

접촉력 보정이 가능한 열적 방식의 혈류량 측정기

심재경* · 윤세찬* · 조영호**

* KAIST 바이오및뇌공학과

A Thermal Blood Flow Sensor with Contact Force Compensation

Jai Kyoung Sim*, Sechan Youn* and Young-Ho Cho**

* Dept. of Bio and Brain Engineering, KAIST

(Received February 2, 2012 ; Revised December 7, 2012 ; Accepted December 20, 2012)

Key Words : Peripheral Blood Flow Measurement(말단 혈류량 측정), Contact Force Compensation(접촉력 보정)

초록: 본 논문은 접촉력 보정이 가능한 혈류량 측정기를 제안한다. 기존 혈류량 측정기는 접촉력의 영향을 최소화하기 위해 혈류량 센서를 피부에 고정했으나 이런 점은 전자기기에 적용이 용이하지 않다는 단점이 있다. 이에 본 연구에서는 혈류량 센서에 힘 센서를 집적하여 혈류량과 접촉력의 동시 측정을 통해 접촉력에 따른 혈류량 변화 오차를 보정하여 접촉력에 무관한 혈류량 측정이 가능한 소자 및 방법을 제안한다. 제작된 혈류량 측정기의 성능 분석 결과, 접촉력에 따른 혈류량 변화는 31.7%/N 의 선형적 감소경향임을 확인하였고, 이를 이용하여 접촉력에 따른 혈류량 오차를 보정한 결과, 접촉력 1~3N 에서 최대 편차가 9.8%로 나타나 다른 접촉력 조건에서도 일정한 혈류량 측정이 가능함을 보였다. 제안한 소자는 접촉력에 무관하게 정확한 혈류량을 측정할 수 있어, 접촉 가능한 전자기기에의 적용이 용이하다.

Abstract: This paper proposes a thermal peripheral blood flowmeter integrated with a force sensor that is capable of contact force compensation. We fabricate this blood flowmeter using a nickel RTD (resistance temperature detector) and piezoresistive force sensor by using microfabrication technology. In an experiment, we obtained a decreasing trend for the blood flow under an increasing contact force with a linear tendency of 31.7%/N. We then performed a compensation process based on this obtained trend. As a result, the maximum variance in the blood flow at 1-3N was 9.8%. Thus we achieved consistent blood flow measurement independent of the contact force. In this work, we verified that the thermal blood flowmeter integrated with a force sensor has the ability to accurately measure the blood flow independent of the contact force.

- 기호설명 -

T : 피부온도
 T_0 : 초기피부온도
 T_{peak} : 최대피부온도
 t : 시간
 $BF_{measured}$: 본 소자에의 혈류량 측정값
 BF_{LDF} : LDF 에서 도출한 혈류량 값
 f : 접촉력에 따른 혈류량 변화경향
 BF_{F0} : 혈류량 보정값
 ΔF : 힘 변화량
 R : 저항

G : 게이지 상수
 ε : 변형률

1. 서론

본 논문에서는 열적 방식의 혈류량 센서에 힘 센서를 집적하여 접촉력 보정이 가능한 혈류량 측정기를 제안한다. 말단 혈류량은 혈류량 센서와 접촉피부간의 접촉력에 따른 피부조직의 변형에 큰 영향을 받는다.⁽¹⁾ 따라서 기존 혈류량 측정기^(2,3)는 일정한 접촉력 유지를 위해 측정기를 피부에 고정 또는 부착을 하였으나 이런 점은 전자기기 등에 집적 및 적용되기 용이하지 않다는 단점을 가지고 있다. 이에 본 연구에서는 열적 방식의 혈류량 측정기에 힘 센서를 집적하여 혈류량과 접촉력을 동시에 측정함으

† Corresponding Author, nanosys@kaist.ac.kr
 © 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

로써 접촉력에 의한 영향을 보정할 수 있는 소자 및 방법을 제안한다.

2. 동작 원리 및 설계

2.1 혈류량 측정기의 구조 및 원리

제안된 혈류량 측정기(Fig. 1)는 손가락 접촉부가 있으며 그 위에 온도센서와 가열기로 구성된 혈류량 센서를 포함한다. 손가락 접촉부 가에는 박막으로 구성되어 있으며 그 위에 2쌍의 압전저항으로 구성된 힘 센서를 포함한다.

혈류량 센서로 사용되는 온도센서와 가열기를 구성하기 위해 온도에 따라 저항이 변하는 측온저항체(RTD, Resistance Temperature Detector)와 금속 가열기의 역할을 동시에 할 수 있는 금속박막을 사용하여 측온저항체&가열기를 구현하였다. 혈류량을 열

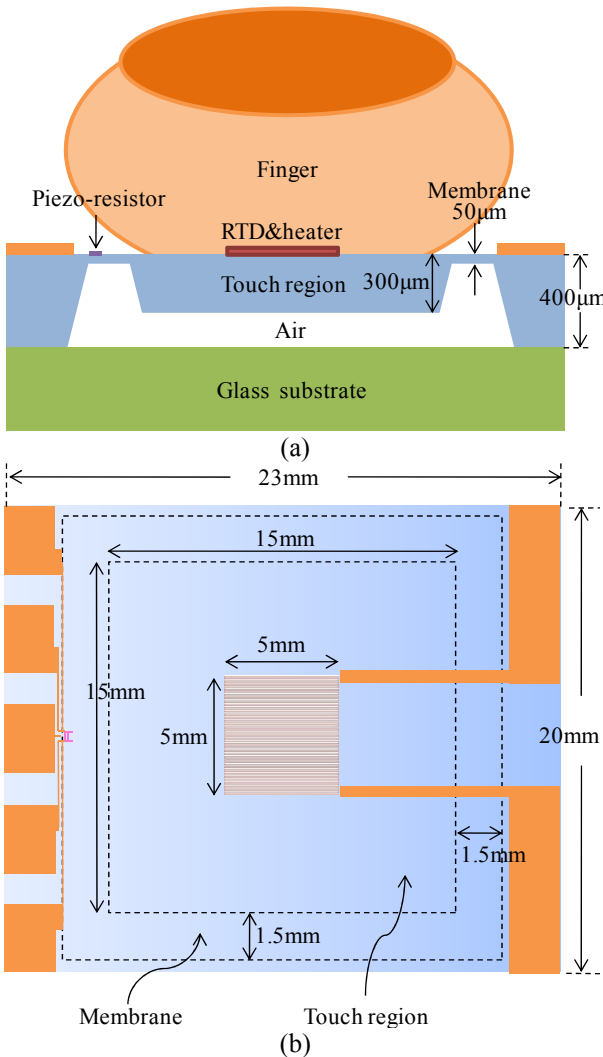


Fig. 1 Schematic view of the present device: (a) cross sectional view with fingertip contact; (b) top view

적 방식으로 측정하는 원리는 Heat-washout⁽²⁾ 방법을 이용해 구현하였다. Figure 2는 Heat-washout 방법을 이용해 혈류량과 비례하는 혈류량 계수를 도출하는 방법을 나타낸다. 손가락을 접촉부에 접촉하였을 때, 피부의 초기 온도 T_0 를 측정 후, 피부를 40°C 이상 가열한다. 이후 가열을 마친 후 냉각되는 피부의 온도를 기록한다(Fig. 2(a)). 획득한 시간에 따른 온도감소 곡선에서 $\Delta T = T - T_0$ 값을 로그스케일로 바꾸어 시간에 따른 반대수(semi-logarithmic) 표로 변환하면 직선이 도출되며(Fig. 2(a)), 이 직선의 기울기가 혈류량과 비례하는 혈류량 계수이다. 혈류량 계수를 혈류량 측정값이라 두었을 때, 관련 수식을 나타내면 다음과 같다.

$$BF_{measured} = \ln\left(\frac{T_{peak} - T_0}{T - T_0}\right) / t \quad (1)$$

여기서 T_{peak} 는 가열 후 최대피부온도를 나타내고, t 는 시간, $BF_{measured}$ 은 Heat-washout 방법을 이용한 혈류량 측정값을 나타낸다.

힘 센서로 사용되는 2쌍의 압전저항을 구성하기

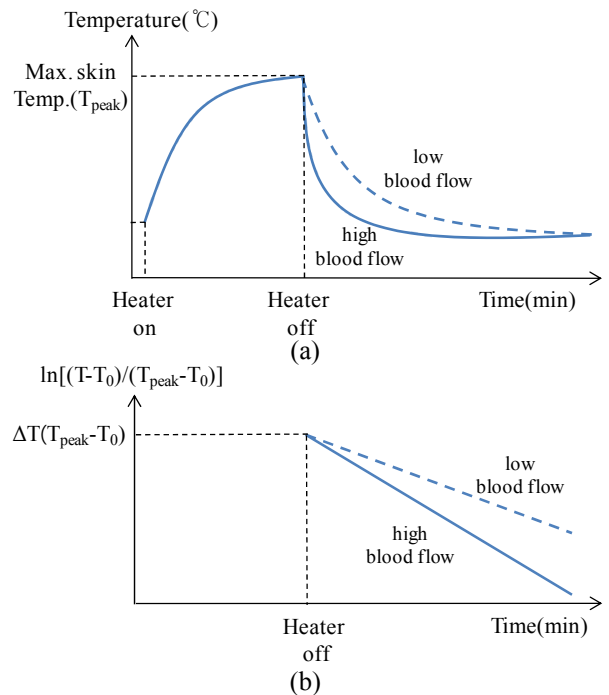


Fig. 2 Overall process of the Heat-washout method for blood flow measurement: (a) diagram of the skin temperature against the time during heating and cooling; (b) obtained straight line by transforming the Y-axis into semi-logarithmic scale. Slope of the straight line indicates the blood flow parameter which is proportional to the peripheral blood flow at the skin

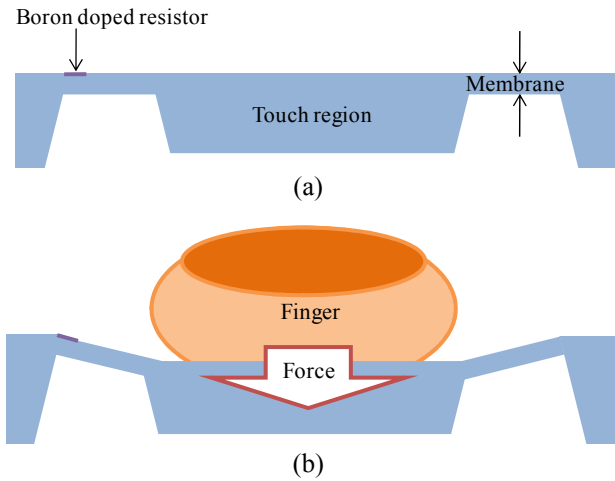


Fig. 3 Working principle of the contact force detection using piezoresistive method: (a) structure of the force sensor; (b) force sensor with the finger contact

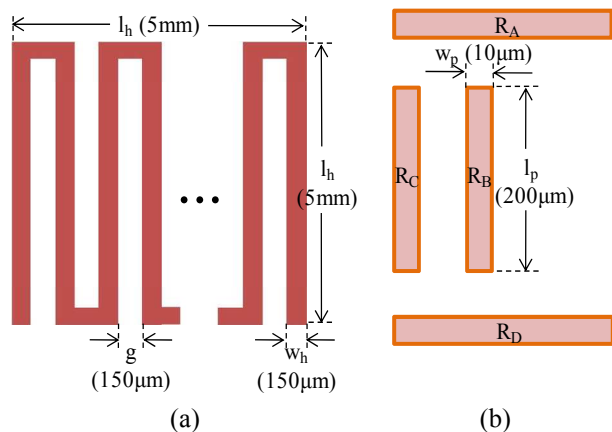


Fig. 4 Design of the RTD&heater and the Piezo-resistor: (a) dimensions of the RTD&heater of Nickel metal patterned; (b) dimensions and arrangement of the Piezo-resistors of Boron doped

위해서 보론 도핑이 된 압전저항을 Figure 3 과 같이 변형률이 가장 큰 박막 끝에 배치하였다. Figure 3 에서와 같이 외부에 힘이 가해져 박막에 응력이 생길 경우, 응력에 의해 박막이 변형되어 압전저항의 저항이 변화하게 된다. 변화되는 저항을 증폭기를 이용해 전압으로 도출할 수 있다. 박막 변형에 따른 압전저항의 저항변화 관련 수식은 다음과 같이 나타난다.

$$\frac{\Delta R}{R} = G \cdot \varepsilon \quad (2)$$

여기서 R 은 압전저항의 저항을 나타내며, ΔR 은 압전저항의 저항변화, G 는 게이지 상수, ε 는 박막 가장자리에서의 변형률을 나타낸다.

Table 1 Designed and measured dimensions of the present blood flowmeter

Characteristics		Designed	Fabricated
Touch region	width & length, w_r	15mm	14.6±0.1mm
	Thickness, t	300 µm	279.3±0.9µm
Blood flow sensor	Width & Length, l_h	5.0mm	5.10±0.05mm
	Pattern Width, w_h	150 µm	146.5±3.1µm
Force sensor	Membrane thickness, t_m	50 µm	66.3±1.6µm
	Membrane width, w_m	1.5mm	1.55±0.02mm
	Piezoresistor width, w_p	10 µm	14.6±1.7µm
	Piezoresistor length, l_p	200 µm	208.8±2.0µm

제안된 소자에서 획득한 혈류량 측정값 $BF_{measured}$ 와 접촉력 F 를 이용하면 혈류량 보정이 가능하다. 혈류량은 혈류량 센서와 접촉피부 사이의 접촉력 증가에 따라 감소하는 경향이 있다. 따라서 접촉력 증가에 따른 혈류량의 감소 경향을 안다면 접촉력과 혈류량의 동시 측정을 통해 접촉력에 따른 혈류량 보정이 가능하다. 관련된 혈류량 보정 과정을 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$BF_{F_0} = f(BF_{measured}, \Delta F) \quad (3)$$

여기서 F_0 는 기준 접촉력을 나타내며, BF_{F_0} 는 접촉력 F_0 에서의 혈류량 계수, ΔF 는 $F - F_0$, f 는 $BF_{measured}$ 과 ΔF 에 대한 함수인 접촉력에 따른 혈류량 변화 경향을 나타낸다.

2.2 혈류량 측정기의 설계

Figure 1 에서 보는 바와 같이 제안하는 혈류량 측정기는 전체 너비, 길이 및 높이는 각각 23mm, 20mm, 900µm 이다. 손가락이 직접 닿는 접촉부는 사람의 접촉부위의 직경을 고려하여 가로 및 세로를 15mm 로 설계하였다.

Figure 4(a)는 측온저항체&가열기의 설계치수를 보여준다. 온도에 따른 저항변화 성능과 공정의 용이성을 고려하여 재질은 니켈로 선택하였다.

손가락 전체가 측온저항체&가열기를 덮을 수 있으면서 25~50°C 의 온도변화를 감지하며 20초 내에 40°C 이상 가열할 수 있는 가열 성능을 구현하기 위해서 전체 너비와 길이를 5mm, 금속 폭 및 갭을 150µm, 두께를 0.3µm 로 설계하였다.

Figure 4(b)는 압전저항의 설계치수 및 배치를 보여준다. 치수는 폭, 길이를 각각 10µm, 200µm로

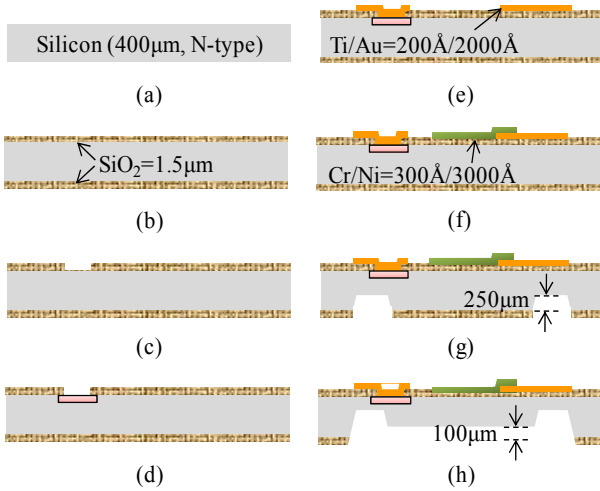


Fig. 5 Fabrication process of the present device showing the cross-sectional view: (a) Starting wafer; (b) Thermal oxidation; (c) Oxide etching; (d) Boron doping; (e) Ti/Au deposition & etching; (f) Cr/Ni deposition & etching; (g) Oxide etching & Si bulkmicromachining(1); (h) Oxide etching & Si bulkmicromachining(2)

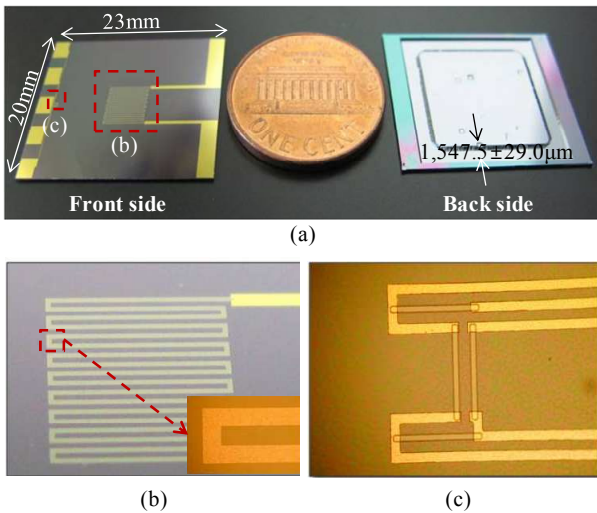


Fig. 6 Fabricated device: (a) Front side and back side of the blood flowmeter; (b) Nickel patterned for RTD&heater; (c) piezoresistors arranged

설계하였다. 2 쌍의 압전저항을 각각 종방향과 횡방향으로 배치하여 휘트스톤 브리지 회로의 구성을 가능하게 하였다.

3. 제작 공정

Figure 5는 제안하는 혈류량 측정기의 공정 순서도이다. 공정을 위해 사용되는 웨이퍼는 400 μ m 두께의 N 타입 Double polished Si 웨이퍼(Fig. 5(a))이다. 먼저 절연층 형성을 위해 1.5 μ m 두께의 SiO₂를 Thermal oxidation하여 증착(Fig. 5(b))한다.

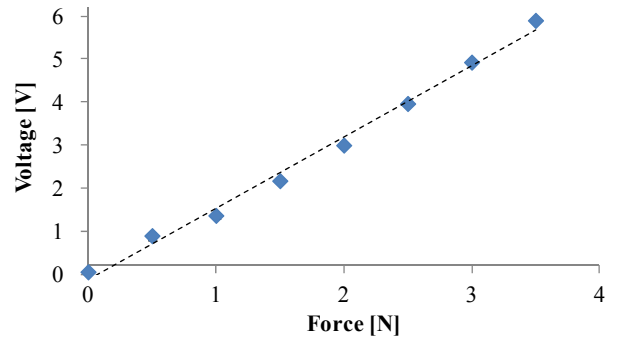


Fig. 7 Performance of the force sensor (Contact force Vs. Voltage)

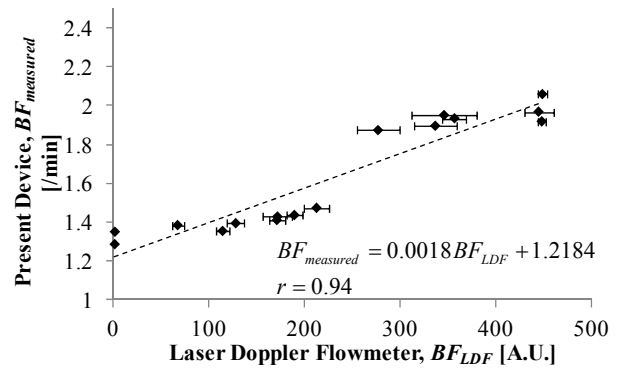


Fig. 8 Obtained blood flow measured by the present device compared to LDF method ($BF_{measured}$ vs. BF_{LDF}) where A.U. is the arbitrary unit, and the r is the correlation coefficient obtained by using the method of least squares

압전저항이 형성될 위치를 BOE(Buffered Oxide Etchant)를 이용해 SiO₂ 에칭(Fig. 5(c))을 한다. 이후 압전저항 형성을 위한 보론 도핑(Fig. 5(d))을 한다. 압전저항을 연결할 도선 형성을 위해 200 \AA /2000 \AA 두께의 Ti/Au층을 증착하여 패터닝(Fig. 5(e))한다. 다음 측온저항체&금속가열기 형성을 위해 300 \AA /3000 \AA 두께의 Cr/Ni층을 증착하여 패터닝(Fig. 5(f))한다. 박막형성을 위해 Backside 에 BOE를 이용해서 SiO₂를 에칭한 후 Bulk Micromachining으로 250 μ m두께의 Si을 에칭(Fig. 5(g))한다. 이후 접촉부의 Backside 위치에 같은 방법으로 에칭한 후 100 μ m두께의 Si을 에칭(Fig. 5(h))하여 접촉부와 박막을 형성한다. Table 1은 제작한 혈류량 측정기에서 측정된 치수를 정리한 것이고, Fig. 6은 제작된 소자의 사진이다.

4. 측정 결과 및 고찰

4.1 힘 센서 성능

힘 센서의 성능을 평가하기 위해 회로를 구성한

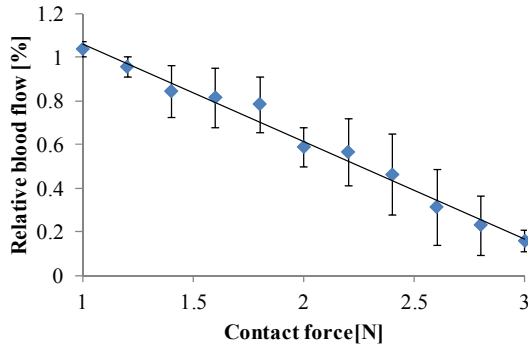


Fig. 9 The relative blood flow measured by the LDF depending on the contact force, where the relative blood flow is the ratio of the blood flow compared to the value of the reference blood flow at 1N

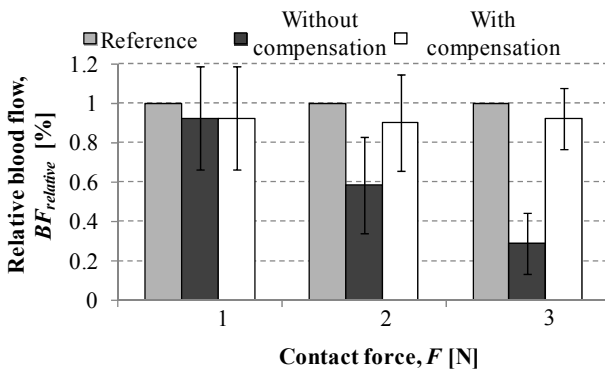


Fig. 10 Blood flow measured by the present device at three different contact force of 1~3N without and with the contact force compensation process compared to LDF method at 1N

후, 정해진 질량의 추를 이용해 질량에 따른 전압 변화를 Fig. 7과 같이 측정하였다. 그 결과, 6V의 입력 전압에 30배의 증폭률의 조건에서, 민감도가 1.7V/N, 정확도는 0.05N의 성능을 보였다. 이는 손가락 접촉력의 범위가 약 1~3N⁽⁴⁾인 것을 감안했을 때 접촉력 측정에 적절한 성능으로 판단된다.

4.2 혈류량 센서 성능

혈류량 센서의 혈류량 측정 성능을 평가하기 위해 엄지 손가락에는 본 소자를 이용해 혈류량 측정값 도출하고 중지 손가락에는 LDF (Laser Doppler Flowmeter, moorVMS-LDF2)를 이용해 혈류량 값을 획득하여 비교하였다. 그 결과 본 소자의 혈류량 측정값과 LDF의 혈류량 값의 관계는 Fig. 8과 같이 나타났다.

본 소자에서 도출한 혈류량 측정값 ($BF_{measured}$)과 LDF에서의 혈류량 값(BF_{LDF}) 간의 상관 계수 (correlation coefficient)는 0.94로 기존 혈류량 측정기 성능(0.73~0.98)^(2,5,6)과 비교해 보았을 때,

본 소자에서 도출한 혈류량 측정값은 혈류량과 비례한 값이라 결론 내릴 수 있음을 확인하였다.

4.3 접촉력 보정 혈류량 측정

Figure 9는 접촉력 증가에 따른 LDF 혈류량 값의 변화를 나타낸 것이다. 그 결과, 기준 혈류량과 비교했을 때 비선형도가 3.25%로 나와 접촉력에 따라 혈류량이 선형적으로 감소한다는 사실을 실험적으로 확인하였다. 제작된 혈류량 측정기의 접촉력 증가에 따른 혈류량 감소경향을 관찰한 결과, 감소되는 정도는 31.7%/N (Fig. 10, 검은색 막대그래프)으로 확인되었다. 접촉력에 따른 혈류량 감소경향이 선형적이라는 가정을 이용하여 혈류량 측정값과 접촉력으로 구성된 혈류량 오차보정 수식을 나타냈다.

$$BF_{F_0} = \frac{BF_{measured}}{(1 - \alpha \cdot (F - F_0))} \quad (4)$$

여기서 BF_{F_0} 는 혈류량 보정값을 나타내며, $BF_{measured}$ 는 혈류량 측정값, α 는 31.7%/N으로써 실험적으로 확인한 혈류량 감소정도, F 는 접촉력, F_0 는 1N을 기준으로 했을 때의 기준접촉력을 나타낸다. 식 (4)를 이용하여 접촉력에 따른 혈류량 측정값의 보정을 수행하였다. Figure 10은 본 소자에서 혈류량을 측정하여 보정을 수행하지 않은 결과와 수행한 결과의 값들을 LDF를 이용하여 얻은 기준값과 비교한 것이다. 보정수행 전에는 접촉력에 따라 확인한 감소경향을 보이는 혈류량 측정값은, 도출된 보정수식을 적용 시에는 이상적 값과 9.8%의 차이를 보이는 값으로 보정됨을 확인하였다.

5. 결론

본 연구에서는 혈류량 센서에 힘 센서를 집적하여 접촉력에 따른 혈류량 변화를 보정할 수 있는 열적방식의 혈류량 측정기를 제안하였다. 힘센서의 성능은 민감도가 1.7V/N, 정확도가 0.05N로 측정되어 접촉력 측정에 적절하다고 판단되었으며, 혈류량 센서는 기존 검증된 LDF와의 비교실험을 한 결과 상관계수가 0.94로 혈류량과 비례한다는 사실을 확인하였다.

본 혈류량 센서에서 도출한 혈류량 측정값은 접촉력에 따른 혈류량 감소경향은 비선형도가 3.25%로 나왔으며 이 선형적 감소경향을 이용하여 서로 다른 접촉력 조건에서 혈류량 측정

및 접촉력 보정 실험을 수행하였다. 그 결과 혈류량 측정값은 도출된 보정수식 적용 시 이상적 값과 10% 이내의 차이를 보이는 것으로 보정함을 확인하여 접촉력에 무관하게 정확한 혈류량을 측정할 수 있음을 보였다. 본 소자는 마우스 등과 같은 전자 기기에 집적할 수 있는 응용 가능성이 있다.

후 기

본 연구는 교육과학기술부/한국연구재단 중견 연구자지원사업(도약과제)인 “생체모사 인간감응 시스템” (과제번호 20120005663)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- (1) Fromy, B., Abraham, P. and Saumet, J.-L., 2000, “Progressive Calibrated Pressure Device to Measure Cutaneous Blood Flow Changes to External Pressure Strain,” *Brain Res Protocol*, Vol. 5, pp. 198~203.
- (2) Midttun, M., Sejrsen, P. and Colding-Jørgensen, M., 1996, “Heat-washout: a New Method for Measuring Cutaneous Blood Flow Rate in Areas with and without Arteriovenous Anastomoses,” *Clin Physiol*, Vol.16, pp.275~289.
- (3) Nagata, K., Hattori, H., Sato, N., Ichige, Y. and Kiguchi, M., 2009, “Heat Transfer Analysis for Peripheral Blood Flow Measurement System,” *Rev. Sci. Instrum*, Vol. 80, 064902.
- (4) Omata, M., Matsumura, K. and Imamiya, A., 2007, “A Pressure Sensing Mouse Button for Multilevel Click and Drag,” *INTERACT 2007*, LNCS 4662, Part I, pp. 434~446.
- (5) Nitzan, M., Fairs, S. L. E. and Roberts, V. C., 1988, “Simultaneous Measurement of Skin Blood Flow by the Transient Thermal-Clearance Method and Laser Doppler Flowmetry,” *Med. & Biol. Eng & Comput*, Vol. 26, pp. 407~410.
- (6) Holloway, G. A. and Watkins, D. W., 1977, “Laser Doppler Measurement of Cutaneous Blood Flow,” *J. Invest. Derma*, Vol. 69, No. 3, pp. 306~309.