른 차동 구조에서 커패시턴스 변화 차이는 식(4)와 같이 표현 할 수 있다. 전개식(5)에서 $d_0 \gg \delta_1, d_0 \gg \delta_2$ 를 가정하면 $d_0 - \delta_1 \approx d_0, d_0 - \delta_2 \approx d_0$ 와 같으므로, 식(6)과 같이 커패시턴스의 변화는 각 극판 거리 변화 차이와 선형 관계가 있다는 것을 알 수 있다 [8].

$$\Delta C1 = C1 - C1' = \frac{\epsilon A}{d_0} - \frac{\epsilon A}{d_0 - \delta_1} \quad (3)$$

$$\Delta C2 = C2 - C2' = \frac{\epsilon A}{d_0} - \frac{\epsilon A}{d_0 - \delta_2} \quad (4)$$

$$\Delta C = \Delta C1 - \Delta C2 = \epsilon A \left(\frac{1}{d_0 - \delta_2} - \frac{1}{d_0 - \delta_1} \right) \quad (5)$$

$$\Delta C = \frac{\epsilon A (\delta_2 - \delta_1)}{(d_0 - \delta_2)(d_0 - \delta_1)} \quad (6)$$

$$\Delta C = \frac{\epsilon A (\delta_2 - \delta_1)}{d_0^2} \quad (6)$$

차동 용량형 섬유 압력 센서의 절연체로 부직포, 연결 PVC, 발포폼, 스펀지, 에어메쉬섬유 등의 특성 및 두께를 비교하여 선별하였고, 가장 적합하다고 판단된 발포폼을 절연체로 결정해 (그림 2)와 같은 구조로 센서를 구성하였다. (그림 3)은 제작된 센서의 외형을 보여준다. 센서는 5 cm × 5 cm × 0.23 cm (가로 × 세로 × 두께)의 크기를 가지도록 제작되었다.



(그림 3) 5 cm×5 cm 사이즈의 차동 용량형 섬유 압력 센서

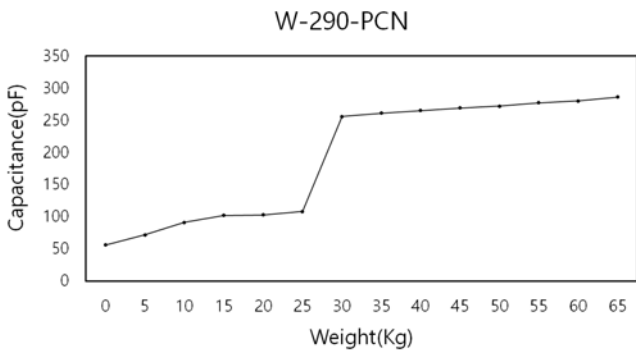
제작된 센서의 커패시턴스는 AD7152 (Analog Devices Inc, USA)를 사용하여 측정되었다. 이 때, 센서가 차동 용량형 방식이므로 2채널에서 커패시턴스 값을 받아오도록 설정하였고, 샘플링 주파수 200 Hz로 데이터를 획득하였다. AD7152의 최대 입력 범위는 2 pF으로 세팅하였다.

AD7152는 I2C방식으로 ATmega328에 연결되어 커패시턴스 값을 전달하고 ATmega328은 UART로 PC와 통신하여 시간에 따른 커패시턴스 변화를 출력한다.

3. 개발된 센서 및 시스템 평가

개발된 힘센서의 성능을 검증하기 위해 DS2-500N Push Pull Gauge(IMADA, Japan)를 이용해 압력을 인가하며 압력에 따른 커패시턴스의 용량 변화를 LCR Meter 4263B(Agilent, USA)를 이용하여 측정하였다. 이 때, 센서에 가하는 압력의 크기를 0 kg부터 65 kg까지 5 kg 단위로 증가시켜가며 실험을 진행하였으며 같은 실험을 총 5회 반복하여 인가된 힘 별 커패시턴스 값의 평균을 계산하였다.

(그림 4)는 전도성 섬유로 제작한 차동 용량형 섬유 센서의 힘-커패시턴스 특성을 나타낸다. 측정 결과, 센서의 커패시턴스는 평균 최소 56 pF부터 최대 280 pF까지 변화함을 보였다. 측정된 힘 - 커패시턴스 곡선에서는 가해진 중량이 25 kg에서 30 kg 사이일 때 급격히 커패시턴스 값이 증가하는 모습이 보여 지지만, 전체적인 곡선은 가해진 힘에 비례하여 커패시턴스가 증가하는 모습을 보이기 때문에, W290-PCN의 센서 특성은 보행 시 커패시턴스 변화를 확인하는 것에 문제가 없다고 판단하였다.



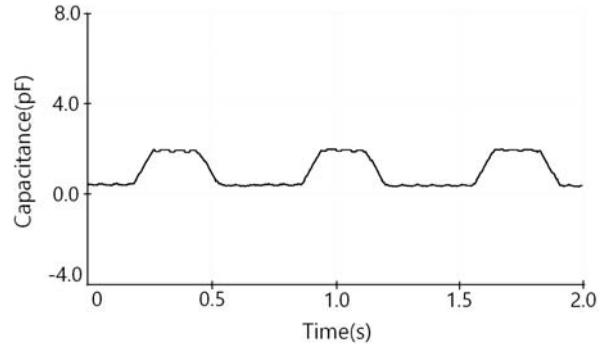
(그림 4) 전도성 섬유(W-290-PCN) 센서 테스트 결과

차동 용량형 섬유 압력 센서를 이용한 보행측정 평가에서는 제작된 센서를 깔창에 부착하고 실제 보행에 따른 커패시턴스 값의 변화를 관찰하였다. 실험시 제작된 센서는 신발 깔창에 고정시켰으며(그림 5), 부착 위치는 사람이 발을 땅에 디었을 때 가장 처음 무게중심이 잡히는 발뒤꿈치로 하였다 [9].



(그림 5) 센서가 부착된 깔창을 신발에 고정한 모습

실험은 30초간 보행을 실시하였을 때 차동 용량형 섬유 압력 센서의 커패시턴스 변화를 측정하는 것으로 진행하였다. 실험 결과 보행에 따라 커패시턴스의 값이 (그림 6)과 같이 값이 변화함을 볼 수 있었다.



(그림 6) 보행 시 센서의 커패시턴스 변화

5. 결론

본 연구에서는 차동 용량방식의 섬유 압력 센서를 제작하였으며, 이를 깔창에 부착하여 보행 시 센서의 커패시턴스 변화가 있음을 확인하였다.

개발된 차동 용량형 방식의 섬유 압력 센서는 기존에 상용화 되어 있는 보행 분석 디바이스들의 압력 센서와 다른 새로운 방식을 이용했다. 기존의 센서보다 다양한 모양과 크기로 제작하는데 제약이 없고, 저렴한 가격에 제작이 가능하여 경제성이 높아 활용 분야가 넓을 것으로 기대된다.

하지만, 현재 센서의 응답 결과로 보여주는 힘-커패시턴스 곡선은 평면 압축 특성에 따라 급격한 기울기가 보이는 구간이 존재하기 때문에 보행 패턴 분석과 같이 미세한 변화의 분석을 위해선 구조적 보정이 필요하다.

따라서 향후, 제작한 센서의 평면 압축 특성을 개선하기 위해 다양한 크기와 여러 종류의 절연체를 사용하여 각각에 대한 성능 평가를 하고, 이후 개선된 센서를 깔창의 여러 부분에 각각 부착하여 보행 패턴을 분석하는 연구를 수행할 것이다.

감사의 글

본 논문은 미래창조과학부, 한국연구재단의 바이오의료 기술 개발사업(NRF-2016M3A9F1941328) 연구 결과 및 중소기업청에서 지원하는 2016년도 산학연협력 기술개발사업(No. C0398712)의 연구수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

참고문헌

- [1] Jung-Ah Lee, Sang-Hyun Cho, Young-Jae Lee, Heui-Kyung Yang and Jeong-Whan Lee, "Portable Activity Monitoring System for Temporal Parameters of Gait Cycles," *Journal of Medical Systems*, Vol. 34(5), pp. 959-966, Oct, 2010.
- [2] Yuriko Tsuruoka and Ryosuke Shibasaki, "Walking Analysis using an Acceleration Sensor," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Aug, 2007.
- [3] Guy C. Le Masurier, Sarah M. Lee and Catrine Tudor-Locke, "Motion Sensor Accuracy under Controlled and Free-Living Conditions," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 36(5), pp. 905-910, May, 2004.
- [4] 김정도, 박성대, 이정환, 김정주, 안진호, 정기수, 이상국, "PVDF를 이용한 맥박 및 호흡 센서와 디지털 실을 이용한 헬스케어 의류 시스템," *한국정보기술학회 논문지*, Vol. 8(3), pp. 87-95, Mar, 2010.
- [5] 정구인, "보행분석을 위한 광학적 접근방법," *Master Thesis, Graduate School of Kunkuk Univ.* Feb, 2010.
- [6] Sung Ha Park, "Development of Pressure Distribution Measurement System and Application in Gait Analysis Evaluation," *Ph.D. Thesis, The Graduate School of Chungnam Univ.*, Feb, 2004.
- [7] Kauw-A-Tjoe, R.G., Thalen, J.P., Marin-Perianu, M. and Havinga, P.J.M., "SensorShoe: Mobile Gait Analysis for Parkinson's Disease Patients," *UbiComp 2007 Workshop Proceedings*, Sept. 2007.
- [8] 조남규 "MEMS 가속도 센서의 원리 및 기술동향," *계장기술*, Vol. 14(4), pp. 135-143, Apr, 2006.
- [9] Cheol Park, "Center of Pressure of a Human Body using Force Sensing Resistor," *전기학회논문지*, Vol. 63(12), pp. 1722-1725, Dec, 2014.