

폴리머/ 금속 다층 공정 기술을 이용한 실시간 혈압 모니터링을 위한 유연한 생체 삽입형 센서

임창현¹, 김용준¹, 윤영로², 윤형로², 신태민²

¹연세대학교 공과대학 기계공학과, ²연세대학교 보건과학대학 의공학부
(2004년 5월 27일 접수, 2004년 12월 21일 채택)

Implantable Flexible Sensor for Telemetrical Real-Time Blood Pressure Monitoring using Polymer/Metal Multilayer Processing Technique

Chang-Hyun Lim¹, Yong-Jun Kim¹, Young-Ro Yoon², Hyoung-Ro Yoon², Tae-Min Shin²

¹Department of Mechanical Engineering, College of Engineering, Yonsei University

²Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

(Received May 27, 2004. Accepted December 21, 2004)

요약 : 본 논문에서는 폴리머/ 금속 다층 공정 기술(polymer/metal multi layer processing techniques)을 이용한 실시간 혈압 감지를 위한 유연한 생체 삽입형 센서를 새로이 제안한다. 제안되는 방식의 센서는 기계적으로 유연하기 때문에 혈관의 외벽에 대한 침습성을 감소시켜 부착할 수 있다. 즉, 혈압 측정을 위해 센서를 혈관 내에 설치하던 기존의 방법들에 비해서 혈관 자체에 상처를 주지 않고 혈압의 상대적인 변화를 지속적으로 감지할 수 있다. 성인에게 발생하는 급사의 주된 원인은 협심증, 심근 경색과 같은 혈관 관련 질환이다. 플라크(plaque)의 생성 등과 관계된 순환계 관련 질환들은 지속적인 혈압 감지를 통해서 예방할 수 있으며 발병 초기에 치료할 수 있다. 본 연구에서 제안하는 혈압감지 방법의 과정은 다음과 같다. 우선, 집적된 센서를 혈관 외벽에 부착한다. 둘째, 실장된 센서가 혈관의 기계적인 수축과 확장을 인식한다. 마지막으로, 센서에 의해 인식된 혈압의 변화를 원격 감지 방법을 통해서 외부 안테나에서 감지하게 된다. 센서 시스템에는 어떠한 능동 소자도 존재하지 않기 때문에 에너지와 혈압 변화 정보는 LC 공진기와 외부 안테나 사이에 발생하는 상호 인덕턴스 원리에 의해서 전달되게 된다. 이러한 측정 원리의 가능성을 확인하기 위해서 실리콘 고무관과 혈액을 이용하여 시험관 실험(In vitro test)을 진행하였다. 우선, 혈액으로 채운 실리콘 고무관에 센서를 감은 후 피스톤으로 압력을 가하였다. 그리고 이를 통해 가해진 압력 변화에 따른 공진 주파수의 변화를 측정하였다. 가해진 압력이 0부터 213.3 KPa까지 변화하는 동안 2.4 MHz의 공진 주파수가 변했다. 그러므로 생체 삽입형 혈압 센서의 감도는 11.25 KHz/KPa 이다.

Abstract : Implantable flexible sensor using polymer/metal multilayer processing technique for telemetrical real-time blood pressure monitoring is presented. The realized sensor is mechanically flexible, which can be less invasively implanted and attached on the outside of blood vessel to monitor the variation of blood pressure. Therefore, unlike conventional detecting methods which install sensor on the inside of vessel, the suggested monitoring method can monitor the relative blood pressure without injuring blood vessel. The major factor of sudden death of adults is a disease of artery like angina pectoris and myocardial infarction. A disease of circulatory system resulted from vessel occlusion by plaque can be preventable and treatable early through continuous blood pressure monitoring. The procedure of suggested new method for monitoring variation of blood pressure is as follows. First, integrated sensor is attached to the outer wall of blood vessel. Second, it detects mechanical contraction and expansion of blood vessel. And then, reader antenna recognizes it using telemetrical method as the relative variation of blood pressure. There are not any active devices in the sensor system; therefore, the transmission of energy and signal depends on the principle of mutual inductance between internal antenna of LC resonator and external antenna of reader. To confirm the feasibility of the sensing mechanism, in vitro experiment using silicone rubber tubing and blood is practiced. First of all, pressure is applied to the silicone tubing which is filled by blood. Then the shift of resonant frequency with the change of applied pressure is measured. The frequency of 2.4 MHz is varied while the applied pressure is changed from 0 to 213.3 kPa. Therefore, the sensitivity of implantable blood pressure is 11.25 kHz/kPa.

Key words : Blood pressure, Flexible, Implantable, Resonant frequency, LC resonator, Mutual inductance, Telemetry

사망률의 30 % 이상을 차지 할 정도로 크게 증가하고 있다. 특히 허혈성 심장병과 같은 관상 동맥 질환으로 인한 사망률은 최근 10 년 이내에 수십 배가 넘게 증가했다. 협심증, 심근 경색증 등과 같은 동맥 관련 질환은 성인 급사의 주요한 원인이며 이러한 순환계 질환은 서구 선진국의 경우 유병율, 사망률 등에 있어서 매우 중요한 위치를 차지한다. 이와 같은 혈관 질환의 원인은 혈관 폐쇄와 더불어 혈관의 수축 조절 작용의 이상에 있다[1]. 따라서 순환계 질환의 진단과 치료를 용이하게 하고 관상 동맥 질환으로 인한 사회 경제적 손실을 최소화하기 위해서는 혈압의 변화에 대한 지속적인 측정이 필수적이다.

의용 생체 공학은 환자의 생명과 직결되는 많은 생체 신호들을 다루며 환자의 상태를 파악하기 위해서는 이러한 생체 신호들이 지속적으로 측정되어야 한다. 만일, 환자가 입원중이라면 지속적인 측정은 어려운 문제가 아니지만, 환자가 입원 중이 아닐 경우에도 의사는 환자의 상태를 지속적으로 파악하고 있어야 한다. 환자의 활동성을 보장함과 동시에, 환자의 상태를 지속적으로 측정하기 위해서는 기존의 의용 생체 공학 기술에 mems(micro electro mechanical system)를 이용한 센서 기술의 접목이 필요하다. 본 논문에서는 폴리머/금속 다층 구조 공정 기술을 이용하여 실시간 혈압 측정이 가능한 유연한 생체 삽입형 혈압 센서를 개발하였다.

순환계 질환을 사전에 방지하기 위한 다양한 방법들이 연구되고 있다. 가장 대표적인 방법은 심전도 검사, 혈관 조영술 등의 방법이다[1]. 이러한 방법들은 플라크(plaque)의 생성 등의 동맥 내의 문제점들을 정확하게 측정할 수 있는 장점이 있지만 규칙적으로 정밀한 검사를 받지 않는다면 일상생활에서의 적용이 불가능하다는 단점을 지니고 있다. 두 번째는 혈관 성형술 등 수술 시에 사용되는 카테터(catheter)를 이용하는 방법이다[2,3]. 미세가공(micromachining) 기술을 이용한 센서를 부착한 카테터를 통해 혈관 내의 압력을 직접 측정할 수 있다. 혈관 내에서 혈압을 직접 측정하는 방법이므로, 비교적 정확하게 측정할 수 있다는 장점을 지니고 있다. 그렇지만, 카테터를 혈관 속에 삽입하는 방법이기 때문에 장시간 사용할 수 없고 재발에 대한 예방의 차원이 아닌 재발 후의 수술 시에 사용될 수 있다는 단점을 지니고 있다. 마지막으로, 이러한 단점을 극복하기 위해서 연구되고 있는 방법은 mems 기술을 이용하여 소형화된 센서 자체를 직접 인체 내에 삽입하는 방법이다[4,5].

생체 삽입형 센서는 크게 센서를 혈관 내부, 외부에 설치하는 방법으로 분류할 수 있다. 혈관 내부에 삽입하는 방식은 외부에 설치하는 방식에 비해 혈압의 절대 수치를 정확하게 지속적으로 정확하게 측정할 수 있는 장점이 있지만 삽입된 센서 주위에서 혈액 응고가 발생하여 센서 성능을 저하시킬 수 있으며 인체에 치명적인 혈관 폐쇄 등의 단점이 있다. 또한 빠른 혈류 속도 등의 문제점 때문에 혈관에 상처를 주지 않고 혈관 내벽에 센서를 부착하는 것이 어렵다. 그러므로 생체 삽입형 센서의 경우에는, 혈관 내부에 설치하는 방법은 지양되어야 한다.

물론, 혈관 외부에 센서를 부착하는 방법 역시 단점을 지니고 있다. 그렇지만 내벽에 설치하는 방법에 비해서 침습적이지 않은 방법이므로 위험하지 않고 다양한 해법을 통해 극복 가능하다. 예를 들어 혈관 외부에 부착하는 방법의 문제점에 대해서는 유연성과 생체 적합성을 지닌 물질을 사용하여 혈관의 기계적 움직임이 방해 받지 않도록

센서와 혈관 사이에 여유를 줄 수 있는 부착 방식을 통해 극복이 가능하다. 앞서 설명했듯이 순환계 질환 환자들의 재발 가능성을 미리 알기 위해서 혈압의 실시간 모니터링이 필요하다.

본 논문에서는 인체가 받을 수 있는 피해를 최소화하면서 혈압의 변화를 지속적으로 측정할 수 있도록 생체 삽입형 혈압 센서를 제안한다. 시험관 실험(in vitro test)를 통해서 원격으로 지속적인 혈압의 변화를 측정하는 방법으로 실험을 진행하였다.

원 리

그림 1은 센서가 혈관에 부착된 모습을 도식적으로 나타내고 있다. 혈압 센서의 원리는 다음과 같다. 우선 센서를 그림과 같이 혈관 외부에 감는 방법을 사용하여 부착한다. 이 때 정전 용량형 센서에서 혈액과 혈관을 유전물질로 사용하게 된다. 혈압의 변화에 따라 혈관이 수축과 팽창을 반복하게 될 때 센서의 전극 사이의 거리 변화로 인해 정전 용량이 변하게 된다. 이는 LC 공진기에서 공진 주파수의 변화로 나타나게 된다. 즉 공진 주파수의 변화를 통해 혈압의 변화를 인식하게 되는 것이다. 그림 2는 수동 소자로 이루어진 회로의 원격 측정 원리를 나타내고 있다. 센서부와 리더부의 안테나 코일 사이에서 발생하는 상호 인덕턴스 원리를 통해 전력과 신호가 전달될 수 있다. 리더부의 코일에서 전자기장이 발생하면 상호 인덕턴스 원리에 의해 센서부에 전류가 흐르게 된다. 센서부에서 발생하는 정전용량의 변화에 의해 센서부에서 임피던스(impedance)의 변화가 발생하고 이 변화에 대한 정보가 상호 인덕턴스 원리에 의해 리더부에 반사된 임피던스의 형태로 나타나게 된다. 센서부의 임피던스 변화를 측정하지 않고 반사된 임피던스를 리더부에서 측정함으로써 센서부의 데이터를 무선으로 측정할 수 있는 것이다. 그림 3은 수동 원격 측정에서 사용되는 회로를 나타내고 있다. 정전 용량 변화에 따른 센서부의 공진 주파수 변화는 다음식과 같이 표현할 수 있다.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{L_s C_s}} \quad (1)$$

여기서, f_0 는 LC 공진기의 공진 주파수, L_s 는 센서부의 인덕턴스 그리고 C_s 는 센서부의 정전 용량을 의미한다. 센서부의 임피던스가 포함된 실제 측정이 이루어지는 리더부의 반사된 임피던스는 다음과 같이 표현된다.

$$Z_a(w) = R_a + jwL_a + \frac{(wM)^2}{Z_s(w)} \quad (2)$$

여기서,

$$M = k \sqrt{L_a L_s} \quad (3)$$

$$Z_s(w) = R_s + j(wL_s - \frac{1}{wC_s}) \quad (4)$$

R_a 는 리더부의 저항, R_s 는 센서부의 저항, L_a 는 리더부의 인덕턴스, k 는 커플링 계수 그리고 w 는 각주파수를 의미한다. 식 (5)는 공진 주파수에서의 리더부의 반사된 임피던스를 의미한다. 센서의 공진 주파수에서는 식 (4)의 리액턴스 항이 상쇄되고 다음 식과 같이 임피던스는 저항 성분만 남게 된다.

$$Z_a(w_0) = R_a + jw_0L_a + \frac{(w_0M)^2}{R_s} \quad (5)$$

여기서, w_0 는 공진점에서의 주파수를 의미한다. 식 (4)와 (5)를 비교하면, 리더부의 임피던스 변화 모니터링을 통해서 센서의 데이터 변화를 원격으로 측정할 수 있다는 것을 알 수 있다.

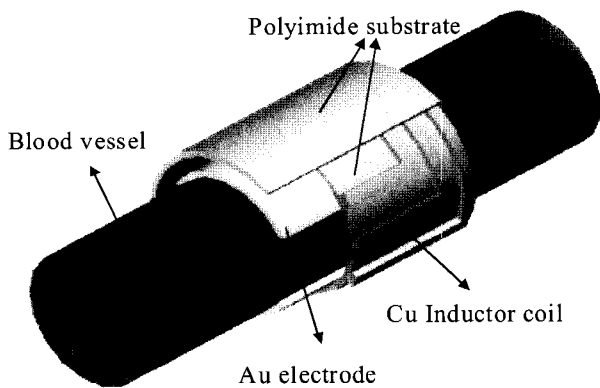


그림 1. 집적된 혈압 센서가 혈관 외벽에 부착된 도식적 모습
Fig. 1. Schematic of integrated blood pressure sensor attached around blood vessel

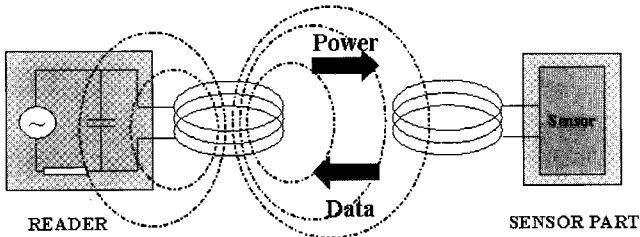


그림 2. 무선 센서의 원격 측정 원리의 도식적 모습
Fig. 2. Schematic of monitoring principle of telemetrical measurement of wireless sensor

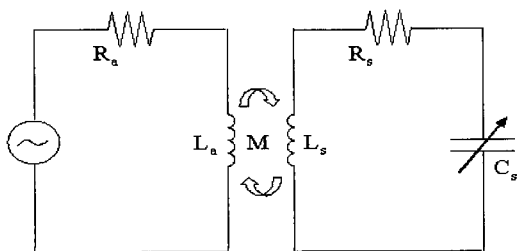


그림 3. 수동 원격 측정의 도식화된 회로도
Fig. 3. Schematic of circuit used to model the passive telemetry

센서 디자인

혈압 센서의 디자인에서 가장 중요한 요소는 센서의 동작 주파수이다. 동작 주파수를 결정하는 것은 인덕턴스와 정전 용량이다. 이 경우 인덕턴스는 고정되어 있는 값이므로 정전 용량의 변화가 센서 디자인의 주된 요소이다.

본 논문에서는 혈액과 혈관을 정전 용량형 센서의 유전 물질로 사용하였다. 일반적으로 유전체가 혼합물인 경우 성분의 변화에 따라 유전율이 변하게 된다. 또한 주파수의 변화에 따라서도 유전율이 변하게 된다. 그러나 혈액의 경우 혈액 속에 가장 많이 존재하는 적혈구는 응고가 발생하지 않으면 10 MHz 이상의 주파수에서는 유전율의 변화가 미비하고 혈관 내에서 혈액 응고는 거의 발생하지 않는다 [6,7]. 혈액 내의 다른 성분인 백혈구, 혈소판 등의 경우도 1 % 미만의 유전율 변화를 야기한다[6,7]. 그러므로 10 MHz 이상의 주파수에서 주파수 변화, 혈액 성분 변화로 인한 유전율의 변화는 무시할 수 있다. 하지만 주파수가 커짐에 따라서 전체적인 유전율의 크기가 줄어들게 되고 이는 기준값의 저하를 야기해서 센서의 감도를 떨어뜨리게 된다. 그러므로 생체 삽입을 목적으로 하는 경우에는 세포에 의한 에너지 흡수와 데이터의 대역폭 등을 고려해서 10~20 MHz의 동작 주파수를 갖도록 설계되어야 한다.

생체 삽입을 목적으로 하는 소자의 경우에는 생체 적합성은 반드시 만족되어야 하는 사항이다. 폴리이미드 (PI2611, HD Microsystems)를 센서의 기판으로 사용하여 생체 적합성과 유연성을 만족시켰다. 이론적으로 폴리이미드는 중합반응 후에는 전혀 반응을 하지 않고 열적 안정성과 화학적 비활성을 만족시키므로 mems 공정에서 폭넓게 사용되고 있다. 이러한 사실은 ISO10993에 의해 입증되었다. 혈관과 맞닿게 되는 전극은 금(Au)으로 이루어져 있다. 금 역시 폴리이미드와 마찬가지로 생체 적합성이 입증되어 있는 물질이다.

1. 축전기 디자인

그림 1에서 볼 수 있듯이, 센서의 전극은 휘어진 모습을 나타내고 있다. 그러므로 정전 용량 계산을 시뮬레이션 (simulation)을 통해서 실시하기 위해서 Maxwell 3D시뮬레이터를 이용하였다. 우선 몇 가지 가정을 통해서 기준값의 정전 용량을 계산하였다. 첫째, 관의 외경과 내경은 각각 3, 2 mm 이다. 이는 시험관 실험에 사용되는 실리콘 고무 (silicone rubber) 관의 직경을 기준으로 정한 것이다. 둘째, 그림 4와 같이, 전극의 넓이는 8×3.14mm²으로 정하였고 휘어진 전극은 120°의 중심각을 갖는다. 마지막으로, 10 MHz에서 100 MHz의 범위 내에서 혈액, 혈관, 실리콘 고무 관의 유전율은 각각 500, 250, 3 이라고 가정하였다[6]. 그 결과, 실리콘 고무관을 사용하는 시험관 실험 (in vitro test)을 가정하여 시뮬레이션을 한 경우에는 0.814 pF의 값을 얻을 수 있었고 생체 실험 (in vivo test)을 가정하여 시뮬레이션을 한 경우에는 33.6 pF의 값을 얻을 수 있었다.

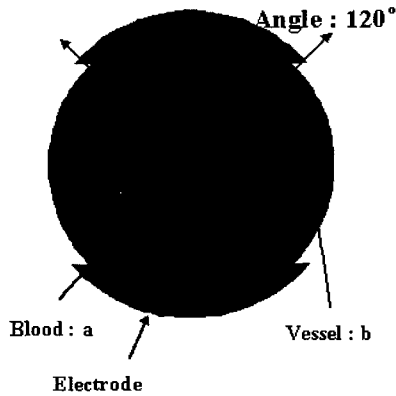


그림 4. 혈관과 전극의 도식화된 단면도
 Fig. 4. Schematic of cross section of blood vessel and electrode for simulation

2. 인덕터 디자인

그림 5는 사각 평면 나선형 인덕터의 모양을 도식적으로 나타내고 있다. 인덕터를 센서 시스템과 쉽게 집적하기 위해서 평면 나선형 인덕터를 사용하였다. 평면 나선형 인덕터는 다음과 같은 장점을 지니고 있다[8]. 우선 높이가 낮은 형상을 지니고 있으므로, 다른 회로 요소들과 쉽게 집적될 수 있다. 그리고 mems 기술을 이용하여 쉽게 제작이 가능하다. 다양한 평면 인덕터 중에 나선형 인덕터가 저항은 비록 10 % 정도 크지만 인덕턴스 값이 가장 크기 때문에 폭넓게 사용되고 있다. 또한 평면 나선형 인덕터 중에도 사각형, 육각형 그리고 팔각형 등의 다양한 모양이 존재하지만, 설계상의 용이 등을 고려했을 때 사각형이 많이 사용되고 있다. 평면 나선형 인덕터의 인덕턴스를 계산하는 다양한 식이 존재한다. 본 연구에서는 다음 식과 같이 modified Wheeler formula가 사용되었다[9].

$$L = K_1 \mu_0 \frac{n^2 d_{avg}}{1 + K_2 \rho} \quad (6)$$

여기서,

$$\rho = (d_{out} - d_{in}) / (d_{out} + d_{in}) \quad (7)$$

$$d_{avg} = 0.5 (d_{out} + d_{in}) \quad (8)$$

K_1 은 형상에 대한 상수값, ρ 는 채움 비율, μ_0 는 진공 상태에서의 투자율, n 은 감은 횟수, d_{avg} 는 인덕터의 평균 직경, d_{out} 는 인덕터의 외경, d_{in} 은 인덕터의 내경을 의미한다. 본 논문에서 외경, 간격, 폭은 센서 시스템의 크기와 공정상의 이유로 인해 정해진 변수이다. 그러므로 감은 횟수가 인덕턴스를 결정하는데 결정적인 역할을 하게 된다. 최종적으로 설계된 값은 외경, 내경은 각각 7mm, 5.2mm이며, 평균 직경은 6.1mm, 감은 횟수는 9.25, 채움 비율은 0.1475이며, 이를 통한 인덕턴스 값은 1.092 μH 를 얻을 수 있다. 인덕터의 두께는 인덕턴스 값에 영향을 미치지 않는다. 다만, 표면 효과를 고려하여, 10 MHz의 주파수에서는 25 μm

의 두께가 권장되고, 150 MHz의 주파수에서는 12.7 μm 의 두께가 권장된다.

축전기와 인덕터의 디자인을 통해 LC 공진기의 디자인이 완성되었다. 실리콘 고무관과 혈액이 유전물질로 사용된 시험관 실험을 위한 조건에서는 가해진 압력이 없는 상태에서의 공진 주파수는 168.5 MHz이다. 혈관과 혈액을 유전물질로 사용하는 생체 실험의 조건에서는 26.3 MHz에서 공진 주파수가 나타나게 된다.

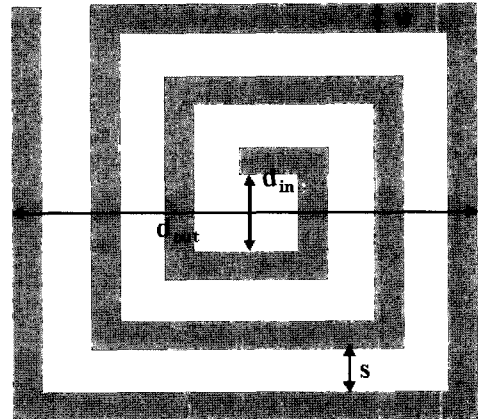


그림 5. 사각 모양의 평면 나선형 인덕터의 도식적 모습
 Fig. 5. Schematic of planar spiral inductor of square shape

혈압 센서의 제작

그림 6은 혈압 센서의 제작 과정을 도식적으로 나타내고 있다. 제작은 실리콘 웨이퍼에 희생층으로 사용될 5000 Å의 실리콘 산화막 증착으로 시작하였다. 전극으로 사용되는 접착력 증대를 위해 크롬(Cr)을 열 진공 증착기를 이용하여(thermal evaporator) 증착하고, 크롬 위에 전극 물질인 금(Au)을 증착하였다. AZ7720 감광제를 이용한 사진묘화 (photolithography) 과정을 통해 전극 형상을 제작하였다. 기판으로 사용되는 폴리이미드 필름의 형성을 위해 폴리이미드를 회전 코팅 한 후, 폴리머의 중합 반응을 위하여 350 °C, 상압의 오븐에서 열처리가 이루어졌다. 이런 과정을 통해 7~8 μm 의 두께를 얻었다. 산소 플라즈마를 이용한 건식 식각을 통해 전극과 인덕터를 이어주는 비아 홀(via hole)을 형성하였다. 식각 공정 후에 구리 전해 도금을 위한 씨앗층(seed layer)의 역할을 하게 되는 크롬(Cr)/구리(Cu)를 증착하였다. 두 번의 전해 도금 과정을 거쳐 비아 홀을 구리로 채우고 구리 인덕터 코일 형상을 정의하였다. 이후 구리 인덕터와 생체 기관의 직접적인 접촉을 막기 위하여 폴리이미드의 회전 코팅 과정을 거쳐 소자 전체를 덮었다. 마지막으로, 초순수(De-ionized water)로 희석한 불산(부피비 1:1)을 사용하여 실리콘 산화막 희생층을 제거하여 유연한 기판위에 생성된 혈압 센서를 완성하였다. 그림 7은 상기의 과정을 거쳐 얻어진 혈압 센서와 시험관 실험을 위하여 센서를 실리콘 고무관에 부착한 모습의 광학 사진이다.

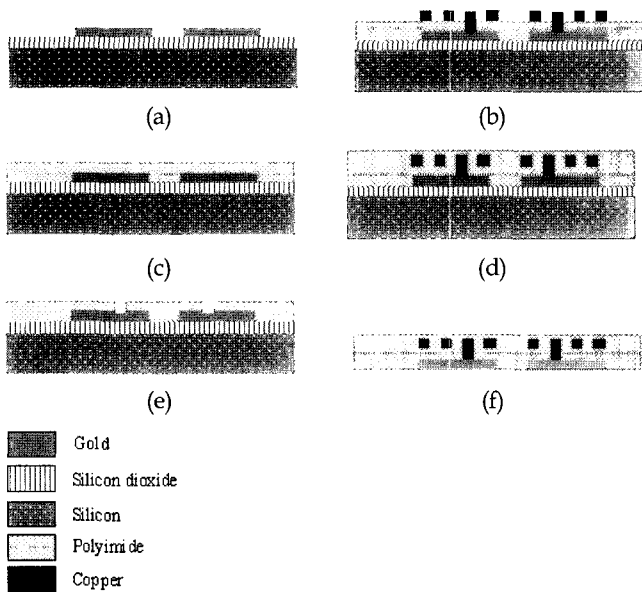


그림 6. 생체 삽입형 혈압 센서의 제작 과정
 Fig. 6. A simplified fabrication process of implantable blood pressure sensor (a) gold electrode patterning on silicon dioxide, (b) polyimide spincoating and curing, (c) via hole formation using RIE, (d) filling via hole and making inductor coil using copper electroplating, (e) polyimide spincoating and curing, and (f) release process

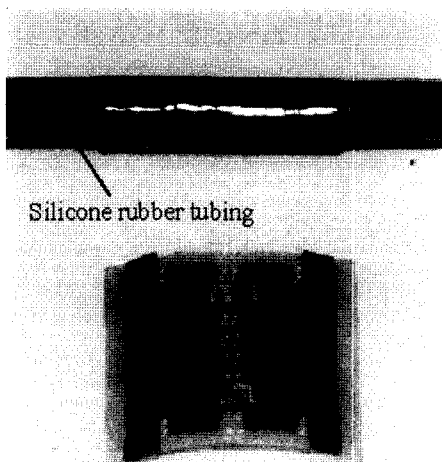


그림 7. 혈압 센서 및 실리콘 고무관에 부착된 센서의 광학 사진
 Fig. 7. Photograph of sensor device and its attaching view around silicone rubber tubing

실험 및 결과

그림 8은 제작된 혈압 센서의 성능을 측정하기 위한 무선 방식의 실험 기구를 나타낸다. 실험 기구는 그림에서 볼 수 있듯이 실리콘 고무관에 부착된 압력 센서, 압력을 가해주는 피스톤(piston) 그리고 외부에 위치한 리더부의 코일과 측정을 위한 network analyzer (HP8722D) 로 이루어져 있다. 센서에는 전력 공급원이

존재하지 않기 때문에 network analyzer가 센서부로 전력을 공급하며 반사된 임피던스의 변화를 모니터링 하는 역할을 한다. 피스톤을 통해 센서와 관에 가해지는 압력을 조절하며 센서의 성능을 측정하는 방식으로 실험이 이루어졌다. 피스톤을 통해 가해진 부피의 변화를 압력 변화로 변환하기 위해서 다음 식과 같이 thin-walled pipe 이론을 사용하였다[10].

$$\Delta P \frac{r}{h} = E \frac{\Delta r}{r} \tag{9}$$

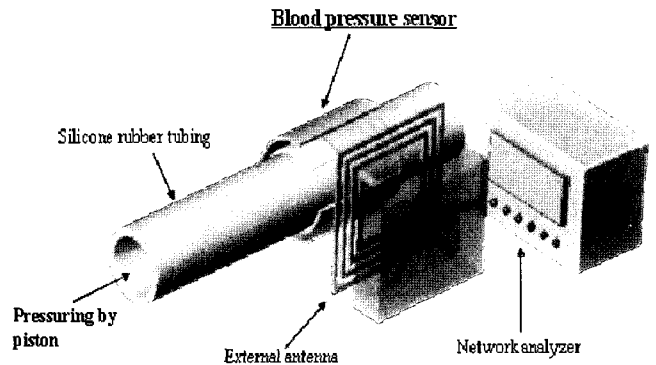


그림 8. 혈압 센서의 시험관 실험을 위한 무선 실험장비의 도식적 모습
 Fig. 8. Schematic of the wireless measurement for the in vitro test of pressure sensor

여기서, ΔP 는 내부 압력의 변화, r 은 얇은 관의 내경 그리고 h 는 얇은 관의 두께를 의미한다. 그림 9는 무선 측정 실험에 의한 결과로써, 주파수 변화에 따른 S21 parameter를 나타내고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 관에 가해지는 압력이 증가함에 따라 공진이 발생하는 주파수는 오른쪽으로 이동하는 경향이 있다는 것을 알 수 있다. 그림 10은 피스톤으로 인한 압력 변화에 따라 공진이 발생하는 주파수의 최대값과 최소값을 나타낸 것이다. 압력이 가해지지 않은 경우에 공진 주파수의 기준값은 150.9 MHz이다. 이는 디자인 값과 10%의 오차를 나타내고 있다. 이는 공정상의 오류와 디자인시의 가정의 오류에 기인한다. 그림 10에서 볼 수 있듯이 센서는 213.3 kPa의 압력이 변하는 동안 2.4 MHz의 공진 주파수가 변하였으므로 11.25 kHz/kPa의 감도를 갖는다.

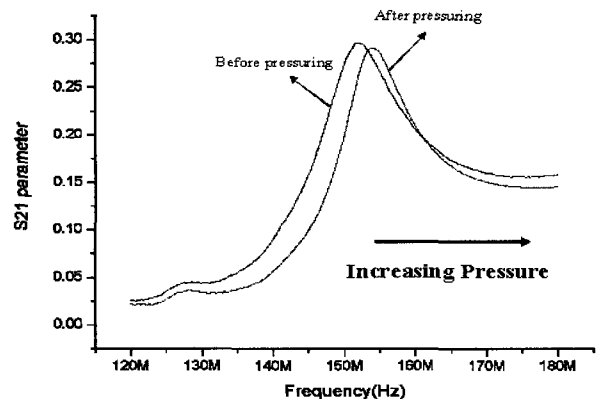


그림 9. 주파수 변화에 대한 측정된 S21의 변화
 Fig. 9. Measured S21 as a function of frequency

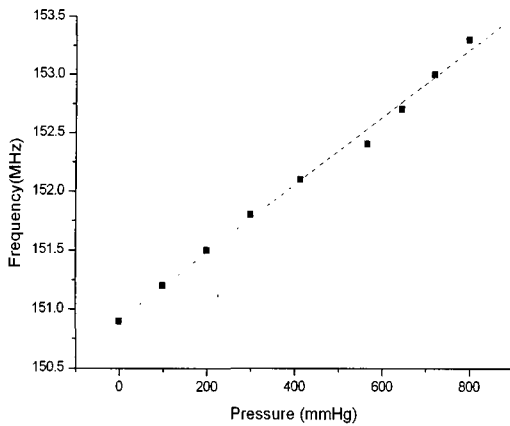


그림 10. 압력 변화에 대한 측정된 공진 주파수의 변화
Fig. 10. Measured resonant frequency as a function of pressure

결론

순환계 관련 질환의 진단과 치료에 용이하게 사용할 수 있는 실시간 혈압 모니터링을 위한 유연한 생체 삽입형 센서를 생체 적합성과 유연성이 보장된 폴리이미드를 기판으로 사용하여 제작하였다. 센서에는 어떠한 능동 소자도 존재하지 않으며 축전기와 인덕터의 수동 소자로 이루어진 LC 공진기를 통해 상호 인덕턴스 원리를 이용하여 전력과 압력 변화에 대한 데이터를 전송하게 된다. network analyzer를 사용하여 무선 측정 방법을 통해 압력 변화를 모니터링 하였다. 그러므로 공진 주파수의 변화를 통해서 혈압 변화를 실시간으로 모니터링 할 수 있고 순환계 질환자들의 높은 재발율에 따른 위험을 사전에 방지할 수 있을 뿐더러 순환계 질환의 치료 효과를 실시간으로 측정할 수 있는 가능성을 기대할 수 있다.

기호 설명

f_c = resonant frequency of LC resonator

L_s, L_a = inductance of sensor coil and reader coil

C_s = capacitance of sensor

R_s, R_a = resistance of sensor and reader

M = mutual inductance

k = coupling coefficient

w = angular frequency

Z = impedance

μ_0 = permeability of free space

n = number of turns

d_{avg} = average diameter of inductor

d_{out}, d_{in} = outer and inner diameter of inductor

ρ = fill ratio

ΔP = change of internal pressure

r = internal radius of thin-walled pipe

h = thickness of thin-walled pipe

참고 문헌

1. Eugene Braunwald, Heart Disease; a Textbook of Cardiovascular Medicine, W. B. Saunders company fifth edition
2. H. L. Chau and K. D. Wise, "An ultraminiature solid-state pressure sensor for a cardiovascular catheter", IEEE Transactions on Electron Devices, Vol. 35, No. 12, 1988
3. J. F. L Goosen, P. J. French, and P. M. Sarro, "Pressure, flow and oxygen saturation sensors on one chip for use in catheter", Proceedings of IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems(MEMS2000), Miyazaki, Japan, pp. 537-540, January 23-27, 2000
4. U. Schnakenberg, C. Kruger, J.G. Pfeffer, W. Mokwa, G. V. Bogel, R. Gunther and T. S. Rode, "Intravascular pressure monitoring system", Sensors and Actuators A, Vol. 110, pp. 61-67, 2004
5. K. Takahata, A. Dehennis, K. D. Wise, and Y. B. Gianchandani, "A wireless microsensor for monitoring flow and pressure in a blood vessel utilizing a dual-inductor antenna stent and two pressure sensor", 17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, Maastricht, The Netherlands, pp. 216-219, January 25-29, 2004
6. A. Irimajiri, M. Ando, R. Matsuoka, T. Ichinowatari, and S. Takeuchi, "Dielectric monitoring of rouleaux formation in human whole blood: a feasibility study", Biochimica et Biophysica Acta, Vol. 1290, pp. 207-209, 1996
7. J. H. Park, C. S. Kim, B. C. Choi, and K. Y. Ham, "The correction of the complex dielectric constant and blood glucose at low frequency", Biosensors and Bioelectronics, Vol. 19, No. 4, pp. 321-324, 2003
8. L. Ye, G. R. Skutt, R. Wolf, and F. C. Lee, "Improved Winding Design for Planar Inductors", 28th Annual IEEE Power Electronics Specialists Conference, PESC '97, Vol. 2, pp. 1561-1567, June 22-27, 1997
9. S. S. Mohan, M. D. M. Hershenson, S. P. Boyd, and T. H. Lee, "Simple accurate expressions for planar spiral inductances", IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 34, No. 10, 1999
10. C. G. Stephanis, D. E. Mourmouras, and D. G. Tsagadopoulos, "On the elastic properties of arteries", Journal of Biomechanics, Vol. 36, No. 11, pp. 1727-1731, 2003