

## 인간의 감정변화 상태 인지를 위한 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서

김재민\* · 서대건\* · 조영호\*<sup>†</sup>  
\* 한국과학기술원 바이오 및 뇌공학과

### Capacitive Skin Piloerection Sensors for Human Emotional State Cognition

Jaemin Kim\*, Dae Geon Seo\* and Young-Ho Cho\*<sup>†</sup>  
\* Dept. of Bio and Brain Engineering, KAIST

(Received May 16, 2014 ; Revised October 2, 2014 ; Accepted Octpber 8, 2014)

**Key Words:** Piloerection (입모근 수축), Capacitive Sensor (정전용량형 센서), Flexible Sensor (유연 센서)

**초록:** 본 논문은 감동, 두려움 등 인간의 급격한 감정이나 온도 변화에 따른 피부 입모근 수축 (소름) 현상 감지를 위한 정전용량형 전도성 폴리머 센서를 제안하였다. 전도성 폴리머를 이용한 소자 제작을 통해 소자의 착용감을 향상시켰으며, 기존 정성적 소름측정 방식에 비해 정확하고 객관적인 측정을 가능케 하였다. 인공적인 소름돌기를 이용한 실험결과, 0~326  $\mu\text{m}$ 의 정적인 소름의 높이를  $-0.00252 \text{ \%}/\mu\text{m}$ 의 민감도, 25.9 %의 비선형도로 측정하였다. 또한, 실제 인간의 피부에 부착하여 갑작스런 체온변화의 조건에서  $-6.2 \text{ fF}$  과  $-9.2 \text{ fF}$ 의 정전용량 변화를 측정함으로써 높이 145  $\mu\text{m}$ 와 194  $\mu\text{m}$ 의 피부 소름을 측정하였다. 제안된 소자는 피부 입모근 수축현상에 따른 인간의 소름을 객관적이고, 정량적으로 측정함으로써 인간이 느끼는 급격한 감정변화나 환경변화 정도를 수치화 할 수 있는 방법을 제시하였다.

**Abstract:** We designed, fabricated, and tested the capacitive microsensors for skin piloerection monitoring. The performance of the skin piloerection monitoring sensor was characterized using the artificial bump, representing human skin goosebump; thus, resulting in the sensitivity of  $-0.00252 \text{ \%}/\mu\text{m}$  and the nonlinearity of 25.9 % for the artificial goosebump deformation in the range of 0~326  $\mu\text{m}$ . We also verified two successive human skin piloerection having 3.5 s duration on the subject's dorsal forearms, thus resulting in the capacitance change of  $-6.2 \text{ fF}$  and  $-9.2 \text{ fF}$  compared to the initial condition, corresponding to the piloerection intensity of 145  $\mu\text{m}$  and 194  $\mu\text{m}$ , respectively. It was demonstrated experimentally that the proposed sensor is capable to measure the human skin piloerection objectively and quantitatively, thereby suggesting the quantitative evaluation method of the qualitative human emotional state for cognitive human-machine interfaces applications.

- 기호설명 -

$E$  : 피부 영 계수  
 $EI$  : 센서의 굽힘 강도  
 $2s$  : 전극 간격  
 $w$  : 전극 너비  
 $t$  : 센서 두께  
 $t_1$  : 실리콘 고무 상판 두께  
 $t_2$  : 전도성 폴리머 층 두께  
 $t_3$  : 실리콘 고무 하판 두께

$h$  : 피부의 거칠기 크기  
 $\lambda$  : 피부의 거칠기 파장  
 $\gamma$  : 실리콘고무와 피부간 부착 유효 힘

### 1. 서 론

최근 인간의 상태를 인지하고 이에 따라 능동적으로 반응하는 이른바, 인간-기계간 인지적 인터페이스<sup>(1,2)</sup>에 대한 관심이 높아짐에 따라, 인간의 상태 파악에 필요한 여러 징후를 인지할 수 있는 소자 개발이 활발하게 진행되고 있다. 이에 피부에서 나타나는 입모근 수축 (소름) 현상<sup>(3)</sup>은 인간의 주관적인 상태를 대변하는 중요한 징후 중 하

<sup>†</sup> Corresponding Author, [nanosys@kaist.ac.kr](mailto:nanosys@kaist.ac.kr)  
© 2015 The Korean Society of Mechanical Engineers

나로서, 주위 온도<sup>(3)</sup> 또는 심리적인 감동<sup>(4-7)</sup>의 변화 등에 의해 나타난다고 알려져 있다.

입모근 수축 현상을 측정하기 위한 기존의 방법 중, 광학장비를 이용하여 육안으로 판별하는 광학적 방법<sup>(4)</sup>은 측정자의 시각적 판단에 따라 측정결과가 달라질 수 있다는 문제점이 있다. 한편, 기존의 압력센서 기반의 피부 부착식 소자<sup>(8)</sup>를 이용한 소름측정 방법은 피험자의 피부에 측정소자를 부착하여 안정적인 접촉을 유지하기 위해 가해주는 물리적 압력의 크기와 변화에 따라 측정결과가 왜곡될 우려가 있다.

이에, 본 논문에서는 전도성 폴리머를 기반으로 한 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서를 제작함으로써 기존의 압력센서 방식에 비해 소자의 크기가 작고 가벼우며 피부 부착이 용이하여 접촉을 위해 피부에 가하는 물리적 자극을 최소화하여 보다 정확하고 안정적인 피부변형 측정을 꾀한다. 또한, 기존 광학식 방법에 비해 간단한 구조와 측정방법으로 인간 피부 소름을 객관적으로 측정할 수 있는 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서를 제안한다.

## 2. 구조 및 동작원리

### 2.1 구조

제안한 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서는 Fig. 1에 도시된 바와 같이 상하 실리콘 고무 층 사이에 9개의 나선형 전도성 폴리머 커패시터가 3×3 어레이로 설치되어 있으며, 각 커패시터는 신호선을 통해 접속 패드로 연결되어 있다.

전도성 폴리머 층은 나선형 커패시터와 신호선, 접속 패드를 포함하며 유연한 실리콘 고무 층은 유전체로 이용되는 동시에 피부 접촉면과의 절연 및 전도성 폴리머 층의 보호 역할을 한다.

### 2.2 동작원리

제안한 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서는 피부 표면의 변형에 따른 센서의 변형 정도를 정전용량 변화를 통해 측정한다. 피부 표면에 입모근 수축(소름)이 발생하면, 유연한 정전용량형 센서의 나선형 커패시터도 함께 변형을 일으키게 된다. 실리콘 고무 층의 영 계수가 전도성 폴리머의 영 계수보다 매우 작으므로, 전극 너비( $w$ )는 변하지 않고 전극 사이 간격( $2s$ )만 증가하게 된다. Fig. 2와 같이 커패시터를 이루는 두 전극 사이의 간격이 넓어지면 정전용량이 감소하므로 소름에 의한 피부 표면의 변형을 측정할 수 있다.

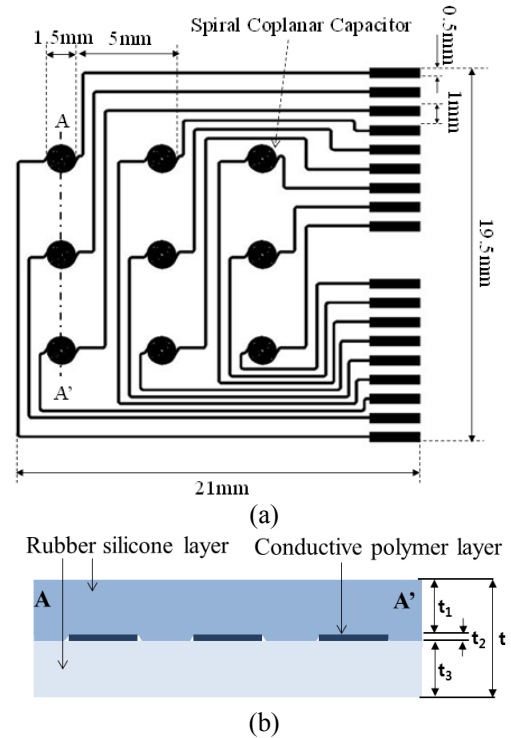


Fig. 1 The capacitive skin piloerection sensor: (a) top view; (b) cross sectional view along A-A' in (a).

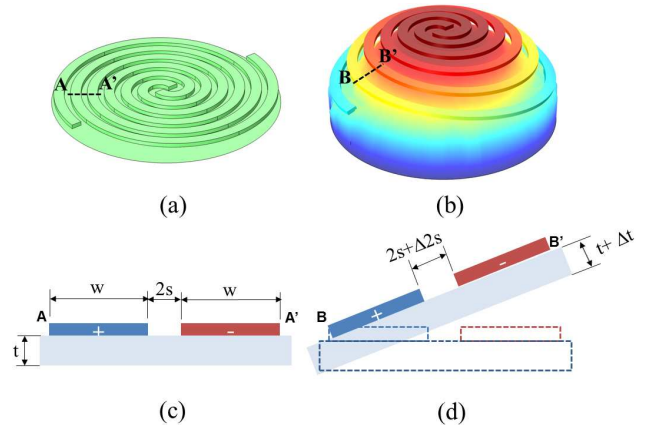


Fig. 2 The spiral coplanar capacitor: (a) before deformation; (b) after deformation; (c) cross sectional view along A-A' in (a); (d) cross sectional view along B-B' in (b)

## 3. 설계 및 제작

### 3.1 소재

피부 입모근 수축에 따라 민감하게 변형하고, 피부 부착성이 뛰어난 센서를 제작하기 위해 커패시터를 이루는 전극의 소재로 일반적으로 쓰이는 영 계수가 상대적으로 높은 금속성 물질 대신, 상대적으로 작은 영 계수( $\sim 3$  GPa)<sup>(9)</sup>를 가지며 5% dimethyl

sulfoxide (DMSO, Sigma Aldrich)로 도핑 후 건조한 상태에서 측정 시 850 S/cm 의 높은 전도성을 가지는 poly(3,4-ethylenedioxythiophene poly(styrenesulfonate) (PEDOT : PSS)(PH1000, Heraeus)를 선택하였다.

또한, 제작된 센서의 피부 부착성을 향상시키기 위해 전도성 폴리머 층을 감싸는 유전체로 피부의 영 계수 (140~600 kPa)<sup>(8)</sup>에 비해 작은 영 계수 (60 kPa)<sup>(8)</sup>를 가지는 실리콘 고무(Ecoflex 0030, Smooth-On, Inc.)를 선택하였다.

3.2 설계 및 해석

전극의 너비 ( $w$ )와 간격 ( $2s$ )을 결정함에 있어, 최적의 민감도와 선형성을 위해 FEM 해석을 수행하였다. Fig. 3 에 도시된 바와 같이 전극 너비가 30 $\mu\text{m}$ , 전극 간격이 10 $\mu\text{m}$  일 때 최적의 민감도와 선형성을 갖는다는 것을 확인하였다. 또한, 제작된 센서가 피부에 밀착되기 위한 두께를 다음과 같은 해석을 통하여 설계하였다. 피부의 거칠기는 다음과 같은 삼각함수 식으로 모델링이 가능하다.<sup>(8)</sup>

$$y(x) = h\{1 + \cos(2\pi x / \lambda)\} \quad (1)$$

식 (1)과 같은 피부 변형에 대하여 밀착 가능한 센서의 두께는 다음과 같은 식에 의해 결정하였다.<sup>(8)</sup>

$$h^2 < \{16 + (E\lambda^3) / (\pi^3 EI)\} \{(\gamma\lambda) / (\pi E)\} \quad (2)$$

공정오차를 고려하여 실리콘 고무 상판 두께 ( $t_1$ ), 전도성 폴리머 층 두께 ( $t_2$ ), 실리콘 고무 하판 두께 ( $t_3$ )를 각각 30  $\mu\text{m}$ , 1.2  $\mu\text{m}$ , 30  $\mu\text{m}$ 로 정하였으며, 이때 센서의 굽힘 강도 ( $EI$ )는  $1.21 \times 10^{-9} \text{ N}\cdot\text{m}$ 이다. 계산된 굽힘 강도 값과 더불어  $\gamma \approx 0.16 \text{ N/m}$ ,<sup>(8)</sup>  $\lambda \approx 140 \mu\text{m}$ ,<sup>(8)</sup>  $E \approx 140 \text{ kPa}$ <sup>(8)</sup>임을 고려하여 식 (2)에 의해 허용되는 피부 거칠기 ( $h$ )는 41.9  $\mu\text{m}$  이하로 설계되었다. 이는 알려진 피부 거칠기 범위인 10~15  $\mu\text{m}$ <sup>(10)</sup>를 포함하므로 앞서 설계한 두께를 가진 센서가 이론적으로 피부에 밀착 가능함을 확인하였다.

3.3 제작공정

설계된 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서는 Fig. 4 에 도시한 바와 같이 세 단계를 거쳐 제작되었다. 먼저, Fig. 4(a)~(c)에 보인 바와 같이 500  $\mu\text{m}$  두께의 실리콘 웨이퍼 위에 AZ9260 photoresist 를 이용하여 1.2  $\mu\text{m}$  두께의 몰드를 만들고, 그 위에 polydimethylsiloxane (PDMS)를 부어 굳힌 후 PDMS replica 를 떼어내었다. 다음으로 Fig. 4(d)~(f)에 보인 바와 같이 전도성 폴리머를 패터닝할 기판을 제작하기 위하여 500  $\mu\text{m}$  두께의 글래스 웨이퍼 위에 polyvinyl alcohol (PVA)를 5  $\mu\text{m}$  두께로

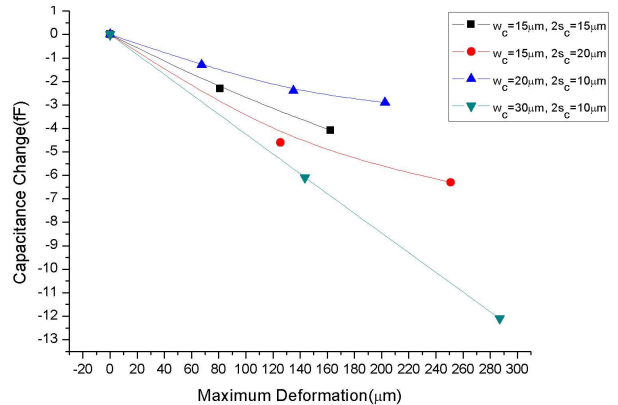


Fig. 3 Numerical estimation of the capacitance change of the capacitive skin piloerection sensor having different electrode spirals width ( $w$ ) and interspiral gap ( $2s$ ) depending on the maximum deformation

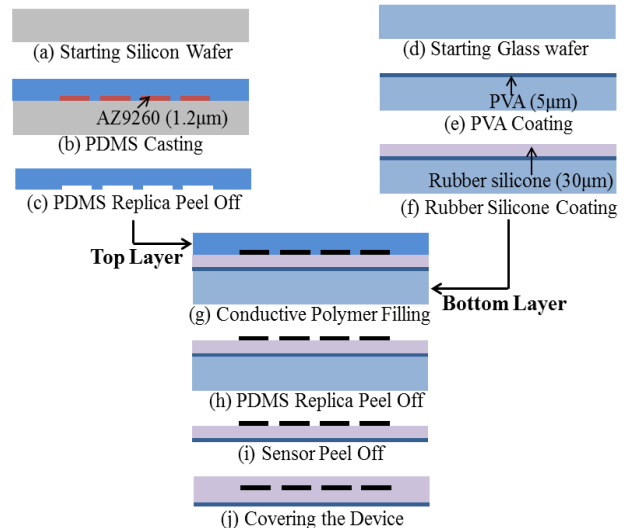


Fig. 4 Fabrication process of the capacitive skin piloerection sensor

코팅 한 후, 그 위에 실리콘 고무를 30  $\mu\text{m}$  두께로 코팅하였다. 이후, Fig. 4(g), (h)에 보인 바와 같이 앞서 제작된 PDMS replica 를 기판 위에 올려놓고 5% dimethyl sulfoxide (DMSO, Sigma Aldrich)로 도핑된 PEDOT:PSS 를 공간 사이로 주입하여 균일하게 전도성 폴리머 전극을 형성하고, PDMS replica 를 제거하였다. 마지막으로 글래스 웨이퍼로부터 떼어낸 기판(Fig. 4(i)) 위에 실리콘 고무로 덮음으로써 피부 입모근 수축 감지센서(Fig. 4(j))를 완성하였다. 제작된 센서는 Fig. 5 에 나타내었으며, 설계 및 제작된 치수를 Table 1 에 정리하였다.

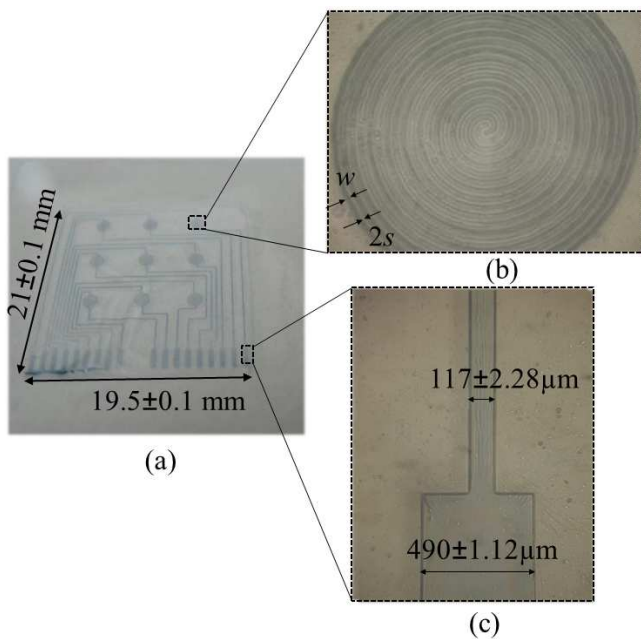
4. 성능평가 및 분석

4.1 인공 돌기를 이용한 센서 성능 검증

실제 입모근 수축 현상을 측정하기에 앞서 피부

**Table 1** Designed and measured dimensions of the capacitive skin piloerection sensor

Components	Designed [μm]	Measured [μm]
Capacitor electrode width, $w$	30.0	29.4±0.894
Capacitor electrode gap, $2s$	10.0	10.6±0.447
Capacitor electrode thickness, $t$	1.20	1.15±0.080
Signal line width	120	117±2.28
Contact pad width	500	490±1.12



**Fig. 5** Fabricated capacitive skin piloerection sensor: (a) overall view; (b) spiral coplanar capacitor; (c) signal wire and contact pad

변형을 모사할 수 있는 인공 돌기를 제작하고 그 위에 제작된 센서를 부착하여 그 성능을 측정하였다. 인공 돌기는 슬라이드 글래스 위에 2 mm 지름의 구멍을 낸 PDMS 블록을 붙이고 그 위에 60 μm 두께의 PDMS 박막을 붙여 제작하였다. 제작된 인공 돌기에 실리콘을 연결하여 압력을 가할 수 있게 하였고, 가해진 압력에 의해 PDMS 박막이 부풀어 올라 입모근 수축시의 피부 표면 형상을 모사하였으며, 압력 센서를 함께 설치하여 인공 돌기의 최대 높이를 조절 할 수 있게 하였다.

Fig. 6 과 같이 Flexible Printed Circuit (FPC)를 이용하여 피부 입모근 수축 감지센서와 AD7152 evaluation board 를 연결하였으며 측정된 정전용량 값을 컴퓨터를 통해 수집하였다. FPC 와 입모근

수축 감지 센서의 연결을 하기 위해서는 실버 페이스트를 이용하였는데, 실버 페이스트 소량을 좁은 범위에 도포할 수 있도록 펜 타입의 디스펜서를 이용하였다. 연결된 부위는 측정 시 움직이지 않도록 단단히 고정되어야 하며, 강인한 결속을 위하여 전극 간 접속 후 히트 건을 이용하여 수분간 가열함으로써 실버 페이스트를 완전히 굳혀 주어야 한다. 정전용량 측정 방식 상 외부 노이즈에 민감하므로 AD7152 evaluation board 는 동박으로 싸인 차폐 박스 안에 위치시켰으며 FPC 와 AD7152 evaluation board 간 접속은 노이즈 차폐형 케이블을 이용하였다. 나선형 커패시터에 가해진 전압은 ±1.65V 였고, 그 주파수는 32 kHz 였다.

먼저, 어떤 변형도 가하지 않았을 때의 기본 정전용량과, RMS 노이즈 레벨을 측정하고 입모근 수축 시 예상되는 정전용량 값의 변화량을 노이즈 레벨과 비교하였다. 측정된 기본 정전용량은 2.41 pF 이었고, RMS 노이즈 레벨은 0.620 fF 이었다. FEM 해석을 통해 얻은 예상 신호 레벨은 센서가 211 μm 의 높이만큼 변형하였을 때 11.5 fF 만큼 감소하는 것으로 나타나 18.5 의 S/N 비를 가질 것으로 예상되었다. 이는 제작된 센서와 구성된 실험장치를 이용하여 입모근 수축에 따른 신호의 변화를 감지할 수 있는 S/N 비 이다.

제작된 피부 입모근 수축 감지센서를 인공 돌기에 붙인 후 압력을 0 에서 35 kPa 까지 5 kPa 단위로 인가하면서 센서의 변형을 측정하였다. 변형 정도는 현미경을 이용해 센서 표면에 초점을 맞추고 압력에 의해 변형되어 초점이 벗어나면 다시 그 초점을 맞추는 때까지 대물렌즈 (Mitutoyo, M Plan Apo 20X, depth of focus (DOF): 1.6 μm)가 이동하는 거리를 기록하여 측정하였으며, 측정 결과는 Fig. 7 에 나타내었다. 대물렌즈의 DOF 가 측정 대상의 크기에 비해 매우 작기 때문에 정밀한 측정이 가능했다. 또한, 인공 돌기에 가해지는 압력에 따른 정전용량의 변화를 측정하였다. 정전용량 변화는 압력을 준 후 평균 정전용량 값에서 압력을 주기 전 정전용량 값을 빼는 방식으로 측정 되었으며, 각 압력 별로 측정하였다. Fig. 8 에는 25 kPa 의 압력이 가해졌을 때의 정전용량의 변화 추이와 정전용량 변화량을 표시하였다. Fig. 9 에는 앞서 구한 두 관계를 이용하여 피부 입모근 수축 감지센서의 변형에 따른 정전용량의 변화량을 구하여 FEM 해석 결과와 함께 도시하였다. 제작된 피부 입모근 수축 감지센서의 민감도와 비선형도는 0~326 μm 의 센서 변형에서 각각 -0.00252 %/μm, 25.9 %로

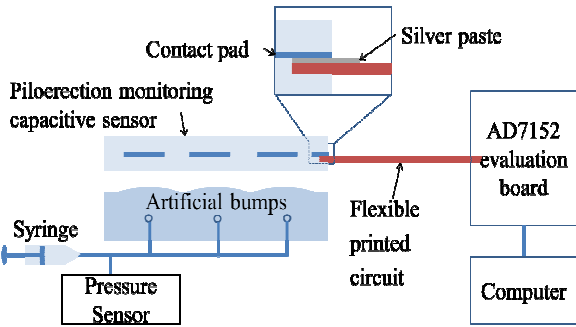


Fig. 6 Experimental setup for the sensor characterization using artificial bumps

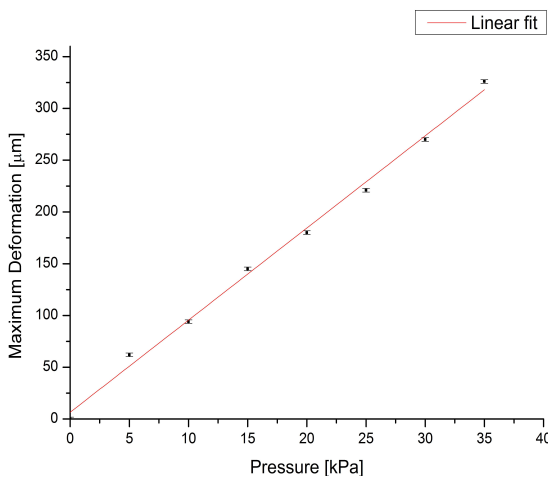


Fig. 7 The maximum deformation of the capacitive piloerection sensor depending on the pressure applied to the artificial bumps

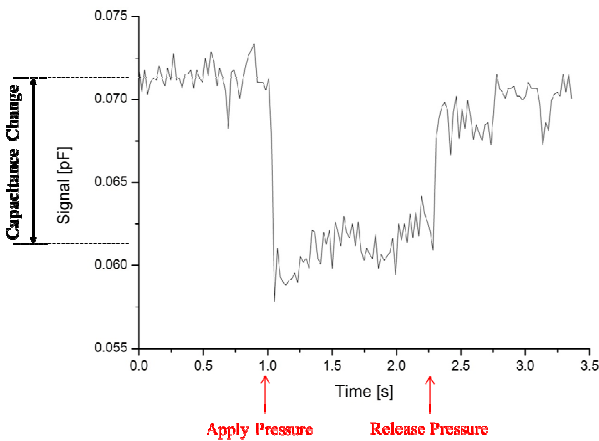


Fig. 8 Time-dependent capacitance change measured from the capacitive piloerection sensor when the pressure of 25 kPa is applied to and released from the artificial bumps

측정하였다. 민감도는 선형 추세선의 기울기를 초기 정전용량 값으로 나누어 퍼센트로 나타낸 값이며, 비선형도는 선형 추세선으로부터 +방향으로 최대 벗어난 값과 -방향으로 최대 벗어난 값

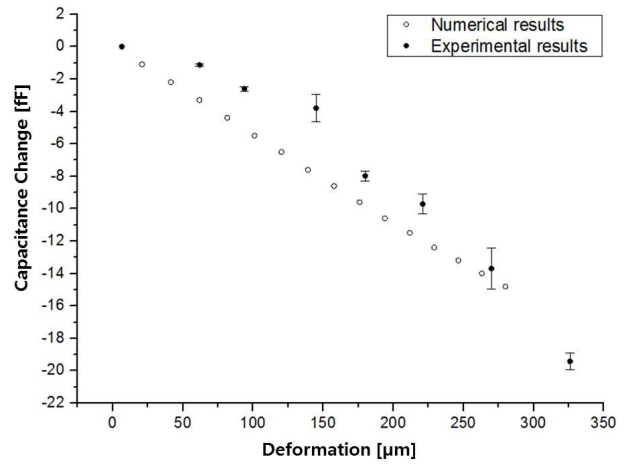


Fig. 9 Capacitance change of the capacitive piloerection sensor for varying artificial bump deformation

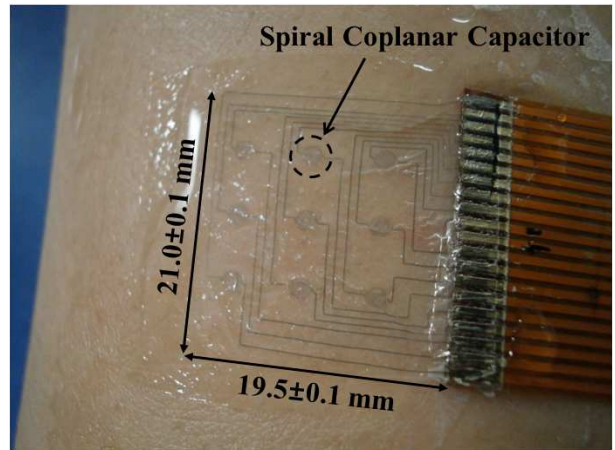


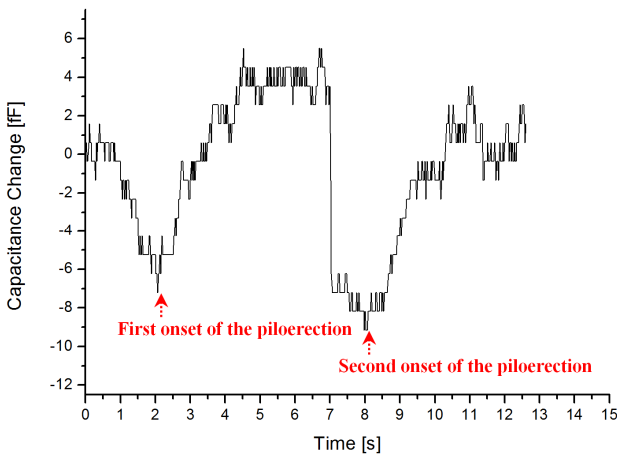
Fig. 10 The capacitive piloerection sensor conformally attached to the dorsal forearm

의 차를 전체 정전용량 범위로 나누어 퍼센트로 나타낸 값이다.

#### 4.2 피부 부착을 통한 소름감지 성능

제작된 피부 입모근 수축 감지센서를 실제 인간의 피부에 부착하여 소름감지 성능을 측정하였다. 먼저 제작된 센서를 PVA 필름이 위로 오도록 피부에 위치시키고 물을 이용하여 PVA 필름을 녹임으로써 PVA 필름 아래 있던 센서가 피부에 반데르발스 힘만으로 밀착되도록 하였다. 센서 부착에 쓰인 물은 측정 실험 전에 완전히 건조 시켰다. Fig. 10 은 피부에 밀착된 피부 입모근 수축 감지센서의 모습을 보인 것이다. 제작된 센서는 피부에 부착한 채로 3 시간 가량의 실험 동안 기능을 잃지 않고 부착되어 있었으며, 실험 후에는 핀셋을 이용하여 쉽게 제거가 가능하였다.

28 세 남성 피실험자에게 얼음을 쥐게 하여 갑작스런 체온변화를 유발함으로써 실제 소름을 측



**Fig. 11** Time-dependent capacitance change measured from the capacitive piloerection sensor attached to the dorsal forearm, when two successive piloerections were evoked due to sudden body temperature change by grabbing ice cubes

정한 결과 각각 3.5 초의 지속시간을 갖는 -6.2 fF, -9.2 fF의 정전용량 변화를 측정(Fig. 11)하였으며, 이는 앞서 구한 정전용량 변화량과 센서 변형량의 관계에 따르면 각각 145  $\mu\text{m}$ , 194  $\mu\text{m}$  높이의 소름에 해당된다. 측정된 높이는 인공 돌기 상에서 보정된 정보에 의거한 것으로 이는 인공 돌기와 피부의 비유전율 차이에 의한 정전용량 변화량의 차이를 무시한 것이다. 피부의 비유전율은 피부의 상태, 특히 습도에 민감하므로 보다 정확한 측정을 위해서 향후 피부의 습도 변화를 감지하는 습도 센서를 함께 집적하는 후속 연구가 필요하다.

## 5. 결론

본 논문에서는 인간의 피부 입모근 수축 현상(소름)을 측정할 수 있는 정전용량형 피부 입모근 수축 감지센서를 제안하고 제작하여 실험적으로 성능을 검증하였다. 기존의 소름 측정 방법에 비해 본 피부 입모근 수축 감지센서는 작고 가벼워 피험자의 피부에 가하는 물리적 자극을 최소화 하여 더욱 정확하고 객관적으로 피부 입모근 수축을 측정할 수 있음을 실험적으로 입증하였다. 본 센서는 급속한 온도나 감정의 변화로 인한 피부의 입모근 수축(소름) 뿐만 아니라, 피부를 통해 나타나는 인간의 상태 징후를 인지하고 이에 능동적으로 반응하는 인지형 인간-기계 인터페이스에 적용이 가능하다.

## 후 기

이 논문은 정부 미래창조과학부의 재원으로 신기술 융합형 성장동력사업의 지원(과제번호 2014048778)

을 받아 수행된 연구임

## 참고문헌 (References)

- (1) Ohashi, H., Tsutsumi, H., Tanabe, S., Kimura, K., Murakami, H. and Kiyohara, K., 2007, "Subjective Thermal Comfort in the Environment with Spot Cooling System," *Clima 2007 WellBeing Indoor Congress*, Helsinki, Finland.
- (2) Oehl, M., Siebert, F. W., Tews, T., Höger, R. and Pfister, H., 2011, "Improving Human-machine Interaction—a Noninvasive Approach to Detect Emotions in Car Drivers," *The 14<sup>th</sup> International Conference on Human-Computer Interaction: Towards Mobile and Intelligent Interaction Environments*, Florida, USA, pp. 577~585.
- (3) Jänig, W., 2006, *The Integrative Action of the Autonomic Nervous System*, Cambridge University Press, Cambridge, pp. 129.
- (4) Benedek, M., Wilfling, B., Lukas-Wolfbauer, R., Katur, B. H. and Kaernbach, C., 2010, "Objective and Continuous Measurement of Piloerection," *Psychophysiology*, Vol. 47, pp. 989~993.
- (5) Craig, D., 2005, "An Exploratory Study of Physiological Changes During 'Chills' induced by Music," *Musicae Scientiae*, Vol. 9, pp. 273~287.
- (6) Benedek, M. and Kaernbach, C., 2011, "Physiological Correlates and Emotional Specificity of Human Piloerection," *Biological Psychology*, Vol. 86, pp. 320~329.
- (7) Grewe, O., Kopiez, R. and Altenmüller, E., 2009, "The Chill Parameter: Goose Bumps and Shivers as Promising Measures in Emotion Research," *Music Perception*, Vol. 27, No. 1, pp. 61~74.
- (8) Kim, D., Lu, N., Ma, R., Kim, Y., Kim, R., Wang, S., Wu, J., Won, S., Tao, H., Islam, A., Yu, K., Kim, T., Chowdhury, R., Ying, M., Xu, L., Li, M., Chung, H., Keum, H., McCormick, M., Liu, P., Zhang, Y., Omenetto, F. G., Huang, Y., Coleman, T. and Rogers, J. A., 2011, "Epidermal Electronics," *Science*, Vol. 333, pp. 838~843.
- (9) Tahk, D., Lee, H. and Khang, D., 2009, "Elastic Moduli of Organic Electronic Materials by the Buckling Method," *Macromolecules*, Vol. 42, pp. 7079~7083.
- (10) Dalmases, F., Cibrián, R., Buendía, M., Romero, C., Salvador, R. and Montilla, J., 1988, "Speckle Correlation Technique to Determine Roughness in the Dermatologic Interval," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 33, No. 8, pp. 913~922.