

미세유체 제어방법을 사용한 가변 커패시터

Characterization of Microfluidically Variable Capacitors

구치완*

Chiwan Koo*

Abstract

This paper demonstrates a variable capacitor using fluids as dielectric material and investigates the possibility of its application to a magnetic resonance microscopy's coil. The capacitor structure was integrated with a microfluidic channel and the capacitance was measured while changing the filling percentage of fluids in the channel. The measured capacitance when filling DI water and mineral oil was changed from 1.7 pF to 12 pF and from 1.7 pF to 2 pF, respectively.

요약

본 연구에서는 유체를 유전체 재료로 사용하는 가변 커패시터를 시연하고, 자기 공명 현미경(MRM)의 코일에 적용 가능성을 알아보려고 하였다. 전극으로 이루어진 커패시터 구조는 마이크로 유체 채널과 통합하여 제작되었고, 커패시턴스는 채널 내의 유체 충전율을 변화시키면서 측정되었다. DI water와 미네랄 오일을 사용하여 측정된 커패시턴스는 1.7 pF에서 12 pF, 그리고 1.7 pF에서 2 pF으로 변화였고, 유체의 유전율에 따라 커패시턴스의 변화를 확인하였다.

Key words : Microfluidic, tunable capacitor, variable capacitor, Microfluidic RF electronics, RF tunable

1. 서론

RF 회로에서 가변 RF 부품은 중요한 구성 요소 중 하나이며, 가변 커패시터 (variable capacitor)는 그중에서 대표적인 부품이다[1]. 바리콘과 같은 기계적 튜닝(tuning)이 가능한 커패시터나 PN 접합의 공핍층을 사용하는 반도체 버랙터 다이오드(varactor diode)와 같은 전자적 튜닝이 가능한 커패시터가 일반적으로 RF 회로에 사용된다. 또한 최근에는 MEMS(Microelectromechanical system) 기술을 사용하여, 움직일 수 있는 한 쌍의 마이크로 전극을 만들고, 두 전극에 높은 전압을 인가하여 정전기력

에 의한 전극 간격의 줄어듦으로 커패시터용량을 조절하는 MEMS 가변 커패시터도 연구되고 있다 [2]. 자기 공명 이미지(magnetic resonance imaging, MRI)의 원리를 이용하여 마이크로 스케일 샘플의 이미지를 보는 MRM(magnetic resonance microscopy) 시스템은 해상도가 10~100 μm^3 수준의 voxel을 표현할 수 있을 정도로 매우 성능이 높은 이미지를 제공한다[3, 4]. 이 MRM 시스템의 경우, RF를 신호를 주고 받는 RF 코일의 성능이 중요한데, 이 코일을 자기 공명용 자석 안에 넣은 후에 코일의 임피던스와 공진 주파수를 미세하게 조정할 필요가 생긴다. 따라서 RF 코일 회로에는 매칭 및 튜닝을

* Dept. of Electronics and Control Engineering, Hanbat National University.

★ Corresponding author

E-mail : cwankoo@hanbat.ac.kr, Tel : +82-42-821-1168

Manuscript received Jul. 26, 2019; revised Sep. 24, 2019; accepted Sep. 25, 2019.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

위해 가변 커패시터를 넣게 되며, 자석 외부에서 커패시터를 조정하여 RF 코일의 임피던스와 공진 주파수를 조절할 수 있다. 기계적으로 조정 가능한 커패시터는 자석 보어 외부에서 원격으로 제어하기에 적합하지 않으며 반도체 버랙터 다이오드는 고정 커패시터보다 상대적으로 낮은 Q 값(quality factor)을 가진다. MEMS 가변 커패시터는 상대적으로 높은 Q 값을 갖지만 기하학적 변위의 제한으로 인해 낮은 튜닝 범위를 지닌다는 한계가 있다[5].

이러한 한계를 해결하는 대안으로, 커패시터의 유전체 재료가 유전체 유체로 대체된다면, 커패시터는 특수한 기계장치 없이 원격으로 변경할 수 있다. 또한 유전율이 큰 유체를 선택함으로써 넓은 범위의 가변성을 얻을 수 있다. 또한, 미세 용량의 유체를 제어할 수 있는 미세유체기술(microfluidics)을 사용한다면, 커패시터 내부에서 유체의 위치를 마이크로리터 또는 나노리터 단위로 미세하게 조정함으로써 정밀한 커패시턴스 제어가 가능하다는 장점이 있다[6]. 또한 반도체 버랙터는 커패시턴스를 유지하는데 지속적인 전압을 인가해주어야 하지만, 미세유체를 이용한 가변 커패시터는 커패시턴스를 변경할 때만 유체를 이동시키는데 전력을 사용한다. 그리고 움직이는 부품이 있는 MEMS 가변 커패시터보다 미세유체 가변 커패시터는 따로 움직이는 부품이 없어 수명이 길다는 장점을 지닌다.

금속판 사이에서 유전체 유체를 제어함으로써 커패시턴스를 조절하는 가변 커패시터 개념은 과거에 보고된 바 있다[7, 8]. 그러나 유체를 미세하게 제어하는 구조를 커패시터에 적용하여 가변 커패시터를 만들고, 이를 실제 RF 회로에 적용하는 연구는 거의 없다. 따라서 본 연구에서는 RF 코일에 집적화 가능한 미세유체 가변 커패시터 구조의 몇 가지 안을 제시하려 한다.

II. 본론

1. 디자인 및 제작

커패시터는 한 쌍의 컨덕터와 컨덕터 사이의 유전체로 구성된다. 평행 판 모델($C = \epsilon A / d$)에 따르면, 용량은 면적(A)과 유전율(ϵ)에 비례하여 증가하고, 컨덕터 거리(d)에 따라 반비례한다. 면적과 거리의 변화를 이용한 현재의 가변 커패시터와는 달리, 한 쌍의 컨덕터 사이에 미세유체 채널을 채

워 다양한 유전체 물질을 공급하면 또다른 방식의 가변 커패시터를 얻을 수 있다.

그림 1, 2는 제안하는 미세유체 튜닝 가능한 커패시터 구조를 보여준다. 그림 1의 커패시터는 전극은 IDT 형태(interdigitated type)이며, 그 위에 유전체 역할을 할 액체를 흘려 줄 수 있는 미세유체관 구조가 위치한다. 그림 1(A)에서는 그림표현상 전극과 폴리머재질의 미세유체관 구조가 떨어져 그려져 있으나, 실제로는 미세유체관 구조가 전극 바로 위에 붙어서 위치하게 된다. 디자인된 커패시터의 전극 두께는 0.05 μm 이며, IDT 전극을 구성하는 한 finger의 길이는 약 1 mm, finger 사이의 거리는 50 μm , finger의 개수는 20개 이다. 전극의 두께는 전자빔 증착기(e-beam evaporator)에서 표준 레시피를 사용하여 구리를 증착할 수 있는 높이를 기준으로 하였다. 미세유체관 구조는 높이 1 mm로 되어 있으며, 구조 내부에 폭 130 μm , 높이 30 μm 의 단면적을 가지는 지그재그 형태의 미세유체관이 형성되어 있다.

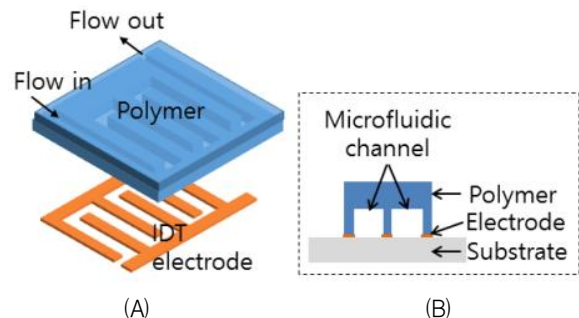


Fig. 1. Interdigitated type(IDT) variable capacitor(Type 1).
그림 1. IDT 가변 커패시터(제1형태)

그림 1(B)에서 가변 커패시터 디바이스의 단면을 보여주고 있는데, 미세유체관은 전극의 finger 쌍을 덮고 있으므로, 미세유체관에 들어온 유체는 그 아래 finger 전극 쌍 사이에도 채워지게 된다.

그림 2의 커패시터는 그림 1의 커패시터와 유사한 구조이나, 전극의 두께를 높게 올려주어 finger 한 쌍이 바라보는 전극의 면적을 높여지게 되므로 커패시터의 크기를 높일 수 있는 방법이다. 또한 finger 사이의 간격이 미세유체관 역할도 해줄 수 있어서 따로 미세유체관 구조를 만들어 줄 필요가 없다(그림 2B). 다만 전극의 두께를 올리기 위한 반도체 공정이 여러 단계를 거쳐야 하므로 공정상의 어려움이 단점이 된다. 전극의 높이는 25 μm 이며, IDT 전극을 구성하는 한 finger의 길이는 약 1 mm, finger 사

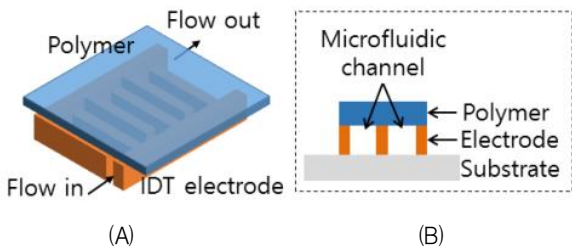


Fig. 2. Interdigitated type(IDT) variable capacitor(Type 2).
그림 2. IDT 가변 커패시터(제2형태)

이의 거리는 50 μm , finger의 개수는 20 개이다.
그림 3는 IDT 가변 커패시터의 전체 제조 단계를 보여준다. 50×75×1 mm³ 유리 슬라이드 기판에 크롬/구리(30/500 nm) 금속층을 전자빔 증착기를 사용하여 증착하였다. 다음으로 35 μm 두께의 포토 레지스트(NR21-20000P)를 스펀코터를 사용하여 균일하게 도포한 후에, 설계된 IDT 전극의 모양이 그려진 포토 마스크를 사용하여 포토 레지스트를 패터닝한다.

이 포토리소그래피 공정부터 제 1형태와 제 2형태의 가변 커패시터에 따라 제조 단계가 달라지게 된다. 제 1형태의 가변 커패시터는 전자빔 증착기에서 증착된 구리의 두께 500 nm를 IDT전극의 두께로 사용하므로, 추가공정 없이 포토 레지스트에 의해 드러난 크롬/구리 금속층을 구리 에칭제(CE-100)과 크롬 에칭제(TFE)를 사용하여 제거한다. 그리고 포토레지스트는 아세톤에 의해 제거한다. 제 2형태의 가변 커패시터는 두꺼운 전극 두께를 만들기 위해, 전기도금을 사용한다. 전류 밀도 10 mA/cm²에서 황산구리 수용액에서 25 μm 두께만큼의 구리를 전기도금 하였다.

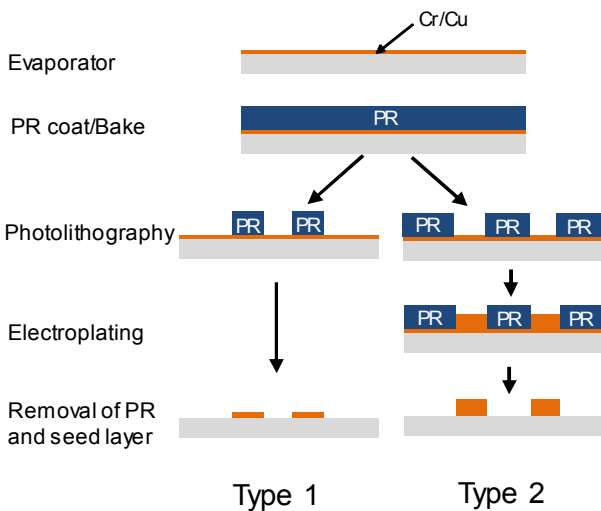


Fig. 3. Fabrication process for IDT electrodes.
그림 3. IDT 전극 제조 공정

다음으로 제1형태에서 미세유체채널 구조를 만드는 공정을 그림 4에서 보여준다. PDMS(polydimethylsiloxane) 폴리머를 사용한 soft lithography 공정으로, 반도체 공정에 비해 간편하게 패터닝할 수 있는 장점을 사용하였다.

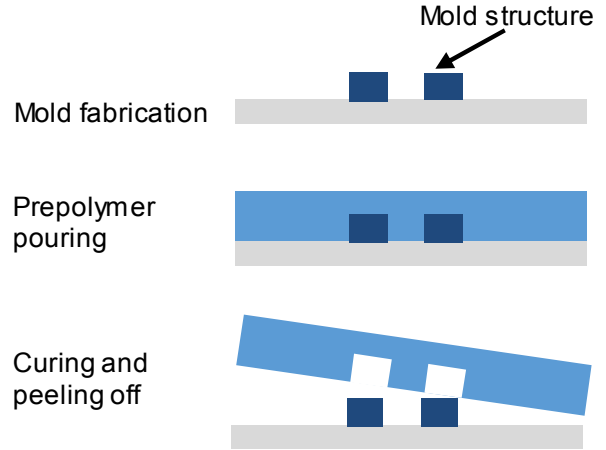


Fig. 4. Fabrication process for a microfluidic channel structure.
그림 4. 미세유체채널 구조 제조 공정

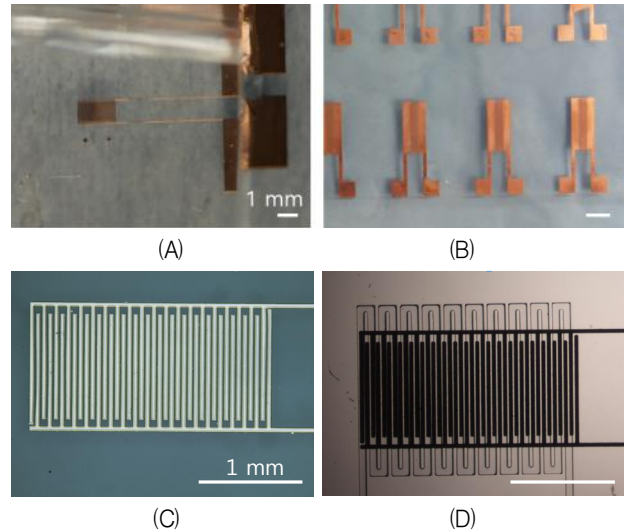


Fig. 5. (A, B) Fabricated microfluidically variable capacitor (A: type 1, B: type 2), (C) microscope image of the fabricated IDT electrode, (D) microscope image of the IDT electrode integrated with a microfluidic channel (type 1 variable capacitor).

그림 5. (A, B) 제작된 미세유체제어 가변 커패시터 (A: 제 1형태, B: 제 2형태), (C) IDT 전극의 현미경 사진, (D) 제1 형태 가변 커패시터의 현미경 사진 (전극과 미세유체관이 결합되어 있음)

제작된 PDMS 미세유체채널 구조와 IDT 전극 기판인 유리 기판에 O₂ plasma를 노출시킨 후 접합하였다. 제 2형태의 가변 커패시터는 IDT 전극

과 PDMS 박막을 양면테이프를 밀봉을 하여 미세 유체채널을 형성하였다. 그림 5는 제작된 커패시터를 보여준다. 그림 5(A, B)는 각각 제 1 형태와 제 2형태의 가변 커패시터 사진을 보여주고 있다. 그림 5(C)는 현미경에서 촬영한 제 1형태의 전극이며, 그림 5(D)는 전극과 미세유체관이 결합되어 있는 구조를 현미경에서 촬영한 사진이다.

2. 성능 평가

제작된 미세유체 가변 커패시터는 그림 6과 같이 측정용 프로브 고정장치를 사용하여 고정하여 네트워크 분석기(HP 4195A)에 연결하였고, S 파라미터를 측정하여 Z 임피던스를 구한 후, C값으로 변환하였다 ($C = \frac{1}{2\pi Z_{im}}$). 커패시터에서 유전체로 사용될 액체는 DI water (deionized water)와 미네랄 오일(mineral oil)을 선택하였다. DI water와 미네랄 오일의 상대 유전율은 각각 약 80과 3을 사용하였다.

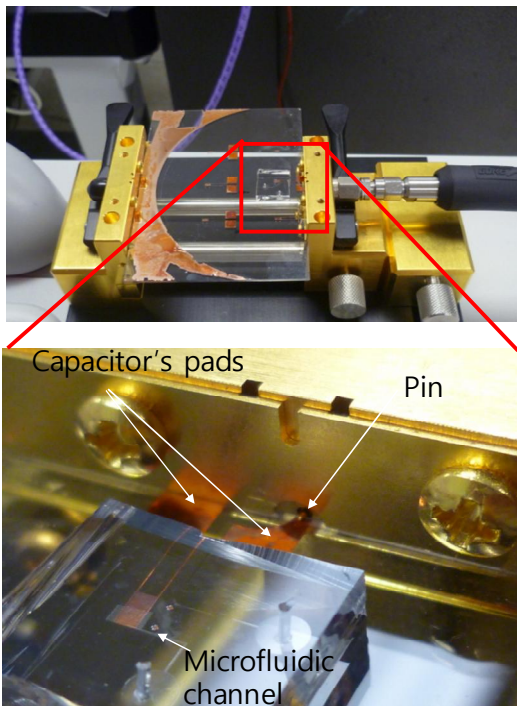
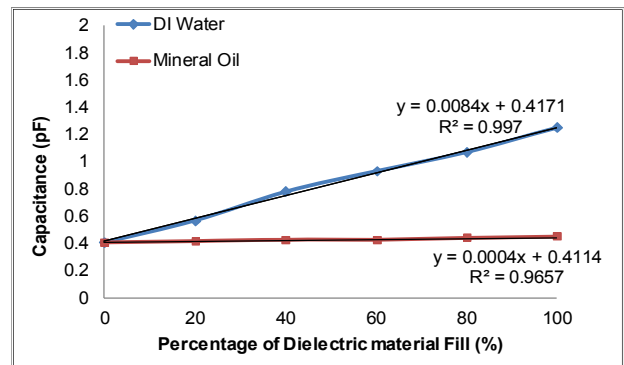
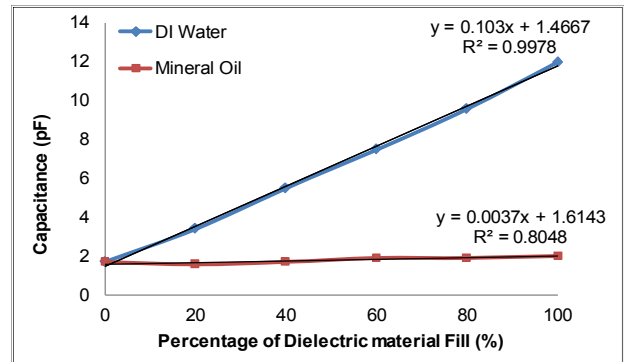


Fig. 6. Capacitance measurement setup.
그림 6. 가변 커패시터 측정 셋업

액체를 주사기와 튜브, 그리고 미세한 액체 용량 주입을 제어할 수 있는 주사기펌프(Fusion 200)를 이용하여 커패시터 내부의 미세유체채널을 통해 액체를 채워주었다.



(A)



(B)

Fig. 7. Capacitance of the IDT variable capacitor according to the filling percentage of DI water or mineral oil.
그림 7. DI water와 미네랄 오일의 주입 퍼센트에 따른 가변 커패시터 측정값

그림 7(A)는 제 1형태의 커패시터에 DI water와 미네랄 오일을 주입할 때 측정된 커패시터를 보여준다. 시뮬레이션을 통해 얻은 초기 커패시터는 0.35 pF로 측정값인 0.41 pF와 비슷하였다. 커패시터에 DI water를 주입 할 때 IDT 커패시터의 커패시터는 0.41 pF에서 1.25 pF(305 % 가변성)로 선형 변화했다. 미네랄 오일을 사용할 때 커패시터는 0.41 pF에서 0.44 pF(109 % 가변성)으로 거의 변화가 없어보였다.

그림 7(B)는 제 2형태의 커패시터에 DI water와 미네랄 오일을 주입할 때 측정된 커패시터를 보여준다. DI water를 주입 할 때 IDT 커패시터의 커패시터는 1.7 pF에서 12 pF(706 % 가변성)로 선형 변화했다(그림 7(B)). 미네랄 오일을 사용할 때 커패시터는 1.7 pF에서 2 pF(117 % 가변성)의 변화를 보였다. 시뮬레이션을 통해 얻은 초기 커패시터는 1.77 pF이었다.

그림 8은 제 2형태의 커패시터의 주파수에 따른 커패시터를 보여주고 있다. 아무 액체를 채우지 않았을 때(air), DI water를 100% 채웠을 때(water), 미네

랄 오일을 100% 채웠을 때에, 각각 주파수를 100MHz에서 1 GHz까지 바꾸어 측정하였다. 전형적인 커패시터의 주파수 반응을 보여주고 있으며 미네랄 오일을 채웠을 때보다 DI water를 채웠을 때, 주파수에 따라 커패시턴스가 크게 변함을 측정할 수 있었다.

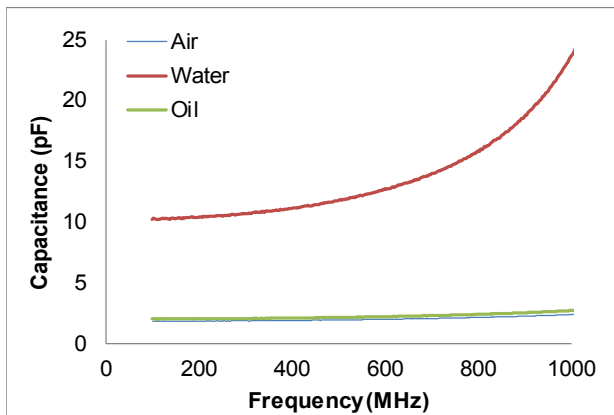


Fig. 8. Frequency-dependent capacitance of the IDT variable capacitor (Type 2) from 100 MHz to 1 GHz.

그림 8. 주파수에 따른 제 2형태 가변 커패시턴스 측정값

III. 결론

두 개의 미세유체 튜닝 가능한 커패시터가 성공적으로 제작되었고, 두 종류의 액체 유전체(DI water, 미네랄 오일)를 사용하여 커패시터의 변화를 살펴 보았다. 두 커패시터 모두 유전체의 채워지는 비율에 따라 선형적으로 증가됨을 볼 수 있었고, 두꺼운 전극으로 제작된 제 2형태의 커패시터는 DI water를 사용하였을 때 1.7 pF에서 12 pF까지 약 706%의 가변성을 보여주었다. 따라서 이러한 과정을 통해 미세유체 제어를 사용하여 가변 커패시터가 가능함을 입증했다. 향후 연구로는 미세유체 RF 코일에 집적화 하여 Q factor와 매칭/튜닝의 가능성을 살펴볼 계획이다.

References

[1] J. J. Carr, *Secrets of RF Circuit Design*. New York, San Francisco, Washington, D.C.: McGraw-Hill, 2001.
 [2] R. Mahameed and G. M. Rebeiz, "Electrostatic RF MEMS Tunable Capacitors with Analog Tunability and Low Temperature Sensitivity," in

IEEE MTT-S International Microwave Symposium, pp.1254-1257, 2010.

DOI: 10.1109/MWSYM.2010.5514843

[3] C. H. Lee, N. Bengtsson, S. M. Chrzanowski, J. J. Flint, G. A. Walter, S. J. Blackband, "Magnetic Resonance Microscopy (MRM) of Single Mammalian Myofibers and Myonuclei," *Scientific Reports*, 7, 39496, 2017. DOI: 10.1038/srep39496

[4] R. Sharma, "Microimaging of hairless rat skin by magnetic resonance at 900 MHz," *Magnetic Resonance Imaging*. vol.27, no.2, pp.240-255, 2009. DOI: 10.1016/j.mri.2008.06.013

[5] S. J. Chen, C. Y. Lee, and E. S. Kim, "Integration of Piezoelectric Tunable Capacitors and Bonded-wire Inductors for Contactless RF Switch and Tunable Filter," *Sensors and Actuators A: Physical*, 165, pp.73-78, 2011. DOI: 10.1016/j.sna.2009.12.026

[6] G. M. Whitesides, "The origins and the future of microfluidics," *Nature*, 442, pp.368-373, 2006.

[7] S. O. Choi, Y. K. Yoon, M. G. Allen, and A. T. Hunt, "A Tunable Capacitor Using an Immiscible Bifluidic Dielectric," in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium*, pp.873-876, 2004. DOI: 10.1109/MWSYM.2004.1339108

[8] G. Li, M. Parmar, and D. W. Lee. "An oxidized liquid metal-based microfluidic platform for tunable electronic device applications," *Lab on a Chip*, vol.15, no.3, pp.766-775, 2015. DOI: 10.1039/c4lc01013b

BIOGRAPHY

Chiwan Koo (Member)



2000 : BS degree in Electrical Engineering, Seoul National University.
 2002 : MS degree in Electrical and Computer Engineering, Seoul National University.
 2013 : PhD degree in Biomedical Engineering, Texas A&M University, USA.

2015~now : Assistant Professor, Dept. of Electronics and Control Engineering, Hanbat National University.