

PDMS(Polydimethylsiloxane)의 열경화조건에 따른 크랙 이용 센서 감도 최적화

황인주 · 윤상석 · 최용환[†]
신라대학교 MICT공과대학 기계공학과

Optimization of Crack Based Sensor Sensitivity According to Thermal Curing Conditions of PDMS (Polydimethylsiloxane)

Injoo Hwang, Sang-seok Yun, Yong Whan Choi[†]

Division of Mechanical Convergence Engineering, College of MICT Convergence Engineering, Silla University, Busan, Korea

Abstract Recently, research on flexible sensors for personal health management has been gaining attention. In this study, we fabricated a crack-based flexible sensor in thin film form to measure the pulse on the wrist. We evaluated the characteristics of the sensor based on the curing conditions of the PDMS (Polydimethylsiloxane) film to optimize the sensor's gauge factor. The modulus of PDMS varies depending on the curing conditions. In this case, the modulus of PDMS has a significant influence on crack formation, leading to changes in the sensitivity of the sensor. This study examined the changes in the gauge factor associated with these variations.

(Received July 12, 2023; Revised July 19, 2023; Accepted July 24, 2023)

Key words : Sensor, Pulse, Crack, Thin film

1. 서 론

최근 유연한 센서의 개발이 활발하게 이루어지면서 [1, 2] 개인 건강 관리에 대한 연구에 대한 수요 또한 늘어나고 있다. 그 중 맥박은 비교적 쉽게 측정할 수 있으며, 산호포화도나 혈압 등 중요한 생체 반응을 측정하고 있어 다양한 기기가 개발되고 있다 [3]. 그러나 기존에 LED불빛을 이용해 가장 널리 사용되는 기술인 PPG(Photoplethysmography) 방식은 소형화하고 다양하게 활용할 수 있다는 장점은 있으나 그 정확도와 정밀도에 단점이 있다[4]. 손목의 혈관은 심장 박동에 따라 미세한 변화가 발생하며, 이를 맥파(PTG, Plethysmography)라고 이를 LED 불빛을 이용하여 측정하는 것이 PPG 방식이다. 이 때 빛이 피부를 통과하면서 노이즈가 많이 발생하게 되며 이로 단점을 극복하는 것이 과제로 남아 있다. 본 논문에서는 초고감도 센서를 피부에 부착하여 맥박을 정확하게 측정하는 방식을 제안한다. 이러

한 방식을 사용할 시 빛이 피부를 통과하며 발생하는 오차를 제거할 수 있어 높은 정확도로 맥박을 측정할 수 있다는 장점이 있다. 초고감도 센서는 최근 많은 관심을 받고 있는 거미의 기관을 모사한 크랙 센서 CBS(Crack-based Sensors)를 이용한다[5]. CBS는 스트레인 센서의 형태로 높은 게이지팩터($GF = (R/R_0) / \epsilon$, $\epsilon = \text{strain}$, ~ 4000)보이며 미세한 변형을 측정할 수 있고 반응속도가 매우 빨라 소리를 녹음할 수 있는 특성을 보였다. 이 센서는 크랙의 깊이나 형태를 제어하여 감도를 높이거나, 압력 센서로 적용되는 등 다양하게 연구되었다[6, 7]. 본 연구에서는 크랙 센서를 초박막 형태로 제작하고 맥박을 측정하기 위한 최적화된 형태로 적용하였다. 또한, 초박막 센서의 특성을 파악하기 위해 반복적인 스트레인에 따른 저항 변화를 측정하였다. 센서의 반응은 크랙의 형태에 따라 달라지는데 이는 금속 박막과 폴리머 이중층의 영 계수 차이가 주요하게 작용한다. 센서 제작에 사용한 폴리머 PDMS(polydimethylsil-

[†]Corresponding author. E-mail : ccs08745@silla.ac.kr

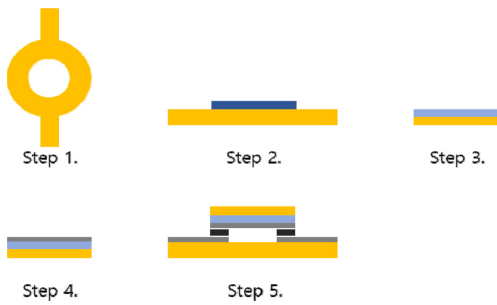


Fig. 1. Fabrication method of flexible sensor for wrist pulse detection.

oxane)는 열경화 조건에 따라 강도가 달라지기 때문에 경화 조건에 따른 센서의 감도 변화를 실험하였다[8]. 추가로, 크랙의 형태와 저항 변화에 대한 이론적인 분석을 하였다.

2. 실험 방법

전체 센서의 제작 방법이 Fig. 1에 나타나 있다. 우선 센서가 부착될 PET(Polyethylenete traphlate) 필름은 두께가 $12.5\ \mu\text{m}$ 이며 레이저를 이용해 절단되었다(Step 1.). 이후 $100\ \mu\text{m}$ 두께의 알루미늄 판에 레이저가공을 한 것을 마스크로 활용하여 스퍼터를 이용해 Pt(Platinum) 필름을 $50\ \text{nm}$ 증착하였다(Step 2.). 맥박을 측정할 센서는 $6\ \mu\text{m}$ 두께의 PET 필름을 사용하였으며 레이저를 이용해 절단($2\ \text{mm} \times 5\ \text{mm}$ 크기) 한 후 PDMSv5:1, w/w, Sylgard 184)을 $3000\ \text{rpm}$ 의 회전속도로 1분 동안 스펀 코팅(spin coating) 하였다(Step 3.). 이후 70°C 에서 1시간, 70°C 에서 5시간, 100°C 에서 1시간, 100°C 에서 5시간의 조건으로 경화 하였다. PDMS가 경화된 필름은 스퍼터(sputter)를 활용해 Pt를 $20\ \text{nm}$ 증착하였고, 크랙 생성을 위해 2.5%의 스트레인을 가하였다(Step 4.). 제작된 크랙 이용 센서는 제작된 $12.5\ \mu\text{m}$ 필름에 전도성 에폭시를 이용하여 부착되었다. 이후 도선을 연결하는 것으로 전체 센서가 제작되었다(Step 5.).

3. 결 과

크랙 이용 센서는 스트레인 센서의 종류로 맥파로

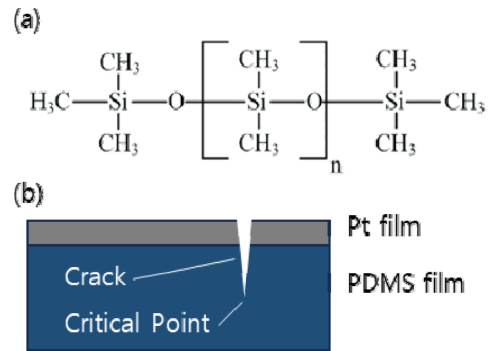


Fig. 2. Schematic illustration of molecular structure of PDMS (a) and cracked bilayer film.

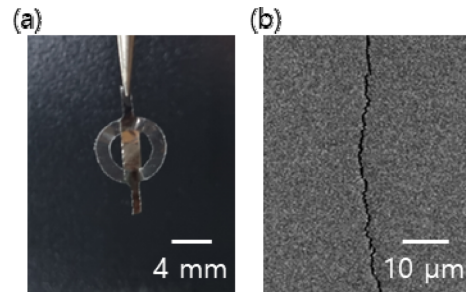


Fig. 3. Photo image of crack-based sensor for wrist pulse detection (a), SEM image of cracked metal film (b).

인한 피부의 미세한 변형을 측정한다. 이 때, 맥파 이외에 손이나 팔의 움직임이 센서에 크게 영향을 줄 수 있으며 이는 노이즈로 작용할 수 있다. 이를 방지하기 위해 센서는 레이저로 절단된 PET 필름에 부착되어 사용된다. 맥파를 감지하는 크랙 센서를 구성하는 PDMS의 분자 구조와 크랙의 형태가 Fig. 1에 나타나 있다. PDMS는 열경화성 플라스틱의 종류이며 Pt 박막과 복합재료로 크랙을 형성하게 된다. 이 이중층은 영 계수의 차이에 의해 크랙이 생성되며 한계 스트레인 값이 존재하여 더 이상 자라지 않게 된다. 결과적으로 센서는 스트레인에 따라 크랙이 가역적으로 열리고 닫히며 Pt 박막의 저항이 변화하게 된다. 제작된 센서의 사진과 SEM(Scanning electron microscope) 사진은 Fig. 3에서 확인할 수 있다. SEM 사진에서 크랙은 센서에 인장력이 가해지지 않을 시에는 완전히 닫혀 있는 것을 확인할 수 있다. 이로 인해 센서의 저항 변화는 가역적으로 나타나게 된다.

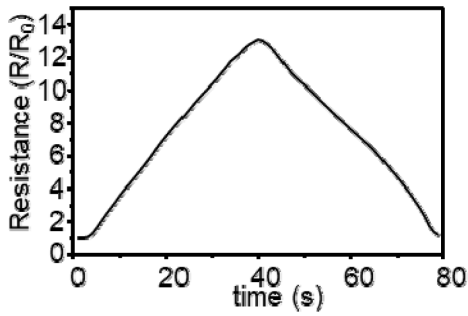


Fig. 4. Resistance variation of crack-sensor under loading/unloading 0-2% strain.

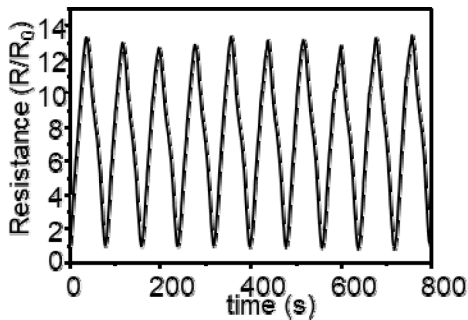


Fig. 5. Resistance change measured at 10 cyclic tests under 0-2% strain.

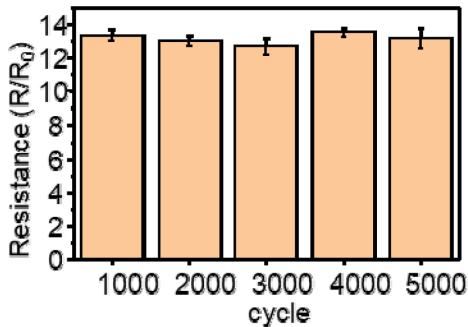


Fig. 6. Marathon test of 5000 cycle for repeatability of crack-sensor.

센서의 감도와 반복성에 대한 실험 결과는 Fig. 4-6에서 볼 수 있다. 센서의 감도는 게이지팩터로 표시할 수 있으며, 그 정의에 따라 653으로 계산되며 일반적인 스트레인 센서에 비해 수백 배 높은 값이다. 센서의 반복성은 0-2%의 인장을 10회 반복한 Fig. 5 그래프에서 확인할 수 있다. 2%의 인장이 가해졌을 때의 저항 변화의 평균값에 대한 차이의

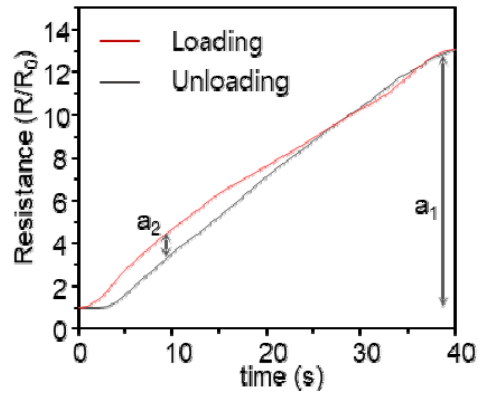


Fig. 7. Overlapped loading/unloading 0-2% strain graph for hysteresis measure.

최대값은 3.4%로 나타났다. 반복적인 5000번의 인장 실험에서도 센서의 감도는 거의 변화가 없는 것을 알 수 있어 내구성 또한 확인할 수 있다(Fig. 6).

센서의 반복성을 볼 수 있는 다른 특성은 히스테리시스(hysteresis) 다(Fig. 7). 히스테리시스는 센서의 특성을 나타내는 지표 중 하나이며 스트레인 센서의 경우 가해지는 스트레인을 가할 때와 가하지 않을 때의 센서의 저항 변화의 차이를 나타낸다. 그 정의에 따라($hysteresis = \Delta a_2 / \Delta a_1 \times 100$)으로 계산되었으며, 그 값은 9%였다. 일반적인 상용 센서의 값이 5% 미만의 값을 갖는 것에 비해 크다 할 수 있다.

이 결과는 크랙이 열리고 닫히면서 나타나는 현상에 의해 나타나는 것이며, 추후 연구를 통해 크랙의 형상을 제어하여 개선해야 할 필요가 있다.

센서의 감도를 최적화하기 위해 PDMS의 경화 조건을 다르게 하여 실험을 진행하였다. PDMS는 경화 조건에 따라 영 계수가 달라지는 특성이 있다. 이에 따라 세 가지 경우로 나누었으며, 조건 1은 85°에서 1시간 경화하고, 조건 2는 85°에서 1시간 경화 후 같은 온도에서 18시간 동안 추가 열처리를 하였다. 조건 3은 85°에서 1시간 경화 후 같은 온도에서 72시간 동안 추가 열처리를 가하였다. PDMS는 열처리 경화 온도와 추가 열처리 조건에 따라 그 영 계수가 달라지게 된다. PDMS는 열경화성 플라스틱의 종류로써 경화 시 사슬구조가 교차결합에 의해 분자구조의 변형을 겪게 된다. 이 때, 교차결합의 에너지가 커지고, 그 결합의 개수가 많아질수록 강도가 커지게 된다. 따라서 PDMS는 열처리

경화온도가 높고 추가 열처리를 많이 할수록 강도가 높아지는 특성을 가지게 된다. 그리고 크랙은 영 계수가 낮은 폴리머와 영 계수가 높은 금속 박막의 이중층으로 이루어져 있으며 이 두 재료의 영 계수 차이가 형상에 크게 영향을 미친다. 기존 연구에서는 이론적인 크랙 형성에 대해 분석되어 있다. 그 중 크랙 센서에 가장 영향을 크게 미치는 조건은 크랙의 깊이이며, 크랙이 더 이상 발생하지 않는 한계 스트레인(ϵ_c)은 다음 변수들을 갖는다.

$$\epsilon_c = f\left(\alpha, \beta, \frac{\Gamma_f}{E_f h}, \frac{H}{h}\right) \quad (1)$$

이 때 h 는 금속 박막의 두께를, H 는 폴리머 필름의 두께를, Γ_f 는 필름의 인성을, E_f 는 필름의 영 계수를 뜻한다. α 와 β 는 아래 식과 같이 계산될 수 있다.

$$\alpha = \frac{\bar{E}_f - \bar{E}_s}{\bar{E}_f + \bar{E}_s} \quad (2)$$

$$\beta = \frac{\bar{E}_f f(v_s) - \bar{E}_s f(v_f)}{\bar{E}_f + \bar{E}_s} \quad (3)$$

이 때 $\bar{E} = E/(1 - \nu^2)$ 으로 계산하며, $f(\nu) = (1 - 2\nu) / [2(1 - \nu)]$ 다. ν 는 푸아송비(Poisson's ratio)를 말한다. β 는 발생하는 크랙 사이의 간격에 관련 있는 변수이며, 크랙의 깊이와 관련 있는 변수는 α 이다. 본 논문에서는 PDMS의 경화 조건만 바꾸어 폴리머 필름의 영계수만 달라졌으며, 이에 따른 값의 변화를 아래 Table 1에 나타내었다[9].

값이 크랙의 깊이는 깊게 나타나게 되며 이에 따라 센서의 게이지팩터 변화는 Fig. 8에 나타나 있다. 이론으로 분석한 대로, 영 계수가 가장 낮은 조건 1의 센서가 가장 높은 값을 보였다. 센서의 감도를 높이기 위해서는 두 필름의 영 계수 차이를 최대화

Table. 1. Comparison of α according to variation of the modulus of PDMS

α	Platinum	PDMS (Pa)
0.99998	1.72E + 11	1.57E+06
0.99997	-	1.93E+06
0.99996	-	3.29E+06

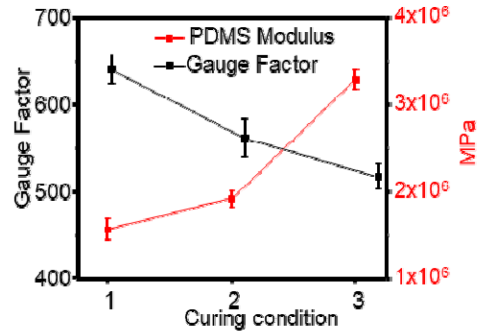


Fig. 8. Comparison of Gauge factor with the three different PDMS curing conditions.

하는 것이 필수 조건이라는 것을 알 수 있다. PDMS의 경우 더 큰 강도를 얻기 위해 추가 열처리를 하는 경우가 많은데, 열처리를 최소화해야 센서의 감도는 더욱 높아짐을 알 수 있다. 따라서 PDMS의 경우, 경화가 될 수 있는 정도의 최소한의 열을 가해야 한다.

게이지팩터의 변화는 크랙의 깊이 변화에 의해 나타난다. 이에 따른 크랙의 깊이를 계산해 보았다. 기존 연구에서, 크랙 센서의 저항 변화는 아래의 식을 따르게 된다.

$$R = 1 + (\epsilon / \epsilon_0)^B \quad (4)$$

이때 ϵ 은 스트레인을, ϵ_0 와 B 는 증착조건에 의해 나타나는 지표이며 그 값은 각각 0.39와 2.39이다. 또한, 게이지팩터가 2000으로 발표되었던 연구의 결과를 보면, 크랙의 깊이는 50 nm 였다. 크랙의 간격이 벌어짐은 깊이에 비례하게 되므로, 이에 따라 계산되는 크랙의 깊이는 경화조건 1, 2, 3에 따라 각각 28 nm, 26 nm, 25 nm로 나타난다.

4. 결 론

맥박의 측정은 개인의 건강상태에 대한 다양한 정보를 즉각적으로 얻을 수 있기 때문에 이에 대한 활발한 연구개발이 이루어지고 있다. 그러나 기존 기술 (PPG 방식)의 정확도 문제 때문에 적용에 한계가 있어 왔다. 본 논문에서는 크랙을 이용한 초고감도/초박막 센서를 이용해 정확하게 맥박을 측정할 수 있도록 초고감도 센서의 감도에 대한 최적화를 하였

다. 센서를 구성하는 PDMS 필름의 강도를 열처리 시간에 따라 조절할 수 있었으며, 이에 따른 센서의 감도 변화를 측정하였다. 그러나 센서가 피부의 변화를 측정하는 방식인 만큼 맥박 외 다른 움직임에도 센서 신호가 변화하여 이에 대한 추가 연구가 필요하다. 이 연구결과는 크랙 센서를 활용한 맥박 감지 연구의 발전에 기여하고 이를 이용해 고령화 인구의 건강 관리를 원격으로 관리하는 등의 적용으로 이어질 수 있을 것이다.

References

1. D. H. Kim, R. Ghaffari, N. Lu, and J. A. Rogers: *Annu. Rev. Biomed. Eng.* **14** (2012) 113-128.
2. H. R. Lim, H. S. Kim, R. Qazi, Y. T. Kwon, J. W. Jeong, and W. H. Yeo: *Adv. Mater.* **32** (2020) 1901924.
3. M. Wu and J. Luo: *Online J. Nurs. Inform.* (2019) 23.
4. 이재호, 이영재, 임민규, 박희정, and 이정환: 한국컴퓨터정보학회 학술발표논문집, **21**(1) (2013) 281-282.
5. D. Kang, P. V. Pikhitsa, Y. W. Choi, C. Lee, S. S. Shin, L. Piao, B. Park, K. Y. Suh, T. I. Kim, and M. Choi: *Nature* **516** (2014) 222-226.
6. S. Wang, P. Xiao, Y. Liang, J. Zhang, Y. Huang, S. Wu, S. W. Kuo, and T. Chen: *J. Mater. Chem. C* **6** (2018) 5140.
7. J. Lee, S. Kim, J. Lee, D. Yang, B. C. Park, S. Ryu, and I. Park: *Nanoscale* **6** (2014) 11932-11939.
8. M. Kim, B. U. Moon, and C. H. Hidrovo: *Journal of Micromechanics and Microengineering*, **23**(9) (2013) 095024.
9. M. D. Thouless, Z. Li, N. J. Douville, and S. Takayama: *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, **59**(9) (2011) 1927-1937.