

인체 삽입용 LC 공진형 혈압 센서 디자인 및 제작

김진태¹, 김성일¹, 정연호^{1,a}

¹ 국립한밭대학교 전자제어공학과

Design and Fabrication of Implantable LC Resonant Blood Pressure Sensor

Jin-Tae Kim¹, Sung Il Kim¹, and Yeun-Ho Jung^{1,a}

¹ Department of electronics and control Engineering, Hanbat National University, Daejeon 305-719, Korea

(Received November 22, 2012; Revised January 8, 2013; Accepted January 21, 2013)

Abstract: In this paper, we present a MEMS (micro-electro-mechanical system) implantable blood pressure sensor which has designed and fabricated with consideration of size, design flexibility, and wireless detection. Mechanical and electrical characterizations of the sensor were obtained by mathematical analysis and computer aided simulation. The sensor is composed of two coils and a air gap capacitor formed by separation of the coils. Therefore, the sensor produces its resonant frequency which is changed by external pressure variation. This frequency movement is detected by inductive coupling between the sensor and an external antenna coil. Theoretically analyzed resonant frequency of the sensor under 760 mmHg was calculated to 269.556 MHz. Fused silica was selected as sensor material with consideration of chemical and electrical reaction of human body to the material. 2 mm × 5 mm × 0.5 mm pressure sensors fitted to radial artery were fabricated on the substrates by consecutive microfabrication processes: sputtering, etching, photolithography, direct bonding and laser welding. Resonant frequencies of the fabricated sensors were in the range of 269~284 MHz under 760 mmHg pressure.

Keywords: Implantable, Pressure sensor, MEMS, LC resonant, Stability

1. 서 론

최근 전 세계적인 초 고령화 사회 구조 형성에 따라 세계 각국은 의료 기기 산업, 고령 인구의 체계적인 관리 시스템, 및 인체 집적 모니터링 시스템에 대한 커다란 관심을 나타내고 있다. 따라서 인체 삽입

형 시스템에 대한 연구도 활발하게 진행되고 있다. 특히 서구적 식생활의 전 세계화에 의한 혈관시스템 관리는 의료적 관점에서 매우 중요한 분야로 여겨진다. 혈관 시스템의 실시간 관리를 위해 혈압 측정은 반드시 이루어져야 할 사항으로 혈관에 직접 삽입되는 초소형 압력 센서의 개발이 필요하다. 인체 삽입형 압력 센서는 IC 회로를 갖는 능동형 시스템과 에너지를 함유하지 않은 수동형 시스템으로 구분된다. 능동형 시스템은 IC 회로를 동작시키기 위해 에너지원이 필요하게 되고 에너지원의 크기에 의해 전체 시스템의 사이즈가 한계를 갖게 된다 [1-4]. 그러나 IC 회

a. Corresponding author; yeunho@gmail.com

Copyright ©2013 KIEEME. All rights reserved.

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.

로의 정밀성으로 인해 측정값의 정확도 및 측정거리 확보가 용이하다는 특성을 갖는다. 수동형 시스템은 LC 공진을 이용한 telemetry 방식을 주로 사용하는데 전체 시스템이 매우 간단한 구조를 갖는다 [5,6]. 따라서 시스템 구성의 용이성이 있다. 그러나 magnetic coupling을 이용하여 측정이 이루어짐으로 측정 장소의 전기적 환경에 매우 민감하고 측정거리가 다소 짧다는 단점을 갖는다. 수동형 인체 이식형 시스템에 대한 연구는 주로 고분자 물질을 기판으로 제작되므로 장시간 인체 환경에 노출될 경우 기판 물질의 인체와의 화학적 반응에 의해 기계적 변형이 이루어진다 [5]. 따라서 저자는 기계적 변형이 이루어지지 않은 인체 삽입형 물질인 세라믹을 바탕으로 센서의 제작, 동물 실험을 행하였다 [7].

본 논문에서는 제작된 센서에 대한 전기적 특성을 이론적 접근을 통해 고찰하고자 한다. 또한 센서의 기계적 특성을 CAE (computer-aided engineering)을 이용하여 해석하고자 한다. 이러한 이론적 해석의 결과 값을 센서 주파수 측정 시스템을 통해 실측, 이론적 결과 값과 비교 분석하고자 한다.

2. 실험 방법

2.1 센서 모델링

2.1.1 센서의 크기

센서를 설계하는데 있어서 가장 우선적으로 결정해야 할 사항은 센서의 크기이다. 사람의 요골 동맥의 평균 직경은 2.5 ± 0.5 mm이다 [8]. 따라서 센서의 크기는 요골 동맥의 직경보다 작은 $2 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times$

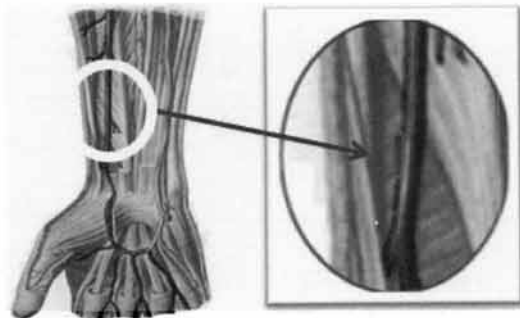


Fig. 1. Appearance of sensors attached to the human radial artery.

0.5 mm의 크기로 설계하고자 한다. 센서의 폭은 생체 조직의 자극을 최소화하고 센서를 이식하는 동안 동맥벽에 상처나 찢어짐을 방지하기 위해 내부 동맥 직경보다 더 좁게 디자인 되어야 한다. 따라서 동맥 직경이 2.5 mm일 때 혈액 흐름을 방해하지 않도록 폐색 (occlusion) 비율 (센서 단면/동맥 단면)을 혈관 직경의 $20 \pm 5\%$ 가 되도록 센서의 폭과 두께를 디자인 하여 센서를 제작하였다.

2.2 센서의 전기적 특성

센서는 직사각형 모양의 평면 인덕터 코일을 두 기판에 일정한 간격을 갖도록 만들어지고 커패시터는 두 코일 사이에 존재하는 gap에 의해 형성된다. 따라서 이 구성 요소들은 전기적으로 LC공진 회로를 형성한다. 직사각형 모양 평면 상단과 하단 인덕터의 인덕턴스 $L_{i,t}, L_{i,b}$ [9]는 다음 식으로 계산되어진다.

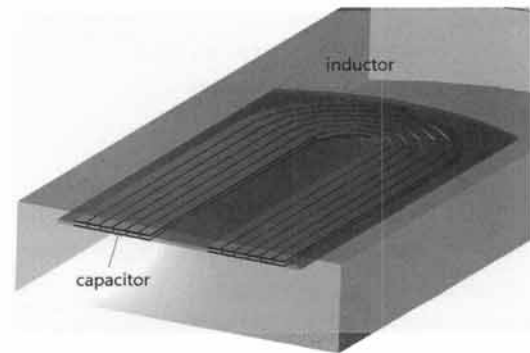


Fig. 2. Schematic of micromachined wireless pressure.

$$L_{i,t} = L_{i,b} = 0.02339n^2 \left[(s_1 + s_2) \log \frac{2s_1s_2}{nD} - s_1 \log(s_1 + g) - s_2 \log(s_2 + g) + 0.01016n^2 \left(2g - \frac{s_1 + s_2}{2} + 0.447nD \right) - 0.01016n(s_1 + s_2)(A + B) \right] \mu H \quad (1)$$

여기서 n 은 인덕터의 턴 수, s_1 과 s_2 는 인덕터 양면 평균 길이, $g = \sqrt{s_1^2 + s_2^2}$ (인치), D 는 턴 사이의 거리 (인치)이며 A 와 B 는 상수계수이다 [9]. 상단과 하단 인덕터 사이의 자기 유도 상호 작용에 의해 생성된 상호 인덕턴스 $L_{m,i}$ [10]를 구하는 식은 다음과 같다.

$$L_{m,i} = 0.00254(l_b + l_t) \left[2.303 \log \left(\frac{l_b + l_t}{g} \right) - 1 + \left(\frac{2g}{l_b + l_t} \right) \right] [\mu H] \quad (2)$$

여기서 l_b 와 l_t 는 상단과 하단의 총 금속선 길이, g 는 인덕터 사이의 간격이다. 상, 하부 인덕터와 상호 인덕턴스의 인덕턴스 값으로 센서의 총 인덕턴스를 아래의 방정식으로 계산할 수 있다.

$$L_s = L_{i,t} + L_{i,b} + 2L_{m,i} \quad (3)$$

센서의 커패시턴스 C_s 는 다음과 같은 식으로 정의된다.

$$C_s = C_{gap} + C_{par,s} \quad (4)$$

여기서 C_{gap} 은 금속선 사이의 금속선 겹침과 간격 형성에 의해 형성된 커패시턴스, $C_{par,s}$ 는 선 간격과 두께에 의해 주로 형성되는 기생 커패시턴스이다. 따라서 센서의 공진 주파수 $f_{0,s}$ 는

$$f_{0,s} = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_s C_s}} \quad (5)$$

으로 나타낼 수 있다. 나선형 인덕터의 주파수에 따른 저항을 구하는 식은 다음과 같이 나타낼 수 있다 [11].

$$R_i(\omega) \approx R_{DC} \left[1 + \frac{1}{10} \left(\frac{\omega}{\omega_{crit}} \right)^2 \right] \quad (6)$$

여기서 R_{DC} 는 DC에서의 직렬 저항, ω_{crit} 는 전류 과밀이 일어날 때의 주파수이다. 전류 과밀 시의 주파수 ω_{crit} 는 다음과 같은 공식에 의해 계산된다.

$$\omega_{crit} = \frac{3.1 \cdot \rho \cdot (w+s)}{\mu_0 w^2} R_{sheet} \quad (7)$$

여기서 ρ 는 금속의 저항률, w 는 선폭, s 는 선과 선

사이의 간격, μ_0 은 자유공간의 투자율이며, R_{sheet} 는 금속의 시트저항이다. 따라서 센서의 quality factor Q_s 는

$$Q_s = \frac{\omega_{crit} L_s}{R_i(\omega)} \quad (8)$$

이다. Fused silica는 약 0.0002의 매우 낮은 전기 손실 계수를 갖는 좋은 전기 절연체이기 때문에 기판의 전기적 영향은 이론적인 검토에서 무시해도 될 정도이다.

2.3 센서의 기계적 시뮬레이션

압력 변화에 따른 새로운 커패시턴스와 인덕턴스 값에 대한 평균 코일 변위는 컴퓨터 보조 시뮬레이션 (ANSYS)에 의해 이루어졌다.

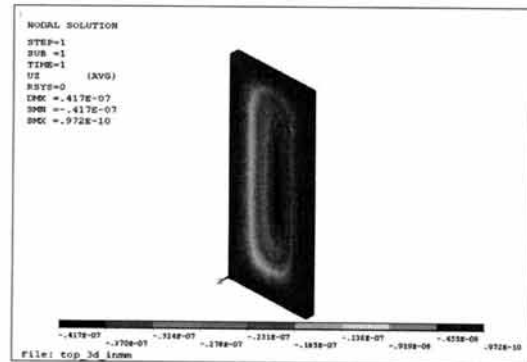


Fig. 3. Ansys simulation result when 760 mmHg pressure is applied to the membrane.

Table 1. Theoretically calculated electrical characteristics of the sensor at 760 mmHg.

Inductance [nH]	80.15
Capacitance [pF]	4.29
Resistance[Ω]	16.18
Resonant Frequency [MHz]	269.556
Quality Factor	8.4

그림 3은 760 mmHg 압력 하에서의 멤브레인의 기계적 변위를 보여주고 있다. 즉, 혈관 내의 혈압이 센

서에 가해지게 되면 기판에 기계적 변형이 생겨 상/하부 기판이 가까워지게 되고, 그에 따라 센서의 인덕턴스와 커패시턴스 값이 변하게 되어 센서가 가지고 있던 공진 주파수에 변화가 생기게 된다. 따라서 압력 변화에 따른 센서 공진 주파수 변화가 계산이 가능해진다. 설계된 센서의 공진주파수 계산 값을 실제 측정값과 비교하였다.

2.4 센서 공정

센서는 생체 적합성 물질, 좋은 전기 절연체 및 상용화된 의료 제품에서 전자기 통신 환경에 유리한 저유전 손실 물질로 인정받고 있는 유리 기판 (fused silica)에 제조되었다. 센서의 전체 제조 공정은 초클린 공정룸 (class 10)에서 이루어졌고, 센서는 하부와 상부 웨이퍼의 두께가 같은 두 개의 유리 기판 (500 μm 두께)으로 제조하였다. 센서 제작은 반도체 공정한 surface micromachining과 식각, 포토리소그래피에 의해 이루어졌다. 생체 호환성을 고려하여 기판 물질을 선정하였으며 체액, 혈액 및 수분으로부터 센서의 완벽한 격리를 위해 CO₂ 레이저를 사용하여 두 장의 fused silica 기판을 완전 접합시켰다. 센서의 형성은 500 μm silica 웨이퍼 (아래 기판)에 센서가 존재할 수 있는 22 μm 의 홈을 49% HF (hydrogen fluoride) 식각을 이용하여 형성한 후 10 μm 두께의 copper를 DC sputtering을 이용 증착하다. 증착된 copper layer는 포토 리소그래피와 금속 에칭에 의해 두 기판에 같은 모양의 spiral inductor가 형성된다.

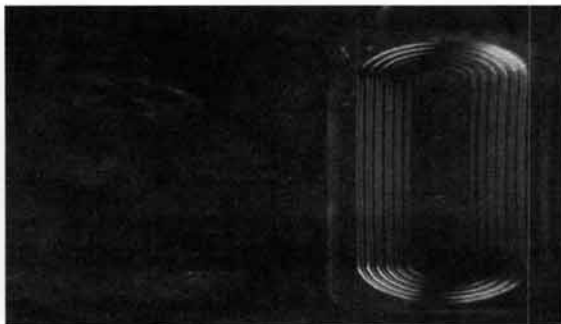


Fig. 4. Photographs of the fabricated sensor with Lincoln face in a penny.

이러한 두 인덕터를 위 아래로 정렬하게 되면 인덕

터 사이에는 2 μm 의 공간이 형성되게 되고, 이는 커패시터를 형성하게 된다. 두 기판을 direct bonding에 의해 접합한 후 레이저 공정을 사용 LC 공진형 압력 센서를 제작하였다. 센서의 크기는 2 mm \times 5 mm \times 0.5 mm이다. 자세한 공정 순서는 본 센서의 동물 실험에 대한 논문에 나타내었다 [7].

3. 결과 및 고찰

3.1 센서 특성 평가

정밀 압력 제어 시스템 (CPC 3000, Mensor)에 의해 제어된 압력을 센서에 인가하면서 센서의 주파수 변화를 측정하였다. 생체 실험 시 이용될 동물 실험군 (farm pig)의 최저, 최고 혈압 변화량과 절대 대기압의 차를 고려하여 그림 5(a)와 같이 740~900 mmHg의 범위를 선택하였다.

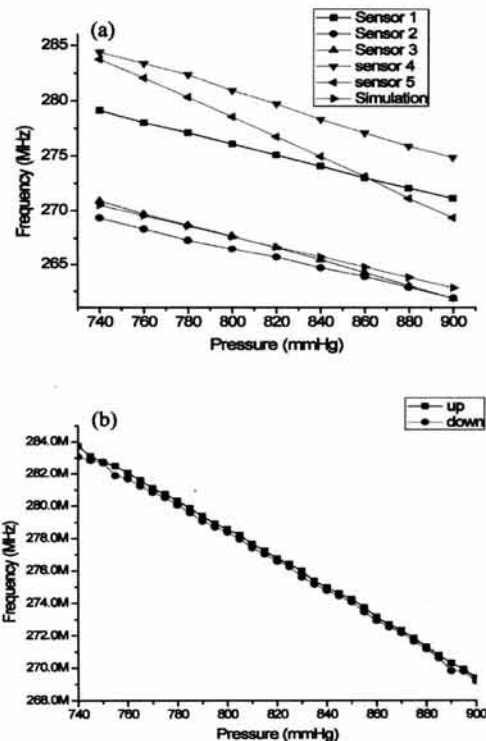


Fig. 5. Frequency vs. pressure. (a) frequency changes of fabricated sensors by pressure, (b) hysteresis property of sensor 5.

Table 2. Frequency and sensitivity properties of fabricated sensors.

	Frequency [MHz] at 760 mmHg	Frequency [MHz] at 860 mmHg	Sensitivity [kHz/mmHg]
Sensor1	278.03	273.03	50
Sensor2	268.333	263.889	44.44
Sensor3	269.697	264.242	54.55
Sensor4	283.383	277.121	62.62
Sensor5	282.06	273.151	89.09

그림 5(a)는 선택되어진 압력 범위에서 20 mmHg 단계로 승압할 경우에 발생하는 제작된 센서의 공진 주파수 변화를 보여주고 있다. 각 단계에서, 센서의 안정화를 위하여 5분간의 dwelling time이 수행되었다. 그림에서의 모든 센서는 일반적인 정전 압력 센서와 같이 인가 압력이 상승할 때 주파수가 감소하는 전형적인 추세를 보였다. 센서 1, 센서 2, 센서 3, 센서 4, 센서 5에 대한 전체 범위의 비선형성 (FSO)은 각각 1.57%, 2.03%, -3.33, -3.71%, -1.4%였다.

센서의 동작 주파수와 민감도 (sensitivity)는 표 2에 정리되어 있다. 제조된 센서의 민감도와 주파수는 760 mmHg에서 44~89 kHz/mmHg와 269~284 MHz의 범위를 보였다. 제작된 센서의 주파수 차이는 코일 패턴을 만들기 위해 웨이퍼를 에칭액과 현상액 용기에 담아 흔들게 되는데 이때 발생하는 원심력에 의해 구리 에칭액의 이온 농도와 현상액의 농도가 국지적 차이를 갖게 된다. 따라서 코일 폭이 변하게 되고 위 코일과 아래 코일의 인덕턴스와 커패시턴스 값이 일정하지 않게 된다. 센서 민감도는 유리 기판의 HF 에칭 시 발생하는 유리 박막의 두께와 센서 패턴의 차이에 의해 발생했을 것으로 예상된다.

그림 5(b)는 센서의 히스테리시스 특성에 따른 주파수 응답을 보여준다. 압력은 740~900 mmHg의 구간에서 5 mmHg 간격으로 압력을 증가시킨 후 같은 간격으로 압력을 감소시켰다. 압력 변화에 의해 발생한 센서의 기계적 변화를 감소시키기 위해 5분간의 안정화 단계가 각 센서에 수행되었다. 전 구간에 걸쳐 ± 2 mmHg보다 작은 히스테리시스 특성을 보였다. 센서의 기계적 안정화 특성을 단시간 및 장시간 동안 테스트하였다. 테스트는 일정한 760 mmHg 압력 환경에서 수행되었다. 랩뷰 (Labview)를 이용하여 일정한 압력을 유지하도록 제어하였고, 주파수는 네트워크

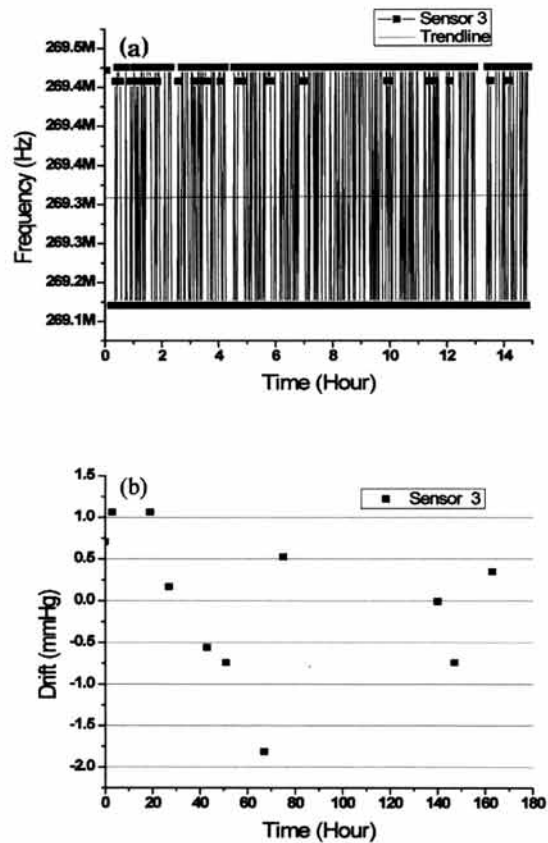


Fig. 6. Characterizations of sensor frequency drift for (a) 15 hours and (b) 163 hours for sensor 3.

분석기 (network analyzer)에 의해 자동으로 150초마다 측정되도록 설계하였다.

그림 6(a)는 15시간 동안 센서 3의 주파수 변화 추이 특성을 보여준다. 단시간 테스트에서는 주파수의 변화가 일정한 범위 (± 150 kHz) 내에서 발생하였다. 동일한 센서의 두 번째 평가는 163시간 동안 수행되었다. 그림 6(b)에서와 같이 장시간 테스트에서는 센서 추이는 163시간에 대한 ± 2 mmHg의 압력 변화를 보였으며, 이는 센서의 오차가 아주 작은 범위 내에서 존재함을 보여 준다.

4. 결론

본 논문에서는 인체 삽입형 압력 센서를 설계 제작하여 그 특성을 분석하였다. 센서는 두 개의 기판 위에 형성된 나선형 코일들과 두 코일 사이의 일정한

간격에 의해 형성된 커패시터로 구성되어 지는데 전기적 관점에서 센서는 인덕터와 커패시터를 갖는 LC 공진 회로를 갖게 된다. 센서의 전기적 및 기계적 특성은 이론적 계산과 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 센서의 기계적 변화 값을 계산하였고, 이를 이론적으로 획득한 센서의 전기적 특성 식에 대입하여 센서의 공진 주파수를 얻었다. 이론적으로 계산된 760 mmHg에서의 설계된 센서의 공진주파수는 269.556 MHz이었다. 설계된 센서는 반도체 공정에 의해 제작되었고, 네트워크 분석기 (network analyzer)를 이용하여 측정된 센서의 공진 주파수와 민감도는 760 mmHg의 압력 하에서 269~284 MHz와 44~89 kHz/mmHg의 범위를 보였다. 이론적으로 계산된 센서의 공진주파수와 제작된 센서의 주파수 실제 측정값이 일치하는 결과를 확인하였다.

감사의 글

본 논문은 지식경제부 기술혁신사업 (산업융합원천 기술개발사업)으로 지원된 연구임 (No. 10041876).

REFERENCES

- [1] E. Y. Chow, A. L. Chlebowski, S. chakraborty, W. J. Chappell, and P. P. Irazoqui, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 57, 1487 (2010).
- [2] H. Fassbender, W. Mokwa, U. Urban, T. Schmitz-Rode, M. Görtz, K. Trieu, T. Göttssche, and P. Osypka, *Proc. IEEE Sensors*, 1226 (2008).
- [3] P. Cong, D. J. Young, and W. H. Ko, *Proc. IEEE Sensors*, 1359 (2004).
- [4] P. Cong, D. J. Young, B. Hoit, and W. H. Ko, *Annual Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol.-Proc.*, 1854 (2006).
- [5] Thesis: M. A. Fonseca, *Polymer/Ceramic Wireless MEMS Pressure Sensors for Harsh Environment*, (Georgia Institute of Technology, Atlanta, 2007).
- [6] K. H. Shin, C. Y. Moon, T. H. Lee, C. H. Lim, and Y. J. Kim, *Proc. IEEE Sensors*, 844 (2004).
- [7] W.S. Choi, J.T. Kim, and Y. H. Joung, *J. KIEEME*, 25, 445, (2012).
- [8] Y. J. Loh, M. Nakao, W. D. Tan, C. H. Lim, Y. S. Tan, and Y. L. Chua, *Asian Cardiovasc. Thorac. Ann.*, 15, 324 (2007).
- [9] F. E. Terman, *Radio Engineers' Handbook* (McGraw-Hill, New York, 1943)
- [10] T. H. Lee, *The Design of CMOS Radio-Frequency Integrated Circuits, 2nd ed.* (Cambridge Univ. Press, New York, 2004)
- [11] W. B. Kuhn and N.M. Ibrahim, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 50, 31 (2001).