

피부탄력 측정을 위한 피에조 필름 기반 센서 설계

박준영¹, 김명남^{2*}

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과

^{2*}경북대학교 의과대학 의공학교실

Piezo film-based sensor design for skin elasticity measurement

J.Y.Park¹, M.N.Kim^{2*}

¹Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University

^{2*}Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

*kimmn@knu.ac.kr

Abstract

Currently, the most commonly used method to measure skin elasticity in clinical practice is the suction method. The suction-type measuring device has several parameters related to the characteristics of the skin and is evaluated to have high reproducibility. However, it is known that the suction-type measuring device affects the subcutaneous tissue more than the dermis. In addition, it is not suitable for mobile measurement in a busy and time-sensitive clinical environment, and has disadvantages such as cumbersome movement of hands and equipment, difficulty in repeated measurement, and the like, which are not age-friendly. In this study, a piezo film-based sensor was developed to minimize the uncertainty due to the layer structure of the skin when measuring the elasticity of the skin, and the efficiency of the sensor was confirmed through the linear response of the sensor output characteristics.

1. 서 론

피부 기능의 대부분은 기계적 성질에 의존하기 때문에 피부조직역학에 대한 이해는 의학, 화장품 산업 등 다양한 분야에서 중요하다.[1][2]

피부는 층상 구조를 가지며, 다공성 고체 매트릭스와 유체로 구성된 이러한 층은 복잡(complex), 이방성(anisotropic), 불균일(heterogeneous), 점탄성(viscoelastic)의 특성을 나타낸다.[3] 피부 탄력측정 방법에는 피부를 정적으로 또는 동적으로 눌러 부드러움이나 점탄성(viscoelastic)을 평가하는 방법[4], 흡입(suction) 방법을 통해 피부를 늘리는 방법[5], 초음파를 포함한 다양한 영상 방법[6]이 포함된다. 현재 임상에서 피부의 기계적 성질을 측정하기 위해 가장 많이 사용되는 기법은 흡입(suction) 방식이다. 흡입방식의 측정장치는 피부 탄력 및 점탄성과 같은 피부의 특성과 관련된 여러 매개변수를 가지고 있어서 재현성(reproducibility)이 높은 것으로 평가되고 있다. 그러나 Diridollou 등의 연구에서 흡입방식의 측정장치는 진피보다 피하지방조직에 더 기인하는 것으로 알려져 있다.[7] 또한, 이 측정장치는 각각의 반복 주기 후에 피부가 원래 위치로 돌아오는 데에 더 오랜 시간이 걸리기 때문에 히스테리시스 효과(hysteresis effect)로부터 영향을 미칠 수 있다.[8] 이외에도 흡입방식을 포함한 기존 대부분의 측정 방법들은 바쁘고 시간이 촉박한 임상 환경에서 모바일 측정에 적합하지 않고, 손과 장비 간에 움직임의 번거로움으로 인한 반복 측정의 어려움 등으로 인해 고령 친화적이지 못하다는 단점이 있다.

본 연구에서는 피부의 탄력성(elasticity)을 측정할 때 피부의 층상 구조로 인해 발생하는 불확실성을 최소화하기 위하여 압인방식의 휴대용 피부탄력 측정장치에 적용 가능한 피에조 센서를 개발하였다. 또한 개발한 피에조 센서의 압력에 대한 변화율을 확인하기 위하여 Sundoo社의 디지털 포스 측정기(Digital force instrument)와 테스트 지그를 이용하여 변화율을 검증하였으며, 출력 특성의 선형 응답을 통해서 효율성을 확인하였다.

2. 센서 설계 및 제작

본 연구에서 제작한 센서는 전체 5개의 다층구조로 구성되어 있으며 압전(piezoelectric)방식 센서를 구현하기 위해서 PVDF(Polymer Polyvinyliden Fluoride) 박막 필름 소재를 적용하였다. 플라스틱 소재의 외부 코팅은 접지설정과 더불어 은 전극과 PVDF 박막을 이용하여 외부 인가압력에 따른 전계 차이를 획득할 수 있도록 설계하였다. 설계한 센서 두께는 약 100 μ m인 박막형 PVDF의 다층 구조를 갖는다. PVDF 박막의 양면에 20 μ m 두께의 알루미늄 전극층을 덮고 전극은 전도성 은(silver)색 잉크의 스크린 인쇄를 적용하며 약 5-10 μ m 두께를 가진다. 그런 다음, 표면을 폴리이미드(polyimide) 테이프를 사용하여 상부 및 하부를 코팅하여 제작하였다. 그림 1. 에서와 같이 제작된 센서는 PVDF 박막의 직경은 3mm, 두께는 약 100 μ m이며 전체 피에조 센서의 크기는 가로 4.0mm, 세로 6.8mm로 서 둥근 형태의 플렉시블한 센서를 제작하였다.

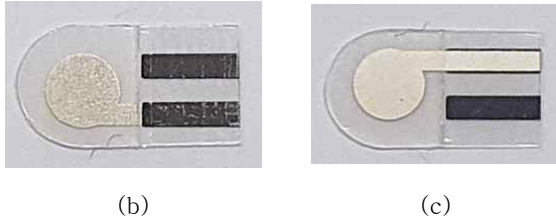
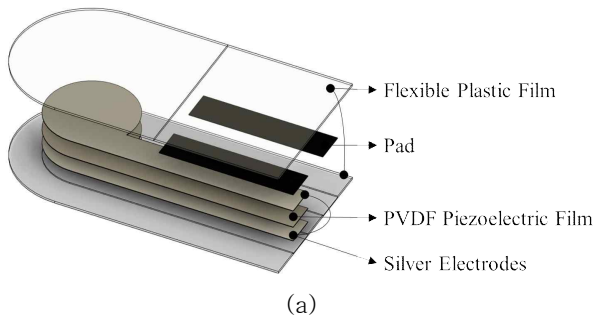


그림 1. (a) 제작된 센서의 (b) 앞면 사진, (c) 뒷면 사진

3. 실험 내용 및 결과

제작된 센서는 Sundoo社의 디지털 포스 테스트 지그 (digital force test zig)에 고정시킨 후, 힘 게이지를 사용하여 센서에 수직으로 최대 0~70N의 힘을 가했다. 센서의 힘에 따른 출력 전압의 특성을 확인하기 위하여 센서를 Agilent社의 E4980A 멀티미터에 연결하고, USB 케이블로 PC에 연결하여 출력의 특성을 Matlab®으로 분석하였다.

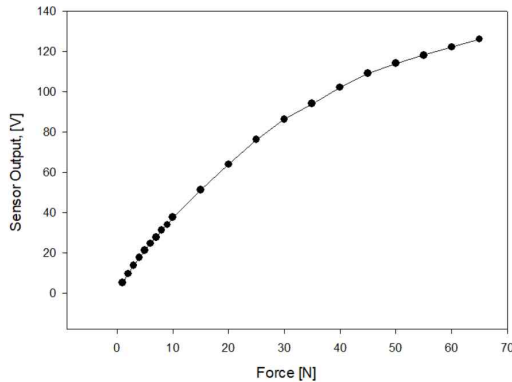


그림 2. 제작된 센서의 인증특성 결과

일반적으로 측정장치가 피부에 접촉하게 될 때 그 힘은 5N~60N의 크기를 가진다. 접촉 시, 피부의 점탄성 성질에 따라서 피부가 회복되는 힘은 대부분 1N~10N으로 0N~70N 크기의 구간에서 인가되는 힘에 따른 출력 특성을 평가하였다. 그림 2에서와 같이 0N에서 10N까지 1N 간격으로, 10N에서 70N까지 5N 간격으로 센서의 출력 특성을 확인하였다. 센서는 0N에서 10N까지 평균오차 $\pm 0.21V$ 이내로 측정되었으며, 인가되는 힘에 따라 선형적으로 증가하는 특성을 확인하였다. 그 이상의 구간에서는 평균오차 최대 $\pm 0.10V$ 까지

측정되었으며 증가 폭이 두드러지게 낮아지는 특성을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 피부의 탄력성을 측정하기 위해 피에조 필름 기반의 센서를 개발하였고, 그 효율성을 입증하기 위해서 개발 피에조 센서의 압력에 대한 변화율을 확인하였다. 센서의 출력 특성 실험 결과 선형적인 응답을 통해서 그 효율성을 확인할 수 있었다.

참고문헌

[1] Boyer, G., Laquieze, L., Le Bot, A., Laquieze, S. and Zahouani. "H. Dynamic indentation on human skin in vivo: Ageing effects." *Skin Res. Technol.* 15, 55-67 (2009).

[2] Vexler, A., Polyansky, I. and Gorodetsky, R. "Evaluation of skin viscoelasticity and anisotropy by measurement of speed of shear wave propagation with viscoelasticity skin analyzer." *J. Invest. Dermatol.* 113, 732-739. (1999).

[3] Diridollou, S., Patat, F., Gens, F. et al. "In vivo model of the mechanical properties or the human skin under suction." *Skin Res. Technol.* 6, 214-221. (2000).

[4] Clancy NT, Nilsson GE, Anderson CD, Leahy MJ. "A new device for assessing changes in skin viscoelasticity using indentation and optical measurement." *Skin Res. Technol.* 2010. 16. 210-228. (2010).

[5] Diridollou S, Patat F, Gens F, Vaillant L, Black D, Lagarde JM, Gall Y, Berson M. "In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction." *Skin Res. Technol.* 2000. 6. 214-221. (2000).

[6] Huang YP, Zheng YP, Leung SF, Choi AP. "High frequency ultrasound assessment of skin fibrosis: clinical results." *Ultrasound Med Biol.* 33. 1191-1198. (2007).

[7] Diridollou, S., Berson, M., Vabre, V. et al. "An in vivo method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound." *Ultrasound Med Biol.* 24, 215-224. (1998).

[8] O'goshi, K. "Suction chamber method for measurement of skin mechanics: The Cutometer. In: *Noninvasive methods and the skin* (Serup, J., Jemec, G.B. and Grove, G.L., eds.). Taylor & Francis, Boca Raton. 2nd ed. pp. 579-582. (2006).