

근골격계 통증질환의 진단과 치료를 위한 주사바늘형 복합온도 프로브의 개발

Needle Type of Hybrid Temperature Probe for Both Diagnosis and Treatment of Musculoskeletal Pain Syndrome

남성기¹, 김형일², 변창호¹, 이선규^{1,✉}
Sung-Ki Nam¹, Hyung-Il Kim², Chang-Ho Byun¹, and Sun-Kyu Lee^{1,✉}

¹ 광주과학기술원 기전공학부 (School of Mechatronics, Gwangju Institute of Science and Technology)
² 광주과학기술원 의료시스템학과 (Department of Medical system Engineering, Gwangju Institute of Science and Technology)
✉ Corresponding author: skyee@gist.ac.kr, Tel: +82-62-715-2388

Manuscript received: 2014.2.26 / Revised: 2014.3.16 / Accepted: 2014.3.17

This paper describes the development of needle type probe that measures temperature and injects medicine for both diagnosis and treatment of musculoskeletal pain syndrome (MPS). The size of trigger points is from several micrometers to millimeter. Therefore, it is required to develop a medical device that is capable of not only finding the trigger points by temperature measurement, but also injecting medicine at the exact location for treatment. To challenge these difficulties, thermocouple was fabricated on the surface of a needle using metal deposition process. Special type of stainless-constantan thermocouple was achieved from the stainless body of a needle itself and deposited constantan metal film. In particular, parylene coating enables to limit the temperature sensitive area to the end of the needle tip. Fabricated needle type probe produces 3.25 mV/°C of thermoelectric sensitivity and compared its performance with commercial T-type thermocouple in animal muscle sample.

Key Words: Musculoskeletal pain syndrome (근골격계 통증질환), Trigger point (통점), Needle type probe (주사바늘형 프로브), Thermocouple (열전대), Parylene insulation (파릴렌 절연)

기호설명

- S_{Cu} = Seebeck coefficient of copper wire
 S_{St} = Seebeck coefficient of stainless steel
 S_{CuNi} = Seebeck coefficient of constantan
 T_t = Temperature of terminal on measurement equipment
 T_r = Temperature of connector on thermocouple
 T_j = Temperature of junction on thermocouple

1. 서론

최근 들어 급격한 컴퓨터 작업의 증가로 많은 직장인들이 목, 어깨, 허리, 손목등의 근골격계 통증을 호소하고 있다. 근골격계 통증(Musculoskeletal pain syndrome)이란 근골격계에 포함되는 조직이 물리적 자극을 받았거나, 통증을 야기하는 물질을 생성 또는 그 물질에 반응하고 있음을 의미하는 신호로, 반복적인 활동으로 인한 피로누적이 주된 원인이다. 수근관 증후군, 손목 터널 증후군, 테니스 엘보우, 그리고 섬유근육통 등이 이에 해당한다. 통증유발점(Trigger point)의 크기는 수 μ m에서 10mm까지 다양하며 정확한 위치 확인이 중요한

이슈이다.^{1,2} 통증부의 진단에는 혈액검사, X-ray, 자기공명영상(MRI), 초음파 진단, 적외선 체열검사, 전기장 진단 등의 다양한 방법이 있지만, 근육속에 존재하는 작은 통증 부위를 정확히 찾아내는 데에는 어려움이 있다.^{3,4} 또한 통증부 진단과 치료 약물 주입이 개별적으로 이루어져 정확한 통증부위에 약물이 전달되기 어렵다.

이를 해결하기 위해 바늘형 온도측정장치에 대한 연구가 활발히 진행되었다. Cui⁵는 실시간으로 피부내부의 온도를 측정하기 위한 마이크로 센서를 제안하였다. 주사바늘 내부에 써미스터 온도계를 삽입한 후 레진 에폭시로 채워서 고정하였다. 하지만, 센서가 측정면에 직접적으로 접촉하지 않으므로, 낮은 온도 민감도를 나타내었고, 주사바늘 내부가 막혀있으므로, 치료약물의 전달이 불가능하였다. Shrestha⁶은 마이크로 피펫을 이용하여 세포수준의 온도측정이 가능한 프로브를 개발하였다. 유리로 된 피펫의 내부에 주석(Sn)으로 된 납땀합금을 채우고 표면에 니켈(Nickel)박막을 코팅하였다. 이를 통해 니켈-주석으로 이루어진 열전대를 구성하였고, 피펫구멍을 통해 돌출된 주석을 가공하여 날카로운 팁을 가진 열전대 접점을 형성하였다. 이때, 니켈은 인체에 유해하므로, 세포 삽입부분에는 은(Silver)을 코팅하였다. 하지만, 치료약물의 전달이 불가능하고, 은코팅으로 형성된 보호층은 전기적 외란 및 노이즈에 취약하며, 역기전력에 의한 샘플손상의 위험성이 존재하게 된다. Watanabe⁷는 피펫의 기능을 유지하기 위해 두 번의 금속코팅을 하였고, 마이크로 피펫의 표면에 박막형 열전대를 제작하였다. 이때 두 금속면 사이에 Diamind-Like-Carbon (DLC) 코팅을 통하여 절연막을 형성하였고, 집속 이온빔 에칭을 이용하여 피펫의 끝단에 열전대 접점을 형성하였다. 하지만, 여러 단계의 제작과정이 필요하고, 외부 측정기기와의 연결하기 위한 커넥터가 취약한 단점이 있었다.

본 논문에서는 주사바늘의 표면에 절연코팅과 금속코팅을 이용하여 치료제 주입이 가능한 주사바늘형 프로브를 제작하였다. 제작공정을 줄이고, 인체삽입을 위한 강도확보를 위하여 주사바늘 자체를 열전대의 한 재료로 사용하였다. 또한 파릴렌(Parylene) 절연층과 콘스탄탄(CuNi) 금속층을 증착하여 바늘 끝단면을 온도측정부로 한정하였다. 마지막으로 파릴렌을 프로브 전면에 코팅하여 전기적, 화학적, 물리적 보호층의 형성 및 생체적합성을 확보하였다.

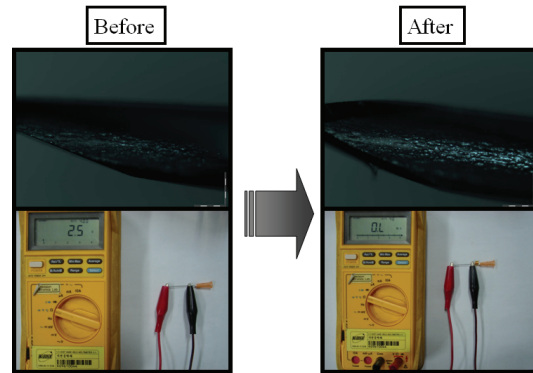


Fig. 1 Dielectric test for parylene coated needle

2. 설계 및 제작

2.1 파릴렌 코팅

주사바늘의 끝단에 열전대의 접점을 형성하기 위해서는 나머지 부분의 전기적 절연이 필수적이다. 파릴렌은 3.15의 절연계수를 가진 재료로 박막상태에서도 절연특성을 얻을 수 있다.^{8,9} 파릴렌 코팅은 Dimer상태의 고형재료를 기화시켜 Monomer상태로 만든 후, 냉각에 의한 폴리머화를 통해 표면증착을 할 수 있다. 그러므로, 기체가 접촉할 수 있는 모든 표면에 증착이 가능하다.

Fig. 1과 같이 주사바늘의 표면에 1.5 μm 두께의 파릴렌을 증착한 후 전기적 저항을 비교하였다. 그 결과 2.5 Ω 의 저항을 나타내던 주사바늘은 파릴렌 코팅 후 완벽한 절연이 이루어졌음을 확인하였다. 주사바늘의 끝단면을 연마하여 절연층을 제거한 후 콘스탄탄을 증착하면, 노출된 면에 열전대의 접점 형성이 가능하며, 국부적인 온도측정점이 된다.

2.2 열전대

MEMS 공정을 통해 제작 가능한 온도센서는 써미스터, RTD, 그리고 열전대등이 있다. 주사바늘 표면의 곡률을 고려하면 미세 패턴의 제작이 필요한 써미스터나 RTD보다는 열전대가 제작이 용이하다. 또한 외부전류의 흐름이 없이 열전대 자체의 열전전압으로 온도를 측정하므로, 과전류에 의한 사고위험성도 낮다. 열전대는 두 재료의 접점 부분에서 온도를 측정하게 되므로, Fig. 2와 같이 주사바늘의 끝단에 접점을 형성하였다. 열전대의 재료는 Stainless steel로 이루어진 주사바늘과 표면 코팅을 통해 증착된 콘스탄탄이다. 주사바늘 자체

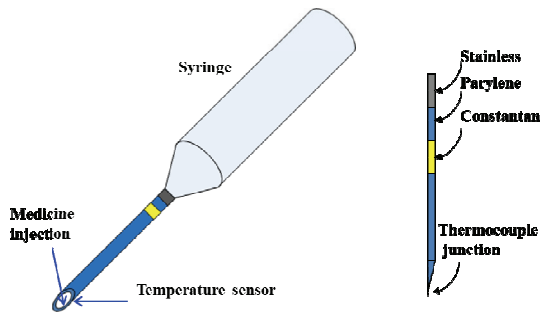


Fig. 2 A schematic of needle type temperature probe

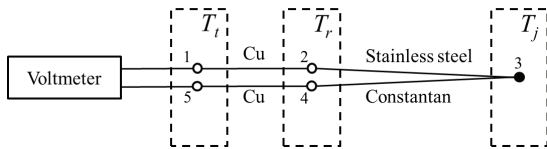


Fig. 3 Electrical circuit for needle type probe

를 열전대의 한 재료로 사용할 경우 제작공정을 줄일 수 있을 뿐만 아니라, 인체 삽입시 센서의 전기적, 물리적 안정성을 향상시킬 수 있다. 더 나아가 주사바늘을 이용한 기존의 치료장비에 온도 측정기능을 추가하여 바로 활용이 가능한 장점이 있다. 열전대의 또 다른 재료는 stainless steel이 가진 $4.4 \mu V/^{\circ}C$ 의 낮은 Seebeck 계수를 고려하여 $-35.1 \mu V/^{\circ}C$ 의 성능을 가진 콘스탄탄을 선정하였다.¹⁰ 300W의 DC 스퍼터링 공정을 이용하여 주사바늘 표면에 $0.2 \mu m$ 두께의 균일한 콘스탄탄 박막을 제작하였다.

$$E_{15} = \int_{T_r}^{T_j} S_{Cu} dT + \int_{T_r}^{T_j} S_{St} dT + \int_{T_r}^{T_j} S_{CuNi} dT + \int_{T_r}^{T_j} S_{Cu} dT$$

$$= \int_{T_r}^{T_j} (S_{St} - S_{CuNi}) dT = (S_{St} - S_{CuNi}) \cdot (T_j - T_r) \quad (1)$$

제작된 열전대는 Fig. 3과 같이 전기회로로 표현된다. 구리선을 통해 외부의 측정장치까지 연결되고, 측정기 터미널의 온도(T_r), 열전대 연결부의 온도(T_r), 그리고 열전대 접합점의 온도(T_j)가 중요하게 작용한다. 열전대에서 출력되는 전압(E_{15})은 식 (1)과 같이 두 열전대 재료의 Seebeck 계수 차이와 열전대 접점과 커넥터의 온도차이에 비례하게 된다. 이때, 커넥터 부분의 온도는 대기온도를 통해 정해진다.

2.3 보호층 및 커넥터

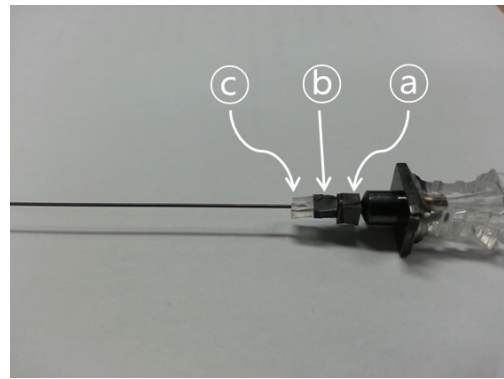


Fig. 4 PDMS coating block (a: for parylene electrical insulation layer, b: for constantan layer, c: for parylene passivation layer)

파릴렌은 무독성 물질로 생체적합성뿐 만 아니라, 화학적 안정성 및 물리적 강도도 우수하다.¹¹⁻¹³ 콘스탄탄 증착을 통한 열전대 제작 후 $3 \mu m$ 두께의 파릴렌을 증착하여 보호층을 형성하였다. 이를 통해 주사바늘의 내부까지 증착이 가능하여 전체면에 대해 절연막을 형성하였고, 외부의 전기적 노이즈나 인체 삽입시 역기전력에 의한 위험성을 줄일 수 있다.

주사바늘 표면에 제작된 열전대는 외부기기와의 연결을 통해 신호의 선형화 및 증폭이 가능하다. 그러므로, 파릴렌으로 형성된 절연층과 보호층에 외부 신호선의 연결을 위한 노출부가 필요하다. 파릴렌은 가스상태의 Monomer를 이용한 증착이므로 코팅 블록을 증착전에 주사바늘에 장착하여 노출부를 제작할 수 있다. 코팅 블록은 주사바늘에 장착시 틈새가 없으면서도 표면에 긁힘이 없어야 한다.

경화된 Polydimethylsiloxane (PDMS)는 연질의 폴리머 재료이면서도 편칭작업이 가능하며, 주사바늘의 외경보다 작은 구멍을 뚫고, 코팅블록으로 사용이 가능하다.¹⁴ Fig. 4는 주사바늘에 장착된 세개의 코팅블록을 나타낸다. 파릴렌 절연층을 증착시, 콘스탄탄 증착시, 그리고 파릴렌 보호층 증착시 각각 코팅블록을 순차적으로 장착하였다. 코팅블록을 제거하면 주사바늘의 stainless steel부분과 콘스탄탄층이 노출된다. 이때 도선을 연결하기 위하여 납땀을 할 경우 박막의 콘스탄탄층이 손상을 입게 되어 또 다른 접점을 형성할 수 있다. 전기전도성 에폭시(Chemtronics社)는 상온에서 물리적 손상이 없이 박막에 도선을 연결할 수 있을 뿐만 아

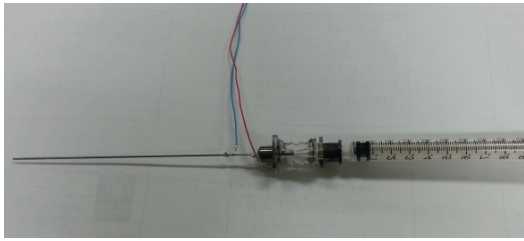


Fig. 5 Wire connected needle type probe

나라 경화 후 쇼어 경도 70 이상의 안정적인 커택터를 형성할 수 있다. Fig. 5는 전기전도성 에폭시를 통해 완성된 주사바늘형 프로브를 나타내고, 열전대와 연결된 도선을 통해 외부 기기와 연결이 가능하다.

3. 실험

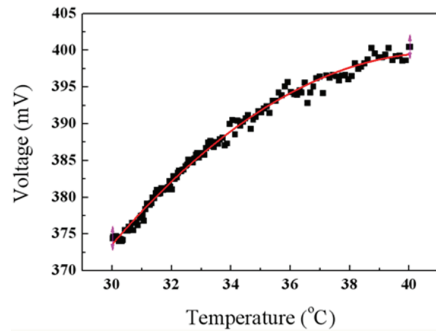
3.1 보정

제작된 주사바늘형 프로브를 온도센서로 사용하기 위해서는 열전성능실험을 통한 보정작업이 필요하다.

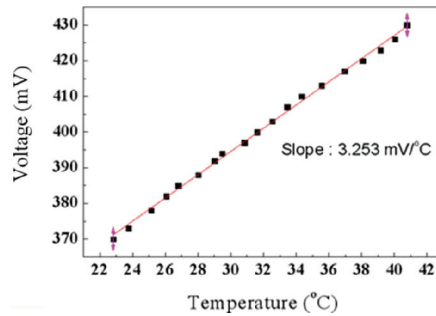
열전대의 접점이 있는 주사바늘의 끝단에 상용 T타입 열전대를 최대한 근접시킨 후 초순수 물에 넣어서 온도에 따른 출력 전압을 비교하였다. 물은 자체 열용량이 크고, 온도 변화가 서서히 나타나므로, 주사바늘의 끝단 온도와 상용 열전대의 온도는 동일하다고 가정하였다. 인체의 온도를 고려하여 30℃~40℃의 온도범위에서 실험을 수행하였다. 미세전압 측정장치(Keithley 2182A)를 이용하여 33.6 μV/℃의 열전성능을 확인할 수 있었고, 100배 신호증폭을 통해 Fig. 6(a)와 같이 비선형적인 열전성능 결과를 얻을 수 있었다. 이는 열전대로 사용되는 두 재료의 Seebeck 계수가 온도의 함수이므로, 측정온도 범위에서 변하기 때문이다. AD594 IC는 J타입 열전대용 소사이지만, 가변저항을 통해 다른 열전대가 가진 비선형성을 보정할 수 있고, 신호의 증폭 또한 가능하다. Fig. 6(b)는 비선형성을 보정한 후의 열전성능으로, 보정전보다 더 넓은 온도 범위에서 3.253 mV/℃의 선형적인 신호보정이 이루어졌음을 알 수 있다.

3.2 표면 안정성

주사바늘 표면에 제작된 열전대는 파릴렌 보호층을 통해 외부로부터의 전기적, 물리적, 화학적 충격으로부터 보호된다. 특히 온도를 측정하여 정

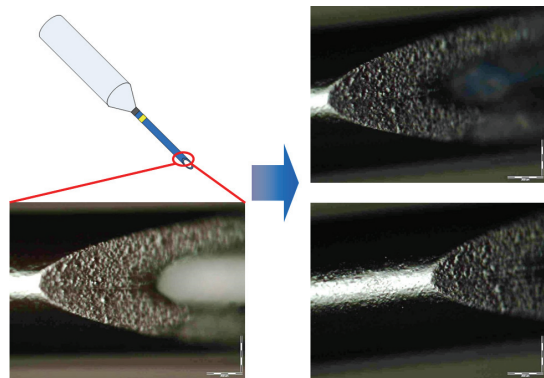


(a) Before non-linear calibration



(b) After non-linear calibration

Fig. 6 Calibration results of temperature sensitivity



(a) Before experiment (b) After 10 times experiment

Fig. 7 Surface inspection after 10 times experiment on animal meat sample

확한 통증부를 찾는 과정에서 표면 코팅의 안정성이 매우 중요하다. 주사바늘의 인체 삽입을 모사하기 위하여 동물의 근육샘플에 10회 삽입을 하였다.

파릴렌 보호층의 긁힘과 벗겨짐을 확인하기 위하여 실험 후에 절연성 실험을 하였고, 프로브 센서부의 외경지름을 측정하여 코팅막의 두께 변화를 확인하였다. 그 결과 10회의 실험후에도 절연

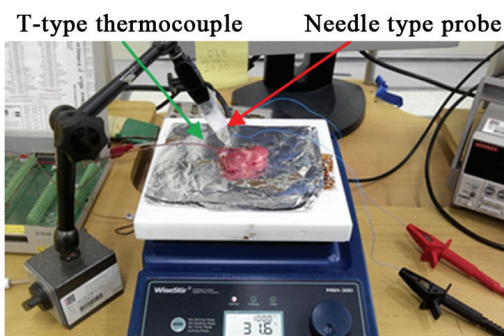


Fig. 8 Real time demonstration

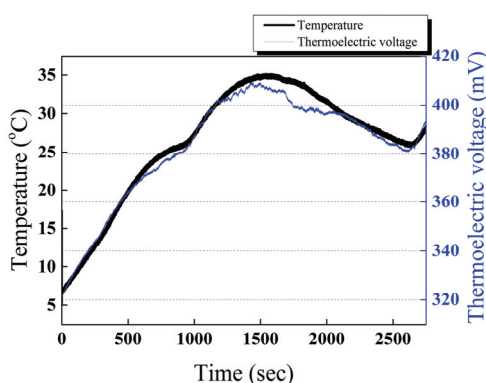


Fig. 9 Measurement results for real time demonstration

성은 유지되었고, 0.551mm의 외경지름 또한 그대로 유지됨을 확인하였다. 더 나아가 표면의 코팅 상태를 Fig. 7과 같이 현미경으로 확인하였다. 10회의 삽입실험 이후에도 표면의 파릴렌 코팅이 안정적으로 주사바늘 표면을 보호하고 있고, 열전대의 접점 또한 안정적으로 유지됨을 알 수 있었다.

3.3 인체 모사 실험

인체 내에는 수분을 비롯하여 체액 및 전해질 등이 용해되어 있다. 이러한 환경에서 주사바늘형 프로브의 온도측정 성능을 실험하고자 Fig. 8과 같이 인체모사실험을 하였다.

동물의 근육 샘플에 주사바늘형 프로브와 상용 T타입 열전대를 삽입하여 가열시 온도 반응을 비교하였다.

Fig. 9는 시간에 따른 온도변화와 주사바늘형 프로브의 전압출력을 나타낸다. 전자 가열판을 이용하여 26°C와 35°C까지 샘플을 가열하였고, 이후 상온에서 서냉을 하였다. 측정점의 차이로 인한 오차를 최소화 하기 위해 상용 열전대의 접점과

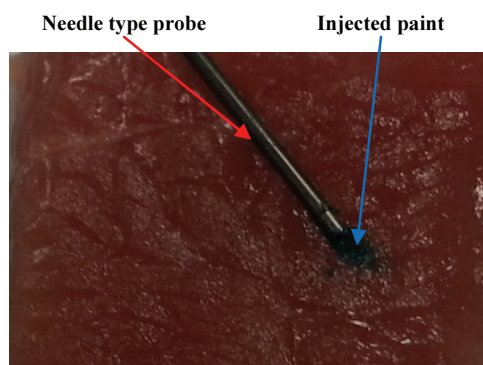


Fig. 10 Cross-section of animal meat sample with blue paint injection

주사바늘형 프로브의 접점을 최대한 근접하여 설치하였다. 그 결과 두 신호는 가열판의 온도 변화에 따라서 0.987의 R-Square 유사도를 나타내었고, 실시간 측정이 가능함을 확인하였다.

주사바늘형 프로브는 국소부위 온도 측정과 함께 약물 주입이 가능하다. Fig. 10과 같이 파란색 염료를 주사바늘형 프로브를 통해 샘플안으로 주입하였다. 그 결과 온도 측정부위인 주사바늘 끝단부분에서 국소적인 부분에 약물 전달이 이루어짐을 확인하였다.

4. 결론

본 연구에서는 표면 증착공정을 이용하여 주사바늘의 표면에 온도센서를 제작하였고, 온도 측정을 통한 근골격계 통증질환의 진단과 치료를 위한 기초 실험을 수행하였다. 주사바늘 자체를 활용한 열전대 제작은 금속 박막 증착기술과 함께 안정적인 센서 구조를 만들 수 있었다. 또한, 파릴렌 증착을 통해 절연층을 형성함으로써, 주사바늘의 끝단에 열전대 접점을 만들 수 있었고, 국부적인 온도 측정을 가능하게 하였다. 또한 파릴렌 보호층은 센서의 화학적, 물리적 안정성을 높여줄 뿐만 아니라, 인체에 대해서 무독성의 센서 제작을 가능하게 하였다. 동물의 근육 샘플을 통한 코팅막의 안정성 및 온도 반응성 실험을 통해 실시간 측정이 가능함을 확인하였다. 표면 증착형 열전대 제작 기술은 디바이스의 본래 기능을 유지하면서 온도 측정 기능을 추가할 수 있으므로, 온도 측정이 필요한 의료분야에서 다양한 형태로 활용이 가능할 것으로 생각된다.

후 기

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government (MSIP) (No. 2013006329) and partially supported by the “Basic Research Projects in High-tech Industrial Technology” Project through a grant provided by GIST in 2014.

REFERENCES

1. Gerwin, R. D., “A Review of Myofascial Pain and Fibromyalgia-Factors that Promote their Persistence,” *Acupunct. Med.*, Vol. 23, No. 3, pp. 121-34, 2005.
2. Huguenin, L. K., “Myofascial Trigger Points: the Current Evidence,” *Phys. Ther. Sport.*, Vol. 5, No. 1, pp. 2-12, 2004.
3. Hildebrandt, C., Raschner, C., and Ammer, K., “An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria,” *Sensors*, Vol. 10, No. 2, pp. 4700-4715, 2010.
4. Hakgüder, A., Birtane, M., Gürcan, S., Kokino, S., and Turan, F. N., “Efficacy of Low Level Laser Therapy in Myofascial Pain Syndrome: an Algometric and Thermographic Evaluation,” *Lasers. Surg. Med.*, Vol. 33, No. 5, pp. 339-343, 2003.
5. Cui, R., Liu, J., Ma, W., Hu, J., Zhou, X., and et al., “A Needle Temperature Microsensor for in Vivo and Real-Time Measurement of the Temperature in Acupoints,” *Sensor. Actuat. A-Phys.*, Vol. 119, No. 1, pp. 128-132, 2005.
6. Shrestha, R., Choi, T. Y., Chang, W., and Kim, D., “A High-Precision Micropipette Sensor for Cellular-Level Real-Time Thermal Characterization,” *Sensors*, Vol. 11, No. 9, pp. 8826-8835, 2011.
7. Watanabe, M., Kakuta, N., Mabuchi, K., and Yamada, Y., “Micro-thermocouple Probe for Measurement of Cellular Thermal Responses,” *Proc. of the 27th IEEE Conference on Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 5, pp. 4858-4861, 2005.
8. Kahouli, A., Sylvestre, A., Jomni, F., Yangui, B., Legrand, J., and et al., “Ac-conductivity and Dielectric Relaxations above Glass Transition Temperature for Parylene-C Thin Films,” *Appl. Phys. A: Mater. Sci. Process.*, Vol. 106, No. 4, pp. 909-913, 2012.
9. Chun, W., Chou, N., Cho, S., Yang, S., and Kim, S., “Evaluation of Sub-Micrometer Parylene C Films as an Insulation Layer using Electrochemical Impedance Spectroscopy,” *Prog. Org. Coat.*, Vol. 77, No. 2, pp. 537-547, 2014.
10. Arman, M., “Simple Demonstration of the Seebeck Effect,” *Sc. Educ. Rev.*, Vol. 9, No. 3, pp. 103-107, 2010.
11. Lee, D. S., Kim, S. J., Kwon, E. B., Park, C. W., Jun, S. M., and et al., “Comparison of in Vivo Biocompatibilities between Parylene-C and Polydimethylsiloxane for Implantable Microelectronic Devices,” *Bull. Mater. Sci.*, Vol. 36, No. 6, pp. 1127-1132, 2013.
12. Yu, W., Wang, X., Zhao, C., Yang, Z., Dai, R., and Dong, F., “Biocompatibility of subretinal Parylene-Based Ti/Pt Microelectrode Array in Rabbit for Further Artificial Vision Studies,” *J. Ocul. Biol. Dis. Inform.*, Vol. 2, No. 1, pp. 33-36, 2009.
13. Laird, J., “The Right Coat for Effective Protection,” *Renew. Energ. Focus*, Vol. 14, No. 1, pp. 20-22, 2013.
14. Kim, J., Lee, J., and Choi, B., “Fabrication and Characterization of Strain Gauge Integrated Polymeric Diaphragm Pressure Sensors,” *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, Vol. 14, No. 11, pp. 2003-2008, 2013.