

---

# 안압의 비접촉 검출을 위한 MEMS 기반의 센서 설계

강병주\* · 박종훈\* · 이수현\*\* · 강지윤\*\* · 박창근\*\*\*

Design of a Wireless Intraocular Pressure Sensor Based on MEMS Technology

Buungjoo Kang\* · Jonghoon Park\* · Ji Yoon Kang\*\* · Soo Hyun Lee\*\* · Changkun Park\*\*\*

---

이 논문은 2010년도 교육과학기술부 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된  
첨단과학기술 융합원천기술개발 사업의 연구 결과입니다.

---

## 요 약

본 논문에서는 실시간 안압 모니터링을 위한 안압 센서와 안압에 따른 안압 센서의 공진 주파수를 검출 할 수 있는 외부 코일을 설계 및 구현 하였다. 안압 센서는 3-D EM 시뮬레이션을 통하여 설계 하였고, MEMS 기반 기술로 구현 되었다. 측정 결과로서, 안압 센서의 공진 주파수는 외부 코일의 공진 주파수에 비하여 낮아야 하며, 안압 센서의 공진 주파수가 외부 코일의 공진 주파수에 근접 하게 위치 할 때, 위상 변화량이 높아짐을 확인 하였다. 또한, 안압 센서는 외부 코일과의 거리에 따라 최대위상 변화가 발생하는 지점이 불변하여야 하는데, 설계된 안압 센서는 외부 코일과의 거리가 변화 할 때, 최대위상 변화량 자체는 변화 하지만, 최대위상 변화가 발생하는 지점이 동일함을 확인 하였다.

## ABSTRACT

Intraocular pressure (IOP) sensor and external coil to detect the resonance frequency of the IOP sensor are designed and implemented using MEMS technology. The IOP sensor is designed using 3-D electromagnetic (EM) simulation. The resonance frequency of IOP sensor needs to be lower than that of the external coil. Additionally, the resonance frequency of the IOP sensor needs to be located near the resonance frequency of the coil to get the sufficient amplitude of phase variation. The frequency where the phase peak appears must be constant according to the distance between the IOP sensor and the external coil. From the measurement results, we demonstrated that the designed IOP sensor has the same resonance frequency with various distances between the IOP sensor and the coil.

## 키워드

안압, 센서, 공진 주파수, 멤스

## Key word

Intraocular Pressure, Sensor, Resonance Frequency, MEMS

---

\* 준회원: 숭실대학교 정보통신전자공학부  
\*\* 정회원: 한국과학기술연구원 나노바이오센터  
\*\*\* 정회원: 숭실대학교 정보통신전자공학부 (pck77@ssu.ac.kr)

접수일자 : 2011. 02. 22  
심사완료일자 : 2011. 03. 05

## I. 서 론

최근 생활수준의 향상에 따라 건강에 대한 관심이 증폭 되고 있다. 이에, 고주파 기술 분야 역시 건강관리 (Health-Care) 관련 응용 분야에 적극 접목 되고 있다. 고주파 회로의 경우는 비접촉식 생체 신호 검출을 위한 레이더 기술에 접목 되고 있으며, 그 대표적인 응용 분야는 심장 박동 검출, 혈압 검출 및 피부암 검출 등으로 그 범위를 넓혀 가고 있다. 뿐만 아니라, 혈관계 질환 치료를 위한 마이크로 로봇을 생체에 삽입 하는 기술도 활발하게 연구 되고 있는데, 이때 생체 내에 위치한 마이크로 로봇과 무선으로 통신하기 위한 고주파 회로 및 시스템 기술에 대한 연구도 활발하게 이루어 지고 있다.

이러한 고주파 회로 및 시스템 분야 외에 수동 소자 역시 생체 신호 검출 분야에 적극 활용 되고 있는데, 그 한 예가 안압 센서이다[1-4]. 일반적으로 녹내장의 경우, 환자가 자각 증상을 느끼는 시점은 이미 치료 시기가 너무 늦어버리는 경우가 많다. 이러한 녹내장의 발생은 환자가 자각 증상을 느끼기 전에 미세한 안압의 변화로부터 시작 된다. 따라서 녹내장의 방지를 위해서는 안압의 증가를 미연에 방지 할 수 있는 기술이 필수적이다. 이를 위해서 우선적으로 미세한 안압의 변화를 감지 할 수 있어야 하는데, 직접적인 안압의 검출은 환자에게 육체적인 불편함을 가중 시킬 뿐만 아니라, 고가의 검사 비용이 든다는 단점이 있다. 또한, 이러한 검사 기법은 안압의 변화를 실시간으로 검출 할 수 없다는 단점이 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하면서 안압의 미세한 변화를 검출하기 위해서는 무 접촉 방식을 채택해야 한다.

이에 본 논문에서는 무 접촉 방식으로 안압을 검출하기 위한 안압 센서의 설계 및 구현에 대하여 기술한다. II 장에서는 본 논문에서 설계된 안압 센서가 실제 적용될 시스템 및 이의 동작 원리에 대하여 설명한다. III 장에서는 설계된 안압 센서에 대하여 설명하고, IV 장에서는 구현된 안압 센서의 특성에 대하여 설명하고 V 장에서는 측정 결과에 대하여 논하고, VI 장에서 결론을 맺도록 하겠다.

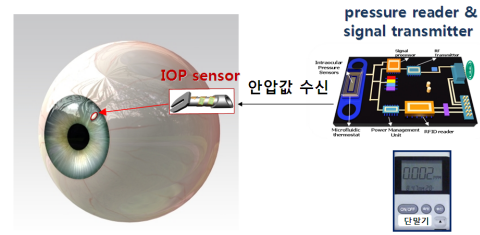


그림 1. 실시간 안압 모니터링 시스템  
Fig. 1 Real IOP Monitoring System, After [3]

## II. 안압 모니터링 시스템

그림 1은 본 논문에서 기술 하고 있는 안압 센서가 실제 사용될 안압 모니터링 시스템을 간략하게 보여 주고 있다. 먼저 생체 내에 삽입된 안압 센서는 안압의 변화에 따라 센서의 전기적 특성 변화가 발생 하게 된다. 다음으로는 안압 센서의 이러한 전기적 특성 변화는 외부 리더기를 통하여 인식 하고, 안압의 상승 정도를 판단하여, 생체 내에 삽입 되어 있는 안압 조절 장치를 제어함으로써, 미세하게 변화된 안압을 항상 정상 수치로 유지 될 수 있도록 하는 실시간 안압 모니터링 기법이다. 이때, 안압 조절 장치는 주로 미세공정으로 가공된 기계 장치에 의하여 구현 되며, 안압 센서에 의하여 검출된 안압의 상승을 정상 수치로 되돌려 주는 역할을 하게 된다.

본 논문에서 기술할 안압 센서는 인덕터와 커패시터의 병렬연결로 구성 되어 있다. 이러한 병렬 인덕터와 커패시터는 안구 내에 삽입 되어 안압의 미세한 변화에 따라 커패시턴스 혹은 인덕턴스가 변화 할 수 있도록 설계 되었다. 안압센서가 병렬 인덕터와 커패시터로 구성 되어 있기 때문에 자체적으로 공진 주파수를 가지게 되고, 안압이 변화 하여 안압 센서의 커패시턴스 혹은 인덕턴스가 변화 할 경우 그에 따라 안압 센서의 공진 주파수 또한 변화 하게 된다. 이와 같이 안압의 변화에 따라 안압 센서의 공진주파수 변화를 안구 외부에 위치하고 있는 외부 코일에 의하여 검출함으로써, 결과적으로 안압의 미세한 변화를 감지 할 수 있도록 설계 되었다.

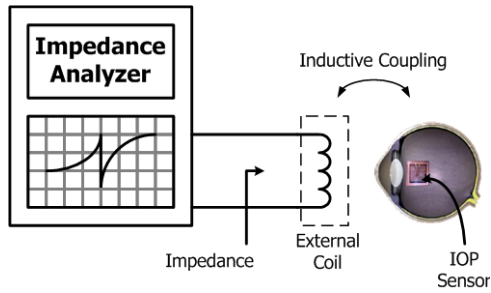


그림 2. 안압 모니터링 시스템  
Fig. 2 IOP Monitoring system

외부 코일을 통하여 안압 센서의 전기적 특성의 변화를 검출하는 방법으로, 외부 코일과 안압 센서의 인덕터 사이에 인덕티브 커플링을 활용하였는데, 안압이 변화하여 안압 센서의 인덕턴스 혹은 커패시턴스가 변화할 경우 외부 코일에서 안압 센서를 바라보았을 때의 임피던스 변화를 감지하고 이를 외부 리더기에서 해석하여 실제적으로 안압을 조절할 수 있는 안구 내에 삽입되어 있는 기계장치를 제어하도록 하는 시스템이다.

이때, 외부 코일을 통하여 검출된 신호를 외부 리더기에서 해석하기 위해서는 신호의 크기가 클수록 신호 처리 측면에서는 용이하다. 이를 위해서는 외부 코일과 안압 센서의 인덕턴스가 충분히 확보되어야 하는 제한 조건이 발생하게 된다.

### III. 설계된 안압 센서

본 논문에서 설계된 안압 모니터링 시스템에 적용될 안압 센서는 인덕터로 구성 되어 있다. II장에서 언급한 바와 같이 안압 센서는 공진 주파수를 가져야 하므로 구현된 인덕터 외에 이와 병렬로 연결되는 커패시터가 존재해야 한다. 이러한 커패시터는 인위적으로 금속판 두 개를 사용하여 구현해 줄 수도 있으나, 이 경우 안압 센서를 구현할 반도체 공정상에서 커패시터의 두 전극을 구현해 줄 수 있는 두 층의 금속층이 존재하여야 한다. 하지만, 반도체 공정상에서 필요로 하는 금속층이 증가할수록 생산 단가의 증가와 더불어 공정의 복잡도가 증가하는 문제점이 있다.

이에 본 논문에서 설계한 안압 센서는 금속층을 단층

으로 형성하여 인덕터를 구현하였으며, 앞서 언급한 병렬 커패시터는 이미 구현된 인덕터의 기생 커패시턴스를 통하여 확보하였다.

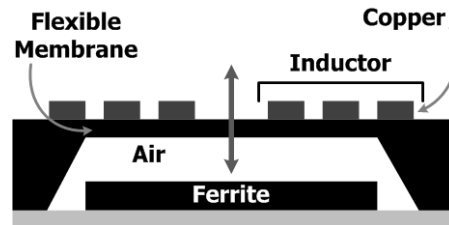


그림 3. 안압 센서의 구성도  
Fig. 3 IOP Structure

이와 같은 방식으로 형성된 인덕터와 기생 커패시턴스는 안압 센서를 구성하는 핵심 소자이다. 더불어, 이러한 병렬 인덕터 및 커패시턴스가 안압 센서로서 역할을 할 수 있도록 하기 위하여 그림 3과 같이 인덕터 아래에 페라이트 판을 위치시켰다. 인덕터는 유연성이 있는 막 위에 형성되고, 일정한 간격을 두고 그 아래에 페라이트 판이 위치하게 되는데, 막과 페라이트 판 사이는 공기로 채워져 있으며, 이 공간은 안구 내의 액체가 흘러 들어올 수 없도록 밀폐된 구조로 형성되었다.

이에, 안압 센서는 외부의 압력이 증가할 경우, 인덕터가 위치하고 있는 막이 페라이트 판 방향으로 휘게 되고, 결과적으로 인덕터와 페라이트 판 사이가 가까워지면서, 인덕터의 인덕턴스가 증가하게 된다. 따라서 안압이 증가하게 될 경우, 그렇지 않은 경우에 비하여 인덕턴스가 증가하게 되므로, 안압 센서의 공진 주파수가 낮아지게 된다. 이와 같은 원리로 안압 센서는 외부의 압력에 의하여 공진 주파수가 변하게 되고, 이러한 안압 센서의 공진 주파수 변화는 안구 밖에 위치한 외부 코일을 통하여 외부 리더기에서 감지할 수 있도록 구성 되어 있다.

그림 4는 실제 구현된 안압 센서의 사진을 보이고 있다. 이러한 안압 센서는 3-D EM 시뮬레이터를 통하여 최적화 되었으며, MEMS 기술을 이용하여 실제 구현 되었다. 구현된 안압 센서의 전체 크기는 5 mm X 5 mm 이며, 두께는 0.5 mm 이다. 또한 Quality-factor의 향상을 위하여 인덕터를 구성하는 금속선의 두께는 10μm 로 하였으며, 외부 코일과의 원활한 인덕티브 커플

링을 위하여 센서의 인덕턴스는 약  $3\mu\text{H}$  이상이 되도록 인덕터의 감은 수와 지름을 설계하였다. 이때, 일반적으로 RF 분야에서 잘 알려져 있는 바와 같이 인덕터의 구성이 원형일 때 면적 대비 인덕턴스 및 Quality-factor가 가장 높게 나오지만, 본 안압 센서는 그 특성상 사각형으로 구현 되어야 하며, 이로 인하여 안압 센서 면적의 효율적인 활용을 위하여 사각형 모양의 인덕터로 구현 하였다.

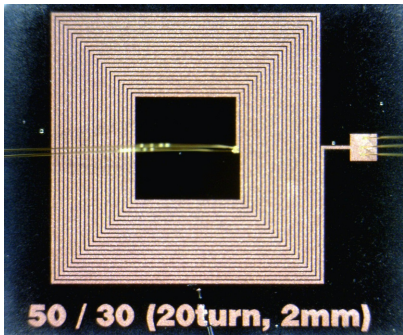


그림 4. 구현된 안압 센서의 칩 사진  
Fig. 4 Photograph of Implemented IOP Sensor

실제 인체에 삽입을 하기 위한 안압 센서의 적절한 크기는  $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$  이하가 되어야 하지만, 아직은 무선 안압 센서가 연구 단계이기 때문에, 안압 센서의 크기때 따른 특성을 파악하기 위하여 안압 센서의 크기를  $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ 로 제작 하여 그 특성을 살펴보았다.

표 1은 인덕터의 감은 수, 인덕터를 구성하고 있는 금

속선의 폭 및 금속 선 간의 간격을 조절 하면서 안압 센서의 인덕턴스와 커패시턴스를 추출한 결과를 보이고 있다. 표에서와 같이 안압 센서는 동일한 금속선 폭 및 간격을 유지 했을 때, 감은 수가 높을수록 인덕턴스 및 기생 커패시턴스가 증가함을 알 수 있다. 31-turn의 경우  $4.1\ \mu\text{H}/7.81\ \text{pF}$ 의 값을 가졌으며, 26-turn의 경우  $4.0\ \mu\text{H}/7.27\ \text{pF}$ 의 값을 가졌다. 위의 표는 시료별 오차에 의한 잘못된 분석을 방지하기 위하여, 동일한 종류의 시료 각각 세 개씩을 측정하여 평균값을 취한 것이다.

#### IV. 외부 코일 설계 과정

본 논문에서의 안압 센서는 외부 코일을 통하여 안압 센서의 공진 주파수 변화를 검출 하는 시스템이다. 따라서, 외부코일은 안압 센서의 공진 주파수의 변화를 잘 검출 할 수 있어야 하므로, 외부 코일의 자체 공진 주파수와 안압 센서의 공진 주파수 사이의 관계를 정립할 필요가 있다. 본 논문에서는 안압 센서의 공진 주파수가 외부 코일의 공진 주파수 보다 낮은 값을 가지도록 설계 하였는데, 이는, 안압 센서의 공진 주파수가 외부 코일의 공진 주파수보다 높게 형성 될 경우, 외부 측정 환경, 즉 외부 공기 중의 임피던스 변화에 따라 외부 코일에서 검출 되는 안압 센서의 공진 주파수 값이 매우 민감하게 요동치는 문제점이 있기 때문이다. 또한, 안압 센서의 공진 주파수는 외부 코일의 공진 주파수 보다 낮은 값을 가지 되, 외부 코일의 공진 주파수와 가까울 때, 위상의 변화

표 1. 안압 센서의 기생 성분 (안압 센서의 크기 :  $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ )  
Table. 1 Parasitic Components of Various IOP Sensors (Total Size is  $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ )

Sample Num.	Description (width[ $\mu\text{m}$ ]/Space[ $\mu\text{m}$ ]/Turn)	Inductance [ $\mu\text{H}$ ]	Capacitance [pF]	Resistance [ $\Omega$ ]
S#1	50 / 30 / 31	4.1	7.81	10.7
S#2	50 / 50 / 24	3.3	4.85	10.8
S#3	50 / 30 / 26	4.0	7.27	12.5
S#4	50 / 50 / 20	3.1	4.55	9.9
S#5	50 / 30 / 23	3.8	6.47	9.6
S#6	50 / 50 / 17	3.0	4.13	7.8
S#7	50 / 30 / 20	3.7	5.52	11.4
S#8	50 / 50 / 15	3.1	4.03	7.2

량 및 임피던스 크기의 변화량이 크게 발생하여 향후 외부 리더기에서 신호를 검출 하는데 용이 함을 실험적으로 확인 하였다.

이러한 외부 코일과 안압 센서 사이의 관계를 알기 위하여 우선적으로 3-D EM 시뮬레이션을 통하여 대략적인 외부 코일의 크기 및 감은수를 결정 하였다. 그림 5는 실제 제작된 외부 코일을 이용하여 안압 센서의 공진 주파수를 검출 하는 측정 셋업의 일부를 보이고 있다.

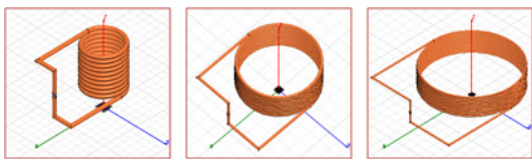


그림 5. 외부 코일의 최적화를 위한 3-D EM 시뮬레이션  
Fig. 5 3-D EM Simulation for Optimization of External Coil

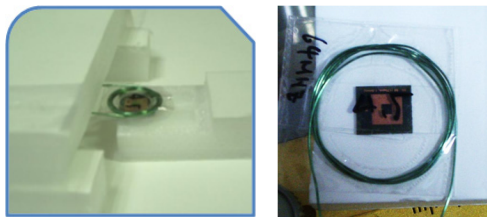


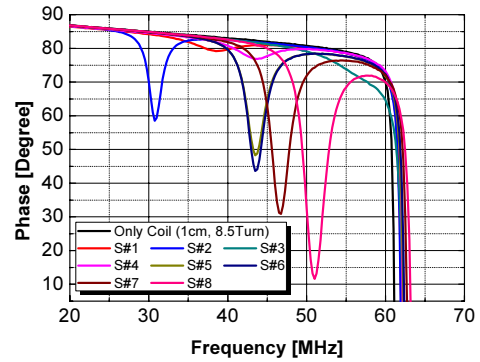
그림 6. 안압 센서와 외부 코일의 측정 셋업  
Fig. 6 Measurement Setup of IOP Sensor and External Coil

## V. 측정 결과

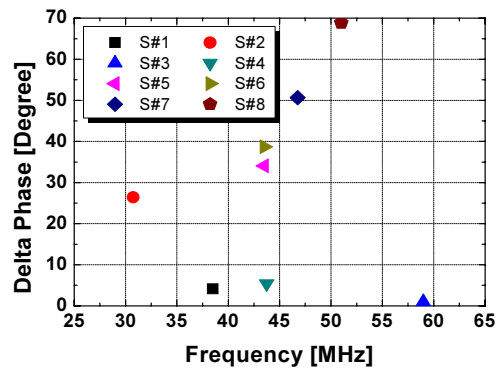
### 5.1. 외부 코일과 안압 센서 공진 주파수 관계

그림 7의 측정 결과는 앞서 표에서 RLC 값을 추출한 몇 가지 안압 센서의 공진 주파수를 외부 코일을 통하여 검출 한 결과이다. 측정 결과에서와 같이 외부 코일의 공진 주파수는 대략적으로 60 MHz 근방에서 발생하고 있다. 결과 그래프에서 알 수 있듯이, 안압 센서의 공진 주파수가 외부 코일의 공진 주파수에 근접 해 갈수록 위상의 크기 변화량이 크게 형성됨을 알 수 있다. 본 논문에는

서는 최대위상의 크기 변화량을 Delta Phase로 정의 하였다. 이를 바탕으로 하여, 향후 외부 리더기에서 안압 센서의 공진주파수를 용이하게 검출하기 위해서는 안압 센서와 외부 코일의 공진 주파수가 서로 근접해야 함을 알 수 있다.



(a)



(b)

그림 7. 8.5 바퀴의 감은 수를 가지는 외부 코일을 이용한 측정 결과 (a) 주파수에 따른 위상 (b) 주파수에 따른 최대 위상 변화

Fig. 7 Measurement Results with 8.5 turn External Coil (a) Phase vs. Frequency (b) Delta Phase vs. Frequency

그림 8 및 그림 9에서 보인 두 그래프는 코일의 공진 주파수에 따른 각 안압 센서의 위상 변화량의 크기를 비교하기 위한 것이다. 그림 8의 그래프에서 사용한 외부 코일의 공진 주파수는 110 MHz 근방에서 형성 된 것이고, 그림 9의 그래프에서 사용한 외부 코일의 공진 주파

수는 85 MHz 근방에서 형성된 것이다. 85 MHz의 외부 코일 공진 주파수가 안압 센서의 공진 주파수에 더욱 가깝게 형성된 것이므로 동일한 안압 센서에 대하여 더욱 큰 위상 변화량을 보임을 알 수 있다.

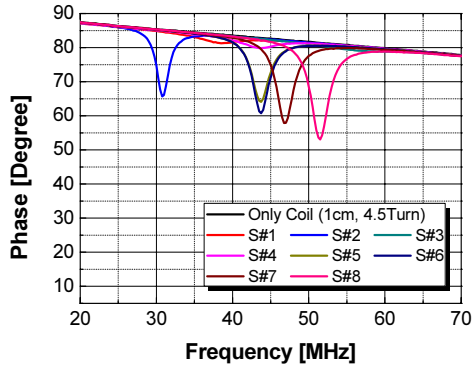


그림 8. 4.5 바퀴의 감은 수를 가지는 외부 코일을 이용한 측정 결과  
Fig. 8 Measurement Results with 4.5 turn External Coil

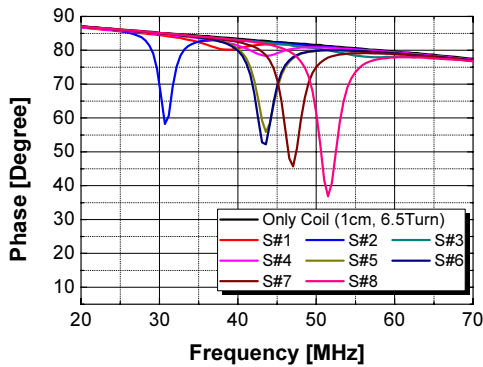


그림 9. 6.5 바퀴의 감은 수를 가지는 외부 코일을 이용한 측정 결과  
Fig. 9 Measurement Results with 6.5 turn External Coil

### 5.2. 외부 코일과 안압 센서의 거리 관계

생체에 안압 센서를 삽입을 하였을 때, 안압 센서와 외부 코일과의 거리는 수시로 변화할 수 있으며, 이에 따라, 외부 코일과 안압 센서 사이의 거리에 따른 최대 위상 변화가 발생하는 안압 센서의 공진 주파수는 일정해

야 한다. 따라서 설계된 안압 센서가 외부 코일과의 거리에 따라 공진 주파수의 발생 지점이 불변 하는지를 알아보기 위한 측정 결과를 그림 10 및 그림 11의 그래프에서 보였다.

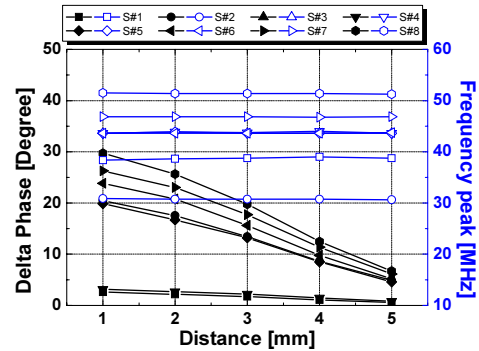


그림 10. 4.5 바퀴의 감은 수를 가지는 외부 코일을 이용한 센서의 최대위상 변화량과 공진 주파수 측정 결과  
Fig. 10 Measurement Results of Delta Phase and Resonance Frequency with 4.5 turn External Coil

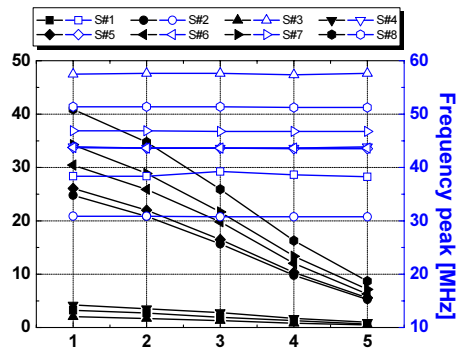


그림 11. 6.5 바퀴의 감은 수를 가지는 외부 코일을 이용한 센서의 최대위상 변화량과 공진 주파수 측정 결과  
Fig. 11 Measurement Results of Delta Phase and Resonance Frequency with 6.5 turn External Coil

그래프에 의한 측정 결과에서 알 수 있듯이, 안압 센서와 외부 코일간의 거리가 멀어짐에 따라 최대 위상 변화량 자체는 감소하지만, 최대 위상 변화가 발생하는 공진 주파수는 항상 일정함을 알 수 있다.



## VI. 결 론

본 논문에서는 실시간 안압 모니터링을 위한 안압 센서와 안압에 따른 안압 센서의 공진 주파수를 검출할 수 있는 외부 코일을 설계 및 구현 하였다. 안압 센서는 3-D EM Simulation 을 통하여 설계 하였고, MEMS 기반 기술로 구현 되었다. 측정 결과로서, 안압 센서의 공진 주파수는 외부 코일의 공진 주파수에 비하여 낮아야 하며, 안압 센서의 공진 주파수가 외부 코일의 공진 주파수에 근접 하게 위치 할 때, 최대위상 변화량이 높아짐을 확인 하였다. 또한, 안압 센서는 외부 코일과의 거리에 따라 최대위상 변화가 발생하는 지점이 불변하여야 하는데, 설계된 안압 센서는 외부 코일과의 거리가 변화 할 때, 최대 위상변화량 자체는 변화 하지만, 최대위상 변화가 발생하는 지점을 동일한 값을 가짐을 확인 하였다.

### 감사의 글

본 연구는 2010년도 교육과학기술부 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 첨단과학기술융합원천기술개발 사업의 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

### 참고문헌

- [1] Santiago Lizon-Martinez, et. al., "Design of a System for Continuous Intraocular Pressure Monitoring," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 54, No. 4, August 2005.
- [2] Antonio Baldi, Woohyek Choi, Babak Ziaie, "A Self-Resonant Frequency-Modulated Micromachined Passive Pressure Transensor," *IEEE Sensors Journal*, vol. 3, no. 6, December 2003.
- [3] Po-Jui Chen, Damien C. Rodger, Salomeh Saati, Mark S. Hymayun, Yu-Chong Tai, "Microfabricated Implantable Parylene-Based Wireless Passive

Intraocular Pressure Sensors," *Journal of Miroelectromechanical Systems*, vol. 17, no. 6, December 2008.

- [4] Po-Jui Chen, Damien C. Rodger, Rajat Agrawal, Salomeh Saati, Ellis Meng, Rohit Varma, Mark S. Hymayun, Yu-Chong Tai, "Implantable Micromechanical Parylene-Based Pressure Sensors for Unpowered Intraocular Pressure Sensing," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17, 2007.

### 저자소개

#### 강병주(Byungjoo Kang)



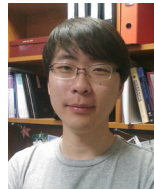
2004년 숭실대학교 정보통신전자공학부 입학  
2009년 FIRA Korea Cup 2위  
2009년 FIRA Roboworld Cup 2위

2009년 IRC FIRA Challenge Cup 1위  
(지식경제부 장관상)

2011년 숭실대학교 석사과정 입학

※관심분야: 바이오센서, 초단거리 무선 통신

#### 박종훈(Jonghoon Park)



2002년 숭실대학교 정보통신전자공학부 입학  
2011년 숭실대학교 석사과정 입학

※관심분야: 전력 증폭기, 초단거리 무선 통신

#### 이수현(Soo Hyun Lee)

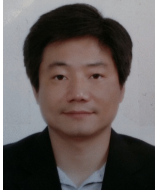


2002년 고려대학교 전기전자전파공학부 학사  
2005년 University of Cincinnati 석사

2008년 University of Cincinnati 박사

2006년 ~ 현재 한국과학기술연구원 선임연구원

※관심분야: 생체 이식용 MEMS 소자



**강지윤(Ji Yoon Kang)**

1990년 서울대학교 기계설계학과  
학사

1992년 서울대학교 기계설계학과  
석사

1997년 서울대학교 기계설계학과 박사

1997년 ~ 2001년 삼성종합기술원 전문 연구원

2001년 ~ 현재 한국과학기술연구원 책임연구원

※ 관심분야: 생체 이식용 MEMS 소자



**박창근(Changkun Park)**

2001년 KAIST 전자전산학과  
학사

2003년 KAIST 전자전산학과  
석사

2007년 KAIST 전자전산학과 박사

2007년 ~ 2009년 (주) 하이닉스 반도체 선임연구원

2009년 ~ 현재 숭실대학교 정보통신전자공학부  
조교수

※ 관심분야: RF 회로 및 시스템