

실시간 맥박 및 혈압 측정을 위한 폴리머 기판 압력센서 개발

김진태¹, 김성일¹, 정연호^{1,a}

¹ 국립한밭대학교 전자제어공학과

Development of Pressure Sensor on Polymer Substrate for Real-time Pulse and Blood Pressure Measurements

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 July 26, 2013; Revised August 6, 2013; Accepted August 8, 2013)

Abstract: In this study, we introduce a polymer(polyimide) based pressure sensor to measure real-time heart beat and blood pressure. The sensor have been designed with consideration of skin compatibility of material, cost effectiveness, manufacturability and wireless detection. The designed sensor was composed of inductor coils and an air-gap capacitor which generate self-resonant frequency when electrical source is applied on the system. The sensor was obtained with metalization, etching, photolithography, polymer adhesive bonding and laser cutting. The fabricated sensor was shaped in circular type with 10mm diameter and 0.45 mm thickness to fit radial artery. Resonant frequencies of the fabricated sensors were in the range of 91~96 MHz on 760 mmHg pressurized environment. Also the sensor has good linearity without any pressure-frequency hysteresis. Sensitivity of the sensor was 145.5 kHz/mmHg and accuracy was less than 2 mmHg. Real-time heart beat measurement was executed with a developed hand-held measurement system. Possibility of real-time blood pressure measurement was showed with simulated artery system. After installation of the sensor on skin above radial artery, simple real blood pressure measurement was performed with 64 mmHg blood pressure variation.

Keywords: Blood pressure, MEMS, LC resonant, Inductive coupling, Pressure sensor

1. 서론

식습관이 점차 서구화되어짐에 따라 전 세계적으로 고혈압, 뇌졸중, 당뇨 등과 같은 성인병 환자가 급속히 증가하고 있다. 이와 더불어 기술의 발달에 의

한 의료 장비 및 신약 개발에 의해 전 세계적으로 고령화가 증가되는 경향을 보이고 있고 특히 65세 이상의 인구가 차지하는 비율이 전체 인구의 20% 이상인 초고령화 사회로의 전이가 선진국에서는 급속도로 이루어지고 있으며 우리나라도 2018년부터는 초고령화 사회로 진입하게 된다 [1]. 이러한 초고령화 사회에 대비하여 국가적 차원에서의 노인 인구 관리 시스템 구축은 국가의 의료비 부담을 감소시키기 위해 매우 필요한 현실이 되고 있다. 따라서 미래의 의료시스템은 진료나 치료보다는 IT 관련 기술혁신 및 인프라

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.

확충을 통한 U-Healthcare (원격 건강관리) 형태로의 변화가 예상된다 [2,3]. 특히 신체의 모든 부위에 영양분 및 산소를 전달하는 혈관의 변화를 관찰할 수 있는 혈압은 그 측정의 정확성 및 관리가 반드시 필요한 대상으로 현재까지의 측정 방법은 주로 혈류의 진행에 따라 발생하는 혈류음의 발생과 소멸을 이용하여 이완기와 수축기의 혈압을 측정하는 청진법 (auscultatory method), 혈관의 진동으로 인한 커패시터 내부 압력 변동으로 혈압을 측정하는 오실로메트릭법 (oscillometric method), 촉진법 (palpatory method), 초음파를 이용한 방법 (ultrasonic method) 등이 있다[4]. 그러나 이러한 방식들은 장소, 측정자, 측정 시간 등 측정 환경에 영향을 받고 실시간으로 측정이 불가능하다. 따라서 장소와 시간에 구애를 받지 않고 측정이 가능한 실시간 혈압 측정 시스템이 개발되어야 한다. 이를 위해 본 논문에서는 소리음이나 진동 측정이 아닌 혈관에 전달되는 기계적 압력을 감지하는 초소형 압력센서를 제작, 센서와 측정부 사이의 자기적 결합 (inductive coupling)을 통한 telemetry 방식을 이용하여 맥박 및 혈압 값을 측정하고자 한다. 반도체 공정인 MEMS 기술을 이용하여 초소형 압력센서를 제작하였고 제작된 센서의 전기적, 기계적 특성을 고찰하고자 한다.

2. 실험 방법

2.1 센서의 구조 및 동작 원리

센서는 요골 동맥 위라는 한정된 인체 장기 사이즈에 맞춰 설계되어야 한다. 이를 위해 센서의 크기는 제한적으로 설계되어 센서 부착 시 불편함이 없도록 경동맥 사이즈보다 조금 큰 직경 10 mm, 두께 0.45 mm로 최소한의 크기를 갖도록 설계하였다. 그림 1은 설계된 센서 구조를 보이고 있다.

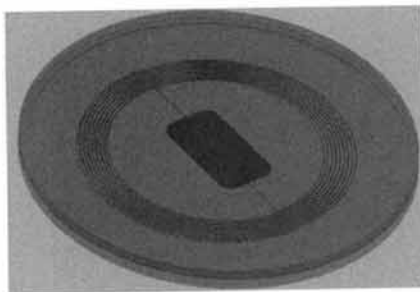


Fig. 1. Schematic of real-time wireless pressure sensor.

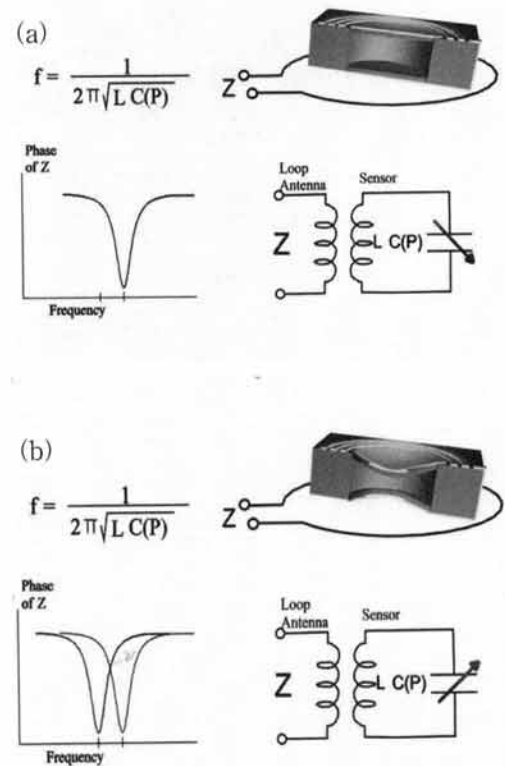


Fig. 2. Resonant frequency changes (a) before applying pressure sensor and (b) after applying pressure sensor.

압력 센서는 두 개의 고분자 기판 위에 MEMS 기술을 이용하여 제작된 캐패시터와 나선형 인덕터로 구성되어진다. 서로 마주보는 캐패시터와 인덕터는 전기적으로 상호 연결되어 LC 공진회로를 형성하고 기계적 변형을 전기적 출력으로 나타내는 공진형 센서로 동작한다 [5-8]. 즉, L과 C의 값에 따라 고유한 주파수를 갖게 되며, 그림 2에서와 같이 외부에서 압력이 인가되면 센서의 membrane은 압력에 비례하여 기계적 변형이 나타나게 된다. 이러한 membrane의 변화는 캐패시턴스 값의 변화를 가져오게 되고 다음의 수식으로 나타낼 수 있다 [6].

$$C_{eq}(P) = \frac{C_{ove} + C_{plate}(P)}{2} + C_{par} + C_{sub} \quad (1)$$

여기서 C_{ove} 는 평면 나선형 중복 캐패시턴스, C_{plate} 는 압력 가변 평행판 캐패시턴스, C_{par} 는 기생 캐패시턴스, C_{sub} 는 기판에 의해 생성되는 캐패시턴

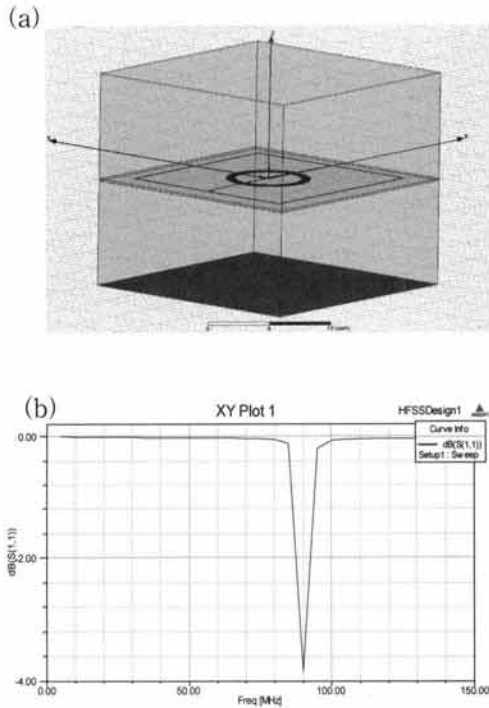


Fig. 3. (a) Schematics of HFSS simulation and (b) HFSS simulation result of the designed sensor.

스이다. 따라서 압력에 따른 공진 주파수의 변화는 식 (2)에 의해 나타낼 수 있다 [9]. 본 연구에서는 미세 압력 변화 구간을 700~900 mmHg으로 선택, 압력과 주파수 관계가 선형성을 갖도록 센서를 설계하였다. 센서의 인덕턴스와 커패시턴스 값의 이론적 계산식들은 이전의 LC 공진형 센서에 관한 논문에서 나타내었다 [10].

$$f_0(P) = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_{eq} C_{eq}(P)}} \quad (2)$$

공진 주파수의 변화는 무선 측정이 가능한 자계유도결합 (inductive coupling) 방식의 telemetry 기술을 이용하여 외부의 안테나 혹은 판독 시스템에 의해 해석된다 [11-13]. 외부 판독 시스템은 지속적인 주파수 변화를 갖는 에너지를 코일형 안테나를 통해 방출하게 되고 센서 내의 코일과 외부 안테나 코일 사이에는 자속이 형성된다. 센서의 공진 주파수와 일치하는 주파수가 외부 판독 시스템에 의해 발생되었을 때 외부 안테나 코일은 최대의 에너지를 센서로 방출하게 된다. 이때의 주파수를 해독함으로써 센서의 공진 주

파수를 감지하게 된다.

2.2 센서 특성 시뮬레이션

센서의 인덕터 및 캐패시터의 구조를 결정하기 위해 HFSS (high frequency structure simulator)를 이용하여 전기적 특성을 구하였다. 그림 3(a)는 인덕터 코일의 HFSS 시뮬레이션 모델링을 나타낸다. 코일의 모델링은 나선형으로 8.5턴, 직경은 9.1 mm, 두께는 20 μm로 10 cm × 10 cm 크기와 200 μm 두께의 폴리이미드 (ε_r= 3.5) 기판 위에 설계되었다. 설계된 인덕터 코일에 10 cm × 10 cm × 12 cm 크기의 air box를 radiation boundary로 지정하였고 전기적 접지를 위해 air box의 최하단을 perfect E boundary로 설정하였다. 그림 3(b)는 설계된 센서에 대한 시뮬레이션 결과로서 91 MHz의 공진주파수를 형성하였다.

2.3 센서 공정

센서는 DC sputtering시 발생하는 높은 온도 환경에서 사용할 수 있을 만큼 내열성이 우수하고 포토리소그래피 및 식각 공정에 사용하는 solvent에도 견딜 수 있으며 인체 직접 접촉에 따른 피부 손상을 피하기 위해 인체 호환성을 갖는 폴리머 기판 (polyimide film)에 제조하였다 [14].

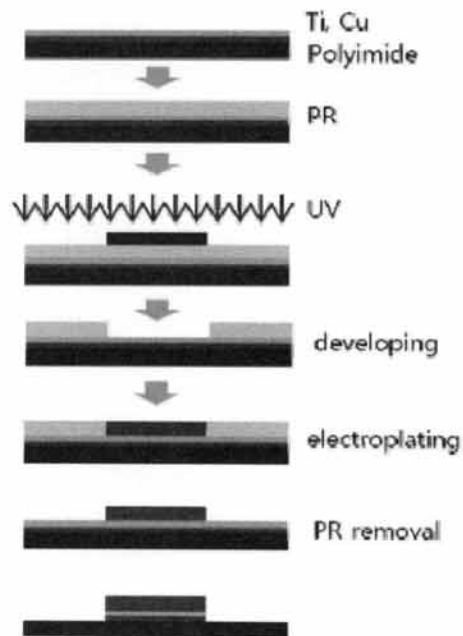


Fig. 4. Fabrication sequence for the sensor.

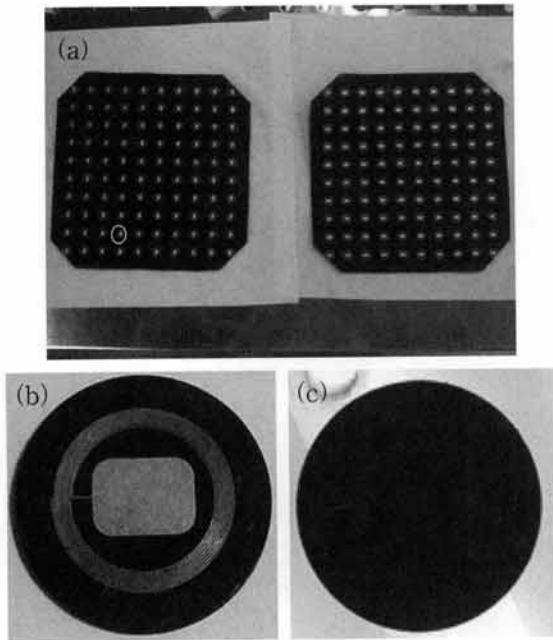


Fig. 5. Fabricated sensors. (a) upper and bottom coils of the substrates, (b) magnified coil, and (c) fabricated pressure sensors.

센서 제작에 있어서 모든 공정은 센서 사이즈 및 청정도를 고려하여 class 100의 클린룸에서 수행하였다. 센서는 두께가 200 μm 인 두 장의 폴리이미드필름 (상, 하부 기판) 위에 제작되었으며 반도체 공정인 surface micromachining과 식각 (etching), 포토리소그래피 (photolithography) 등에 의해 이루어졌다. 센서의 공정은 다음과 같다. Polyimide film을 반도체 공정이 가능한 6인치 웨이퍼 크기로 레이저 가공하여 이를 포토리소그래피 및 금속증착이 가능하도록 유리 기판 위에 접착성 필름 (DFR film)을 이용, 접합한 후 이를 acetone, methanol, DI water 등의 순서로 클리닝하였다. 세정된 상, 하부 고분자 기판에 DC sputtering을 이용하여 Ti/Cu (20/300 nm) 박막을 증착하였다. 이 금속 박막은 인덕터 코일 및 캐패시터 전극을 형성할 때 전기 도금을 이용하는데 이때 도금 수용액과 전기적 연결이 이루어지기 위해 사용되어진다. 금속 박막이 증착된 웨이퍼에 spin coater를 이용하여 30 μm 두께의 photoresist (THB-126N, JSR)를 도포하였다. 도포된 photoresist의 점착을 돕기 위해 5분 간 baking하였다. 이후 포토리소그래피에 의해 형성된 코일 및 전극 패턴에 구리 도금을 활용하여 20 μm 두께의 코일 및 전극을 생성하였다. 이후

photoresist stripper (STR-1000, JSR)를 사용하여 포토레지스터를 제거하고 금속 식각액을 이용하여 seed layer를 제거, 최종 코일 및 전극을 형성하였다.

그림 5(a)는 식각 후에 상, 하부 고분자 기판 위에 형성된 코일들을 나타내고 있다. 그림 5(b)는 그림 5(a)에서 보이는 흰색 원 안의 코일 및 전극을 확대한 모습이다. 두 웨이퍼 기판에 형성된 코일들은 접합 및 패키징을 위해 연구실에서 자체 제작한 bonding machine과 adhesive film (50 μm)을 이용하여 5 μm 이하의 정밀도에서 bonding되었다. 마지막으로 접합된 센서를 레이저로 커팅하여 직경 10 mm, 두께 0.45 mm인 원형의 센서를 제작하였다. 그림 5(c)는 제작된 압력센서를 나타내고 있다.

3. 결과 및 고찰

3.1 센서 특성 평가

제작된 폴리머 압력센서의 전기적 및 기계적 특성평가를 위해 특성 측정 시스템을 제작하였다. 측정 시스템은 세 가지로 구성되었는데 압력을 정밀하게 조절하는 초정밀 압력 조절기 (CPC3000, Mensor)와 인가된 압력이 일정하게 유지되도록 진공 및 가압이 가능한 chamber, 압력 변화에 따른 공진주파수 측정을 위한 Network analyzer (HP8753E, Hewlett Packard)로 구성되었다.

그림 6은 제작된 측정 시스템을 보여주고 있다. Network analyzer와 정밀 압력조절기는 GPIB 통신을 이용하여 컴퓨터와 연결되었고 랩뷰 (Labview) 프로그램을 이용하여 정확한 압력인가와 결과 값을 excel 데이터화시켜 실험의 효율성 및 정확성을 높였다. 센서 특성은 직선성 (linearity)과 온도 변화에 따른 주파수 변화, hysteresis 등을 측정하였다.



Fig. 6. Sensor characterization system. System is composed of vacuum chamber, network analyzer (HP 8753E) and precision pressure regulator (CPC3000)

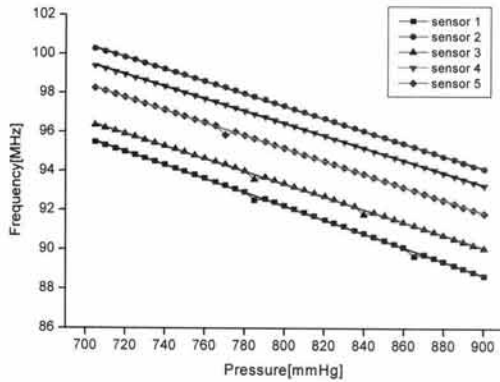


Fig. 7. Frequency changes of the fabricated sensors by pressure applying.

Table 1. Liner equation of curve fitting lines.

Sensor	Slope	Intercept
Sensor 1	- 0.03517	120.324
Sensor 2	- 0.03189	122.811
Sensor 3	- 0.03255	119.354
Sensor 4	- 0.03164	121.739
Sensor 5	- 0.03301	121.547

그림 7은 압력에 따른 주파수 변화를 나타내는 그래프로서 센서의 직선성을 보여준다. 인간의 최저, 최고 혈압 변화량과 절대 기압 차를 고려한 압력 범위인 700~900 mmHg 구간 내에서 5 mmHg 간격으로 압력을 상승시키며 각 단계의 센서 공진 주파수를 측정 한 데이터 값이다. 센서는 주파수 측정 시 센서의 기계적 안정화를 위해 각 단계마다 5분 간 dwelling time을 프로그램화하였다. 압력이 증가할 경우 센서 membrane에 인가되는 압력도 증가하게 되고 membrane의 변위에 의해 센서의 캐패시턴스 값이 증가하게 된다. 공진 주파수는 수식 (2)에 의해 감소하게 된다. 따라서 입력 값인 압력과 출력 값인 센서의 주파수는 역함수 형태를 보였다. 이러한 압력-주파수 그래프는 일정한 기울기를 갖는 직선으로 나타내게 되는데 표 1과 같이 제작된 센서들은 -0.031~ -0.035의 비슷한 기울기를 갖는다. 동작 압력 변화 범위에서 센서 주파수의 선형성이 linear하게 나타났다. 동일한 조건에서 센서를 제작하였으나 도금 공정 시 발생하는 코일 두께의 차이 (1-2 μm)에 의해 캐패시턴스의 차가 생겨 일정하지 않는 공진 주파수가 발생하였다. 코일 두께의 불균일성은 산업용 도금조를 사용할 경우 해결될 수 있을 것이다.

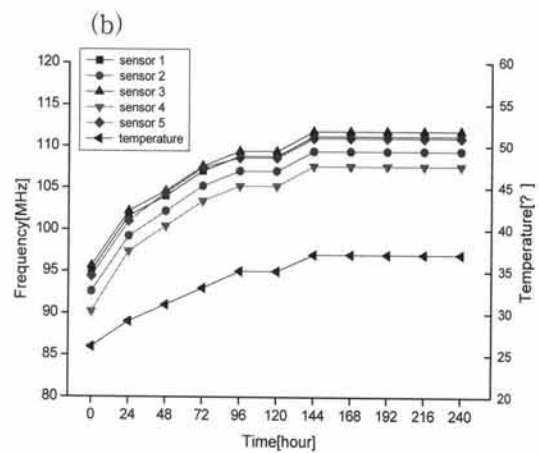
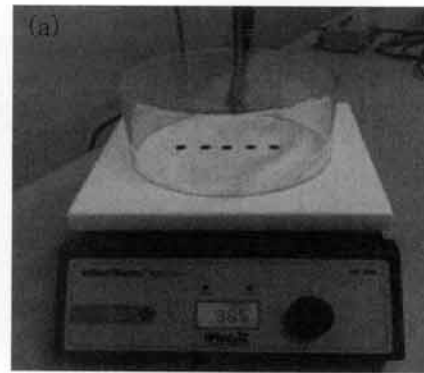


Fig. 8. (a) temperature characterization system and (b) resonant frequency changes according to the temperature.

센서를 항온인 인체에 부착하였을 경우 온도에 따른 센서의 공진 주파수는 변화가 없어야 한다. 센서의 온도 특성을 알아보기 위해 그림 8(a)와 같이 온도에 따른 센서의 공진주파수 변화를 측정하기 위한 시스템을 구성하였다. 공기 흐름에 따른 각 센서 주변의 온도 변화를 동일 시 하기 위해 유리그릇을 이용, 센서를 보호하여 동일한 온도가 각 센서들에 전달되도록 하였다. 또한 항온인 인체에서의 온도 변화에 따른 주파수 변화를 보기 위해 5일 간 36.5°C 온도를 유지하였다. 실험 기간 동안 측정된 주파수의 값은 그림 8(b)와 같이 도출되었다. 시스템의 온도가 26°C에서 36.5°C까지 상승할 때 주파수도 비슷한 경향으로 상승하는 모습을 보였으며 인체의 온도 (36.5°C)로 시스템이 유지 되었을 때는 다섯 개의 센서에 대한 주파수가 108~112 MHz의 일정한 주파수를 나타내었다. 이러한 온도 변화에 따른 센서 공진주파수의

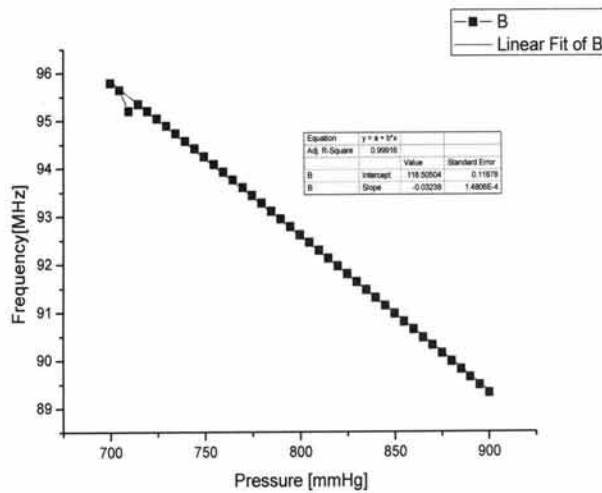


Fig. 9. Characterization of hysteresis.

변화는 센서 제작 시 센서 내부에 공기가 존재하면서 발생하게 된다. 따라서 진공 chamber 내에서 bonding 공정을 실시하게 되면 센서는 항온에서 기계적 특성변화가 없이 동작할 것으로 예상된다.

그림 9는 센서의 hysteresis 특성에 따른 주파수 응답을 나타낸 그래프이다. Hysteresis 특성은 압력 값을 점차 증가시키면서 측정하는 출력 값과 같은 변화량을 이용하여 점차 감소시킬 경우에 동일한 입력에 동일한 출력이 나타나지 않는 현상으로 특성 평가 요소 중 매우 중요한 평가 요인이다. 앞서 언급된 센서 성능 평가 시스템의 동작을 랩뷰 프로그래밍 하여 700~900 mmHg의 구간에서 10 mmHg의 단계로 압력을 증가시킨 후 동일한 압력 구간에서 같은 크기로 압력을 감소시키며 각 단계마다 주파수 값을 측정하였다. 각 압력 값의 인가 후 2분의 dwelling time을 유지하였다. 센서는 압력이 증가할 때 주파수가 감소하는 결과를 보였고, 압력이 상승하거나 하강할 때 같은 압력에서는 동일한 주파수 값을 보였다. 결론적으로, 센서의 hysteresis 특성은 거의 존재하지 않았으며 760 mmHg에서 센서는 145.5 kHz/mmHg 민감도와 2 mmHg 이하의 정밀도를 보였다.

3.2 실시간 맥박 및 혈압 측정 실험

그림 10은 인체의 맥박을 측정하기 위해 개발된 휴대용 측정 시스템을 이용한 실시간 맥박 측정의 결과 값을 보이고 있다. 맥박 측정 시 측정부에 존재하는 안테나 코일에서 발생하는 자계와 센서 내부에 존재하는 인덕터 코일 사이의 자계 유도 결합이 이루어진

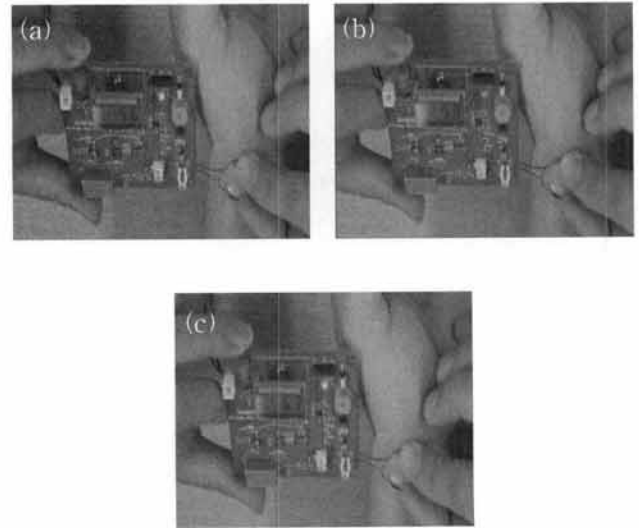


Fig. 10. Real-time pulse measurement. Heart beat of (a) 56, (b) 58, and (c) 63.

다. 이렇게 형성된 자계 유도결합을 이용하여 센서와 측정 시스템 사이의 에너지 전달 값을 tracking함으로써 압력에 따른 센서의 공진 주파수를 추적할 수 있게 된다. 1~2초 사이의 일정한 최대 혹은 최저 공진 주파수가 변화되는 시간적 차이를 1분 동안에 일어난 횟수로 변환하여 1분 동안의 맥박수로 나타낼 수 있도록 프로그램화하였다. 제작된 시스템을 이용하여 1분 동안 인체의 맥박 변화량을 측정한 결과, 56~63회 구간에서 실시간으로 맥박이 변화함을 볼 수 있었다.

그림 11(a)는 모의 혈관 시스템을 이용한 혈압 측정을 나타내고 있다. 모의 혈관 시스템은 연동 펌프를 이용하여 모의 혈관 내의 임의의 압력 값이 형성되도록 구성하였다. 모의 혈관 외벽에 그림과 같이 센서를 기계적으로 연결한 후 그림 11(b)와 같이 network analyzer를 이용하여 센서 공진 주파수의 변화를 실시간으로 모니터링하도록 구성하였다. 이때 센서의 공진 주파수는 92.5~95.4 MHz의 범위에서 동작되었고 이를 미리 측정된 센서의 압력 변화에 따른 공진 주파수 변화로 환산하여 나타내면 압력의 변화는 713~803 mmHg의 범위, 즉 최고-최저 압력 변화는 90 mmHg로 나타났다. 그림 11(c)는 실제 혈관위에 센서를 기계적으로 접촉하여 주파수를 측정한 모습이다. 이때의 주파수 변위는 80.2~82.3 MHz의 범위를 나타내었다. 이를 압력의 변위로 나타내면 압력은 1,118~1,182 mmHg로 최대 최저 혈압의 비는 64 mmHg로



Fig. 11. Simulated blood pressure measurement. (a) sensor attachment on the tube (b) simulated pressure measurement system, (c) blood pressure measurement on human radial artery.

나타났다. 본 실험은 혈압 측정을 가능성을 보이기 위한 모의실험이다. 실험값의 유효성을 판단하기 위해서는 상시 동일한 측정 환경이 될 수 있도록 요골 동맥 상단에 상시 동일한 압력을 줄 수 있는 휴대용 측정 장치를 시계형 혹은 밴드형으로 부착한 후 다수의 혈압 측정이 이루어져야 할 것으로 본다.

4. 결론

본 논문에서는 실시간으로 맥박 및 혈압 측정을 위한 폴리머 기관 압력센서를 제작, 전기적 기계적 특성 평가 및 실시간 맥박 측정과 혈압 측정의 타당성을 분석하였다. 센서는 폴리이미드 필름 위에 MEMS 기술을 이용하여 형성된 캐패시터와 나선형 인덕터로 구성되었으며 서로 마주보는 캐패시터는 인덕터와 상호 연결되어 LC 공진 기능을 위한 센서로 작동한다. 압력센서 주변에 압력이 가해지게 되면 기관에 기계적 변형이 생겨 상/하부 기관이 가까워지게 되고, 그에 따라 센서가 갖고 있던 고유 공진 주파수가 변하게 된다. 제작된 센서 특성은 선형성, 온도 변화에 따

른 주파수변화, hysteresis 특성을 분석하였는데 압력에 따른 센서의 직선성은 기울기 값이 $-0.031 \sim -0.035$ 인 음의 직선을 나타내었다. 또한 항온 (36.5°C)이 센서에 인가되었을 때는 센서 주파수가 일정한 주파수를 나타내었다. 일정한 압력 범위에서 센서에 동일한 크기의 상승, 하강의 압력을 인가할 경우 센서의 주파수는 동일한 값을 나타내었고, 이는 센서의 hysteresis 특성이 우수함을 보여준다. 또한 제작된 센서는 145.5 kHz/mmHg 민감도와 2 mmHg 이하의 정밀도를 보였다. 실시간 맥박 측정을 위해 휴대용 맥박 측정 시스템을 개발하였고, 이를 이용하여 1분 동안의 맥박 측정을 실시하였다. 또한 실시간 혈압 측정의 가능성을 보이기 위해 혈압 측정 시스템을 디자인 하였고 모의 혈관 및 인체 요골 동맥에서 혈압 측정 실험을 실시하였다. 모의 혈관 시스템을 이용한 주파수 측정 실험에서는 $92.5 \sim 95.4 \text{ MHz}$ 의 범위에서 센서가 동작되었고, 압력 값을 공진 주파수 변화로 환산한 결과 $713 \sim 803 \text{ mmHg}$ 인 최고-최저 압력 변화가 90 mmHg 로 나타났다. 실제 혈관 위에 센서를 접촉하여 주파수를 측정한 실험에서는 $80.2 \sim 82.3 \text{ MHz}$ 의 범위를 나타냈으며 마찬가지로 압력 값으로 환산한 결과, 압력은 $1118 \sim 1182 \text{ mmHg}$ 범위를 나타내었고 최고-최저 혈압의 비가 64 mmHg 로 나타났다.

감사의 글

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

REFERENCES

- [1] J. M. Park, *J. KICS*, 38B, 105 (2013).
- [2] E. F. Grange, V. Warren, S. Khemka, A. N. Theodorou, and A. J. Vallance-Owen, *Int. Conf. eHealth, Telemed. and Social Medicine*, 204 (2009).
- [3] N. Tatara, H. Koizumi, S. Mino, S. Hayashida, K. Aihara, J. Shimada, Y. Uenishi, and O. Tochikubo, *Proc. IEEE EMBS*, 29, 5754 (2007).
- [4] S. Y. Woo, S. J. Lee, H. W. Song, and J. H. Kim, *J. KSPE*, 24, 12 (2007).
- [5] M. A. Fonseca, J. M. English, M. von Arx, and M. G. Allen, *IEEE J. MEMS*, 11, 337 (2002).
- [6] Thesis: M. A. Fonseca, *Polymer/Ceramic Wireless*

- MEMS Pressure Sensors for Harsh Environment*, Georgia Institute of Technology, Atlanta (2007).
- [7] K. H. Shin, C. Y. Moon, T. H. Lee, C. H. Lim, and Y. J. Kim, *Proc. IEEE Sensors*, 844 (2004).
- [8] S. S. Mohan, M. del Mar Hershenson, S. P. Boyd, and T. H. Lee, *IEEE J. Solid-State Circuits*, 34, 1419 (1999).
- [9] Sajeeda and T. J. Kaiser, *IEEE Sensors J.*, 6, 1340 (2006).
- [10] J. T. Kim, S. I. Kim, and Y. H. Joung, *J. KIEEME*, 26, 171 (2013).
- [11] T. J. Harpster, B. Stark, and K. Najafi, *Sens. Actuators A, Phys.*, 95, 100 (2002).
- [12] J. C. Butler, A. J. Vigliotti, F. W. Verdi, and S. M. Walsh, *Sens. Actuators A, Phys.*, 102, 61 (2002).
- [13] E. Y. Chow, A. L. Chlebowski, S. Chakraborty, W. J. Chappell, and P. P. Irazoqui, *IEEE Trans. Biomed. Circuits and Systems*, 57, 1487 (2010).
- [14] M. Dokmeci and K. Najafi, *IEEE J. MEMS*, 10, 197 (2001).