

FEA 시뮬레이션을 이용한 혈관 상태 측정용 커패시티브 센서 설계; 체내 동맥 혈관 변화 모니터링이 가능한 이식형 텔레메트리 시스템 개발을 위한

강소명[†], 이재호^{**}, 웨이첸^{***}

Design of Capacitive Sensors for Blood Vessel Condition Using FEA Simulation; For Developing of an Implantable Telemetry System to Monitoring the Arterial Change

So Myoung Kang[†], Jae Ho Lee^{**}, Qun Wei^{***}

ABSTRACT

For developing a wireless implantable device to monitoring the artery variation in real-time. The concept of a special vessel variation measurement capacitive sensor is presented in this paper. The sensor consists of two part; main sensor to measuring the arterial variation, and reference sensor is used to improve the accuracy of the capacitance value variation. Before sensor manufacture, a model of the sensor attached on the artery was designed in 3D to conduct in the FEA simulation to validate the validity and feasibility of the idea. The artery model was designed as layered structures and made of collagenous soft tissues with intima inside, followed by the media and the adventitia. Also, a grease layer was designed in the inner of the arterial wall to imitate the clogged arteries. The simulation was divided into two parts; sensor performance test by changing the diameter of the grease layer, and arterial wall tension test by changing the blood pressure. As the simulation results, the capacitance value measured by the proposed sensor is decreased follow the diameter of the grease increased. Also, large elastic deformation of the arterial wall since changing the blood pressure has been observed.

Key words: FEA Simulation, Capacitive Sensor, Arterial Variation, Measurement.

1. 서 론

심장질환은 우리나라에서 전체 사망의 20%를 차지하며, 악성 신생물(암) 다음으로 사망률이 높은 질환이다[1]. 그중 동맥경화는 혈관의 가장 안쪽에 있

는 내막에 콜레스테롤이나 중성지방이 쌓여 혈관이 좁아지고 딱딱하게 굳어지면서 막히게 되는 현상으로, 각종 장기의 기능을 저하시키고 심장에 혈액을 공급하는 관상동맥을 좁히거나 막아 혈액 순환에 문제를 일으키며 그로 인해 협심증이나 심근경색을 발

* Corresponding Author: Qun Wei, Address: (42601) Room 522-1, Bak Geun Guan, Keimyung University, 1095 Dalgubeol-daero, Dalseo-Gu, Daegu, Korea, TEL: +82-53-258-7538, FAX: +82-53-258-7538, E-mail: wei-qun@kmu.ac.kr

Receipt date: Sep. 18, 2019, Revision date: Oct. 7, 2019
Approval date: Oct. 23, 2019

[†] Dept of Biomedical Eng, Graduate School of Medicine, Keimyung University
(E-mail: negato456@naver.com)

^{**} Dept of Anatomy, School of Medicine, Keimyung University (E-mail: anato82@dsmc.or.kr)

^{***} Dept of Biomedical Eng, School of Medicine, Keimyung University

* This research was supported by the Bisa Research Grant Program of Keimyung University in 2018.

생 시켜 사망에 이르게 한다[2]. 이러한 심장질환을 예방하기 위해서는 동맥경화를 관찰할 수 있는 시스템 개발이 필요하다. 최근 체내 삽입형 시스템을 통한 생체 신호에 관한 연구들이 많이 진행되고 있다 [3]. 이 연구 방법은 정확한 데이터를 얻을 수 있지만, 카테터를 혈관에 삽입해야 하므로 감염 및 부작용에 대한 위험이 크다[4]. 본 연구에서는 혈관 내부에 카테터를 삽입하지 않고 진단 정보를 활용할 수 있도록 소형화된 무선 센서 시스템으로 혈관의 상태 측정 데이터를 검출하여 전송 및 디스플레이 할 수 있는 체내 이식형 텔레메트리(implantable telemetry) 시스템을 개발하고자 한다[5]. 제안하는 시스템은 기존 압력 센서를 혈관에 삽입하여 혈압을 측정하는 연구 방법과는 달리, 커패시티브 센서를 혈관 외부에 부착하기 때문에 감염에 대한 위험이 적다[6]. 또한 커패시티브 센서는 혈관 외부에 부착되지만, 외부 방해요소로 인한 오차가 적고 원형 형태의 혈관에도 직접적인 부착이 가능하여 정확한 측정이 가능하다.

본 논문에서는 제안한 시스템 개발에 앞서, 최적화된 센서를 설계하기 위해 유한요소해석(FEA: Finite-Element Analysis)을 이용한 3D 기반의 시뮬레이션을 진행하였다[7]. 앞에서 언급된 동맥경화에 의해 혈관이 좁아지는 현상을 측정하기 위해 커패시티브 센서를 사용하며, 센서 모델링 및 시뮬레이션을 진행하였다. 혈관 내부의 노폐물의 두께를 0.2 cm 씩 증가 시키고 동시에 혈관 내부의 직경을 2.22~1.02 cm로 0.2 cm씩 줄어들게 설정하였으며, 그에 따른 정전용량 값을 확인하였다. 또한, 혈관의 탄성 재료 및 내부 압력에 따른 혈관의 탄성 변화를 확인하기 위해 시뮬레이션을 진행하였다. 콜라겐 섬유를 사용하여 탄성

재료를 설정하였으며, 설계된 혈관 모델의 탄성 변형을 위해 x, y, z 세 가지 축 방향으로 탄성이 변형되도록 스트레치 및 0과 160 mmHg 사이의 내부 압력을 고려하였다. 압력이 커짐에 따라 혈관의 내부 직경 및 전체 반경이 커지는 것을 확인하였으며, 그에 따라 혈관 벽이 얇아지는 것을 확인하였다. 향후, 두 가지 시뮬레이션을 바탕으로 혈관 상태 측정이 가능한 커패시티브 센서를 제작할 예정이며, 혈관의 탄성 변형에 따른 커패시티브 센서 위치를 고려하여 체내 혈관 변화 모니터링이 가능한 이식형 텔레메트리 시스템을 개발할 것이다.

2. 연구 방법

2.1 커패시터 센서 구상

본 연구에서는 정전용량 이론을 기본으로 하여, 유한요소해석을 이용한 3D 기반의 센서 모델링 및 시뮬레이션을 진행한다. 유한요소해석(FEA: Finite-Element Analysis)이란 수치적인 근사해법으로 구하기 어려운 복잡한 모델을 조작 할 수 있는 유한개의 요소로 분할하고, 개별 요소의 특성을 계산한 다음, 전체 요소의 특성을 모두 조합하여 전체 모델의 특성을 근사적으로 계산하는 방법이다[8].

Fig. 1은 제안하는 체내 혈관 변화 모니터링이 가능한 이식형 텔레메트리 시스템의 개념도이다. 제안하는 시스템은 Fig. 1의 (a) 와 같이 혈관 외부에 부착하여 착용하며 혈관의 형태에 맞추어 원형의 형태로 제작된다. 한국인의 복부 동맥혈관의 크기를 고려하여 케이스 및 커패시터 센서의 크기를 설계하며[9]. 혈관의 전체 직경은 3cm, 혈관 벽의 두께는 0.39cm

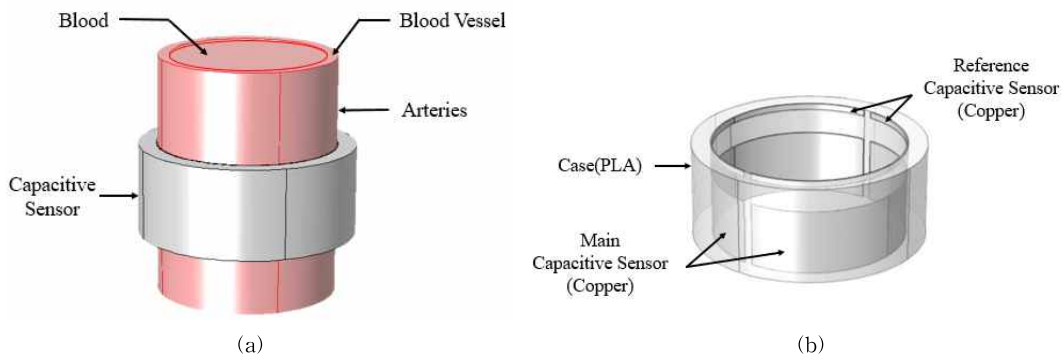


Fig. 1. Concept of the proposed an implantable telemetry system to monitoring the arterial change. (a) 3D Model of the proposed capacitive sensors, (b) Plan of designed proposed capacitive sensors

로 설계한다. 정확한 혈관의 상태 변화를 측정하기 위해 센서는 Fig. 1 (b) 와 같이 메인 센서와 참조 센서로 구성되며, 2개의 센서가 한 쌍으로 폭과 간격이 동일하다. 참조 센서의 길이는 메인 센서 길이의 1/10로 설계하여 정전용량 측정값 비율의 참고 및 보완 센서로 작동되며 메인 센서는 혈액의 정전용량 측정을 위해 작동된다. 제안하는 센서의 재료는 구리를 사용한다. 구리는 높은 전도율을 가지고 있으며, 내구성이 좋아 부식에 강하다는 장점이 있다[10]. 또한 형태에 따라 쉽게 적용 가능해 원통형 모양의 혈관에 부착하기에 적합하다. 센서의 케이스는 PLA (Poly Lactic Acid)의 소재를 사용한다. PLA는 열에 의한 변형이 작고, 내구성이 뛰어난 플라스틱의 이점을 결합한 소재이다. 환경 호르몬은 물론 중금속 등 유해물질이 검출되지 않아 안정성을 가지며, 인체에 무해하다는 장점이 있다[11].

2.2 혈관의 탄성 변형

제안하는 커패시티브 센서를 탄성 변형에 의해 계속 형태가 변하는 혈관에 부착하기에 앞서, 탄성 재료 및 내부 압력에 따른 혈관 탄성 변화 시뮬레이션을 진행한다. 커패시티브 센서가 부착될 동맥은 신체의 나머지 부분에 걸쳐 심장에서 산소화된 혈액을 운반하는 혈관이다. 혈액을 공급하는 과정에서 발생하는 압력에 의해 혈관이 수축 이완되고 그에 따라 혈관의 직경이 변화한다. 동맥은 내부에 친막이 있는 계층구조로 이루어져 있으며, 혈관의 중막(media)과 외막(adventitia)으로 구성된다. 두 층 모두 눈에 띄는 변형 보강을 나타내는 콜라겐 물링(연) 조직으로 만들어졌으며 이는 각 층에 비등방성을 부여한다. 이 섬유 구조는 혈관이 큰 탄성 변형을 유지할 수 있게 한다[12].

Fig. 2의 모델은 사람의 동맥 중 일부분을 나타내며, 도시된 바와 같이 내막 및 외막은 원통형 튜브 형태로 모델링이 된다. Fig. 2 (a) 는 모델 대칭을 통해 원통형의 튜브를 10도 섹터로 나눈 것 중 하나의 섹터를 보여준다. 이때, L= initial artery length, Ro= Outer radius, Ri= Inner radius이다. 동맥의 탄성 재료 설정은 Gerhard A. Holzapfel의 선행 연구를 참고하였으며[13], 동맥의 크기는 앞선 실험과 동일하게 설정한다. 혈관의 기계적 반응은 매우 비선형적이며 큰 탄성 변형을 초래하고, 고탄성 이론 내에서 수학

적으로 설명된다. 시뮬레이션을 위해 혈관의 재료로 등방성 변형 에너지 밀도에 의해 정의된 비압축 이방성 초탄성 재료를 사용하며, 등방성 변형 에너지 밀도는 식(1)의 함수에 의해 정의된다. 오른쪽 세 개의 항은 코시-그린 텐서의 변이에 의존한다.

$$W_s = W_1 + W_4 + W_6 \tag{1}$$

식2는 탄성 접지 물질의 거동을 나타낸다. 등방성 함수 W1은 하나의 재료 매개 변수와 네오 호프 칸 재료와 동일한 방식으로 정의된 첫 번째 등변성 불변량 I1(Cel)에 의존한다.

$$W_1 = \frac{c}{2}(I_1(\overline{C}_{el}) - 3) \tag{2}$$

아래 식은 콜라겐 섬유 네트워크의 기계적 기여를 설명한다. 여기서, 섬유 네트워크는 재료 특성인 k1 k2를 갖는 두 가지 섬유 조직으로 축소된다.

$$W_4 = \frac{k_1}{2k_2}(e^{k_2(I_4 - 1)^2} - 1) \tag{3}$$

$$W_6 = \frac{k_1}{2k_2}(e^{k_2(I_6 - 1)^2} - 1) \tag{4}$$

각각의 섬유 조직의 변형은 불변량 I4 및 I6에 의해 측정된다. 섬유 조직 I는 변형되지 않는 방향으로 벡터 필드 a0에 의해 정의된다. 섬유는 등방성 변형 구배 작용에 의해 변형되어 Fd · a0는 변형된 섬유 구성이다. 길이 Fd · a0는 구성 방정식에 사용되는 섬유 스트레치이다.

$$I_4 = I_4(\overline{C}_{el}, \mathbf{a}_{01}) = (\overline{F}_{el} \cdot \mathbf{a}_{01}) \cdot (\overline{F}_{el} \cdot \mathbf{a}_{01}) = \mathbf{a}_{01} \cdot \overline{C}_{el} \cdot \mathbf{a}_{01} \tag{5}$$

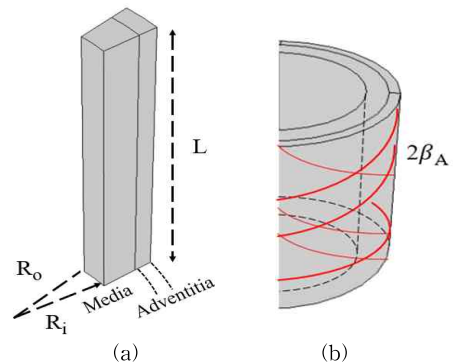


Fig. 2. Appearance design for the proposed arterial. (a) Model symmetry allows the reduction of the tube to the 10° sector, (b) Angle between the two fiber families in the adventitia.

$$I_6 = I_6(\overline{C}_{el}, \mathbf{a}_{02}) = (\overline{F}_{el}, \mathbf{a}_{02}) \cdot (\overline{F}_{el}, \mathbf{a}_{02}) = \mathbf{a}_{02} \cdot \overline{C}_{el} \cdot \mathbf{a}_{02} \quad (6)$$

혈관의 모델은 불변량 I_4 및 I_6 에 따라 계산된 섬유 스트레치의 제곱을 사용한다. 또한, 각도 β 는 \mathbf{a}_{01} 과 \mathbf{a}_{02} 사이의 상대 각도이다. 매체와 외막의 기계적 성질은 이러한 표현에 의해 좌우된다. 각 층은 고유한 재료 매개 변수 세트 c, k_1, k_2 를 가지며 초기 섬유 방향 \mathbf{a}_{01} 및 \mathbf{a}_{02} 는 Fig. 2(b)와 같이 다른 각도로 정렬된다.

3. 연구 실험

3.1 커패시티브 센서의 설계 및 시뮬레이션

본 연구에서는 혈관 외부에 부착된 커패시터 센서의 성능을 확인하기 위하여 유한요소해석을 이용한 시뮬레이션을 진행하였다. Fig. 3의 (a)는 혈관에 부착된 커패시터 센서의 단면도이다. 혈관 상태 측정을 위해 커패시티브 센서는 혈관 외부에 부착된다. 커패시티브 센서가 혈관에 직접적으로 부착되기 때문에 센서의 안쪽에 Polymer 재질을 코팅하며, 혈관과 직접적으로 닿는 것을 방지하여 안전성을 겸비한다. 혈관의 재질은 과거 인공혈관의 재료로 사용되었던 실리콘을 사용한다. 혈관은 독성이 없고 계속되는 수축과 팽창에 견딜 수 있어야 하며, 혈액과 접촉했을 때 응고 반응이 일어나지 않아야 한다. 실리콘은 혈소판의 접촉에 의한 활성을 예방하며, 내적경로의 응고기전을 유도하는 제12인자의 활성을 억제하기 때문에 응고 반응이 느리며, 탄력성과 유연성이 좋아 혈관의 탄성 변형을 견디기에 가장 적합하다[14]. 유한요소해석을 이용하여 센서를 3D 기반의 모델링 하였으며, 제안하는 센서의 크기는 혈관의 크기를 고려하여 설계하였다. 커패시티브 메인 센서 크기는 4.65

Table 1. Permittivity and conductivity of the material set in the simulation

Material	Relative Permittivity, ϵ_r	Conductivity, $\sigma/S/m$
Copper	1	5.8E+7
Silicon	1.98E+1	4.4E-4
Blood	64 - 70	0.43 - 0.7
PLA	2.35	0.16
PDMS	2.75	0.16
Fat	1.27E+1	0.21

$\times 1 \times 0.02$ cm(가로, 세로, 두께)이며 참조 센서는 $4.65 \times 0.1 \times 0.02$ cm(가로, 세로, 두께)로 설계하였다. Fig. 3 (b)는 커패시티브 센서의 평면도이다.

커패시티브 센서를 통해 동맥경화에 의해 혈관이 좁아지는 상태를 측정하기 위해 Parametric Sweep을 이용한 시뮬레이션을 수행하였다. 혈액이 통과하는 혈관 내부에 노폐물이 쌓여 혈관이 좁아지는 것을 고려하여 혈관 벽과 혈액 사이에 노폐물을 설계하였다. 혈관 내부의 노폐물 증가에 따른 혈관의 상태 변화를 측정하기 위해 노폐물의 두께를 내부로 0.2 cm 씩 줄어들게 설정하였으며, 그에 따라 혈액이 통과하는 혈관 내부의 직경을 2.22, 2.02, ..., 1.02 cm로 0.2 cm 씩 줄어들게 설정하였다. 이는 동맥 경화에 의해 혈관 내부의 노폐물이 증가함에 따라 혈관 내부 직경이 줄어들어 통과하는 혈액의 양이 줄어드는 것을 의미한다. 측정 커패시티브 센서의 2개 전극 측 간의 전위차를 생성하기 위해 3V 전압이 측정 커패시터 전극에 인가하였으며, Ground 전극에 0V의 전압을 인가하여 설정하였다.

시뮬레이션에서는 재질의 유전율 및 도전율을 고

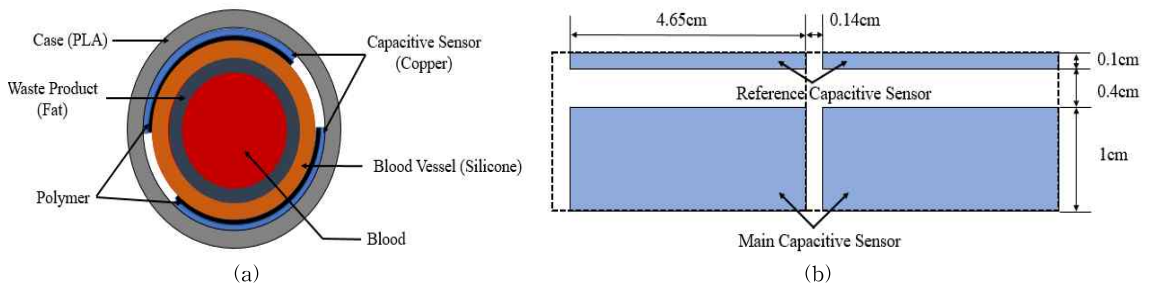


Fig. 3. Appearance design for the proposed capacitive sensors. (a) Sectional view of the blood vessel with the capacitive sensors, (b) Floor plan of capacitive sensors

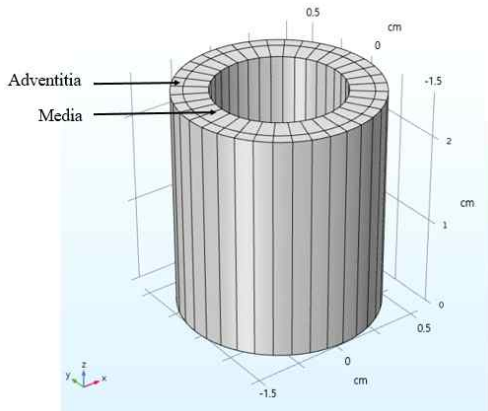


Fig. 4. The full cylindrical geometry from the section that was used for the computation.

려하였다. Table 은 설계된 커패시터 센서가 부착 될 동맥혈관의 재질 등의 유전율 및 도전율을 나타낸 표이다[15-16].

3.2 혈관의 탄성 변형 설계 및 시뮬레이션

동맥의 탄성 재료 및 내부 압력에 따른 혈관의 탄성 변화를 확인하기 위한 시뮬레이션을 진행하였다. 혈액을 공급하는 과정에서 발생하는 내부 압력에 의해 혈관이 수축 이완되는 탄성 변화를 고려하여 콜라겐 섬유를 사용하여 혈관 재료를 구성하였다. 혈관의 크기는 동맥 섹터 L=25 mm, 내부 반경 Ri=11.1 mm, 외부 반경 Ro=15 mm, 중막 두께 2.6 mm, 외막 두께 1.3 mm로 설계하였다. 설계된 튜브 형태의 혈관 모델은 대칭을 통해 10도의 섹터로 줄였으며, 섹터의 경계 조건을 설정하여 실험을 복제하였다. 롤러 경계 조건은 동맥의 하단부가 반경 방향으로 자유롭게 확장되도록 하였으며, 상부 표면에서 축 방향으로 소정의 변위가 축 연신을 설명한다. 내부 압력은 내부 표면에 압력 경계 하중으로 적용된다. 설계된 혈관 모델의 탄성 변형을 위해 x, y, z 세 가지 축 방향으로 탄성이 변형되도록 스트레치를 설정하였으며, 0과 160mmHg 사이의 내부 압력을 고려하였다. 이 범위에서의 기계적 반응은 매우 비선형적이며 큰 탄성 변형을 초래하며, 이때 x, y, z 세 가지 축 방향 스트레치 및 내부 압력을 결합하여 동맥 혈관의 응력분포와 내부 직경 변화를 측정하였다.

4. 연구 결과 및 고찰

4.1 설계된 커패시티브 센서 성능 시뮬레이션 결과

Fig. 5는 유한요소 해석을 이용한 3D 기반의 커패시티브 센서 시뮬레이션 결과이다. Fig. 5 (a) 는 커패시터 센서가 부착된 혈관 3D 모델링에 나타난 전기장 분포를 보여준다. 이는 Fig. 5 (b) 의 혈관 단면도를 통해서 커패시티브 센서 사이에서 전기장이 유도됨을 확인 할 수 있다. 이를 통해 커패시티브 센서의 성능을 확인하였으며, 혈관의 상태 측정 가능성을 확인하였다. Fig. 5 (c) 는 혈액이 통과하는 혈관 내부의 직경 변화에 따른 정전용량 값 그래프이다. x축은 혈관 내부의 반지름을 나타내고, y축은 정전용량 값을 나타낸다. 혈관 내부의 노폐물 두께 및 혈액이 통과하는 혈관 내부의 직경을 parameter를 통해 시뮬레이션한 결과, 노폐물의 두께가 증가하고 혈관 내부의 직경이 감소함에 따라 혈관을 통과하는 혈액의 양이 감소하며, 제안한 센서의 커패시터 값 또한 감소하는 것을 확인하였다. 이때, 혈관의 내부 직경이 2.22 cm 일 때 커패시터 값이 1.267E-11로 가장 크며 1.22 cm 일 때 커패시터 값이 7.8217E-12로 가장 낮게 나타났다. 이는 혈관의 내부 직경에 따라 정전용량 값의 차이가 발생하며, 측정된 정전용량 값을 통해 동맥경화에 의해 혈관 내부에 노폐물이 쌓이게 되는 것을 알 수 있음을 의미한다.

4.2 혈관의 탄성 변형 시뮬레이션 결과

Fig. 6은 혈관의 내부 압력에 따른 동맥의 탄성 변형 결과이다. Fig. 6의 (a) 는 1.9의 축 방향 스트레치 및 160 mmHg 내부 압력을 가한 3D 모델링 시뮬레이션 결과를 보여주며, 벽의 두께를 통한 반경 및 방향 응력분포를 나타낸다. 이는 혈관의 내부 압력에 의해 혈관이 가장 팽창한 상태이며, 이때 혈관의 외부 직경은 3.6 cm, 내부 직경은 2.4 cm, 높이는 4.8 cm로 기존에 설계된 모델과 비교하여 각각 0.6 cm, 1.02 cm, 2.3 cm 증가하였다. 그에 반해 혈관 벽의 두께는 기존 모델보다 0.27 cm 줄어든 1.2 cm로 나타났다. 이는 혈관의 내부 압력에 의해 혈관의 직경은 증가하지만, 혈관 벽의 두께는 감소하는 일반적인 혈관의 팽창 현상을 보여준다. 이를 통해 내부 압력에 의한 혈관의 수축 및 팽창을 시뮬레이션을 통해 확인하였다. Fig. 6의 (b)는 x, y, z 축 방향 스트레치와

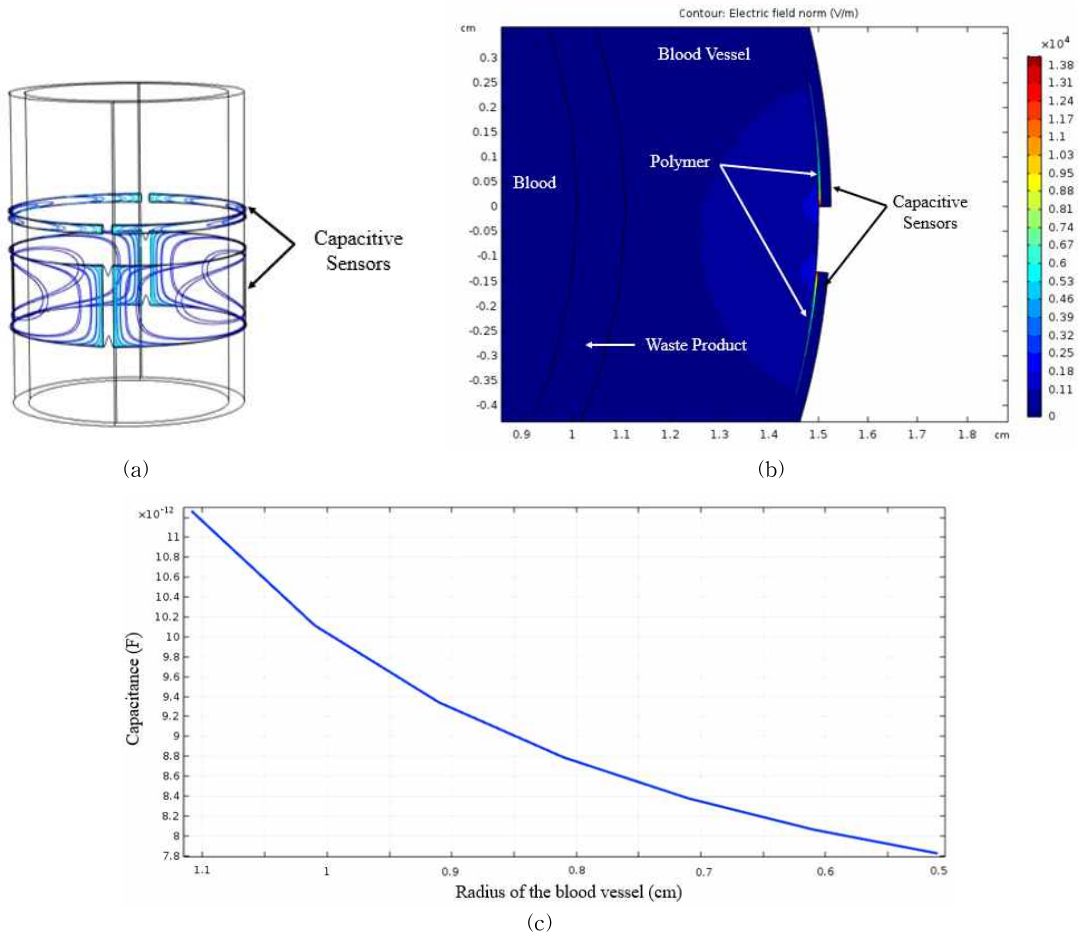


Fig. 5. Performance of capacitive sensor simulation results. (a) Electric field change of sensor attached to blood vessel, (b) Electric field distribution generated between capacitor sensors shown in 2d modeling, (c) Graph of capacitance measured from capacitive sensor versus internal radius value.

내부 압력에 따른 내부 반경 변화 결과 그래프이다. 내부 압력이 증가함에 따라 혈관 내부 반경이 증가하는 것을 확인하였으며, 이는 유한요소해석을 통해 혈관의 내부 압력 및 탄성 변형에 따른 혈관 탄성 변형 시뮬레이션이 가능함을 알 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 체내 이식을 통해 정확한 혈류량을 측정 할 수 있는 텔레메트리 시스템을 개발하기 위해 유한요소 해석을 이용한 3D 기반의 커패시티브 센서 시뮬레이션을 설계하였다. 동맥경화에 의해 혈관이 좁아지는 현상을 커패시티브 센서로 측정하기 위해 Parametric Sweep을 이용하였으며, 혈관 내부의 노

폐물의 두께를 0.2 cm씩 증가시키고 동시에 혈액이 통과하는 혈관 내부 직경을 2.22, 2.02, ..., 1.02 cm로 0.2 cm씩 줄어들게 설정하였다. 노폐물의 두께가 증가하고 혈관 내부의 직경이 감소함에 따라 혈관을 통과하는 혈액의 양이 감소하며, 제한한 센서의 커패시터 값 또한 감소하는 것을 확인하였다. 이를 통해 설계된 커패시티브 센서는 혈관 상태 측정이 가능하며 측정된 정전용량 값을 통해 동맥경화에 의해 혈관이 막히거나 좁아지는 현상을 확인할 수 있다. 또한 혈관의 탄성 변형에 따른 커패시터 값을 확인하기에 앞서, 내부 압력 및 탄성 재료에 의한 혈관의 탄성 변형을 시뮬레이션하였다. 혈관의 내부 압력이 증가함에 따라 혈관 내부 직경이 증가하는 것을 확인하였

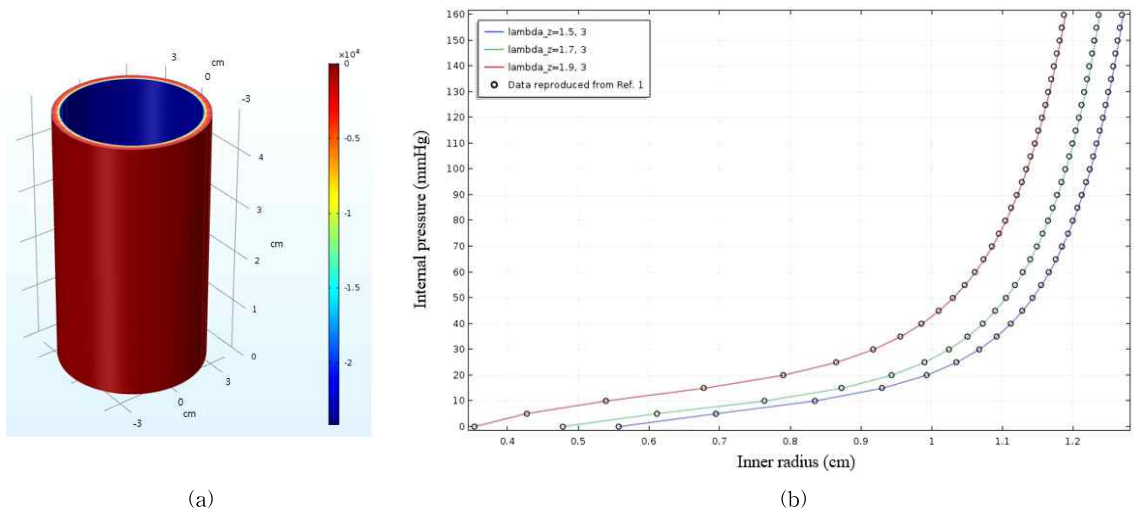


Fig. 6. Elasticity of arterial wall simulation results, (a) Radial stress distribution in the artery wall at an axial stretch of 1.9 and 160 mmHg internal pressure, (b) Plot of internal pressure vs. inner radius for three different axial stretches.

으며, 유한요소해석 시뮬레이션을 통해 혈관의 수축 및 팽창을 확인하였다. 두 실험을 통해 혈관에 부착된 커패시티브 센서의 성능 및 혈관의 내부 압력을 고려한 혈관 탄성 변형 시뮬레이션의 가능성을 확인하였다. 향후, 두 가지 실험을 바탕으로 혈관 상태 측정이 가능한 커패시티브 센서를 제작할 계획이며, 체내 이식을 통해 혈류량을 모니터링 할 수 있는 텔레메트리 시스템을 개발할 예정이다. 그러나 혈관의 탄성 변형에 의해 혈관의 크기가 변함에 따라 커패시티브 센서 또한 위치 변화가 필요하며 센서 부착에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

REFERENCE

- [1] Statistics Korea, *2017 Cause of Death Statistics*, 2018.
- [2] J.H. Choe, "Coronary Artery Disease (Angina and Myocardial Infarction)," *Korea Environmental Preservation Association*, Vol. 29, No. 369, pp. 36-37, 2007.
- [3] H.W. Roh, J.S. Kim, S.H. S, and H.M. Kwon, "Changes of Blood Flow Characteristics due to Catheter Insertion in the Stenotic Coronary Artery," *Proceeding of the Fall Conference of the Korea Society of Mechanical Engineers*, pp. 1878-1883, 2002.
- [4] J.J. Im, J.H. Kim, M.C. Hwang, C.J. Kim, and C.S. Lessard, "Development of a Noninvasive/Continuous Blood Pressure Measuring System using Piezoelectric Sensor," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 46, No. 3 pp. 440-444, 1997.
- [5] S.J. Lee, M.N. Kim, J.H. Lee, H.G. Lim, and J.H. Cho, "Implementation of Implantable Bluetooth Bio-telemetry System for Transmitting Acoustic Signals in the Body with Wireless Recharging Function," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 18, No. 5, pp. 652-662, 2015.
- [6] S.H. Min, C.Z. Jin, M.H. Lee, C.A. Lee, and D.G. Paeng, "Time Synchronized Measurement & Analysis of Ultrasound Imaging from Blood with Blood Pressure in the Mock Pulsatile Blood Circulation System," *Proceeding of Joint Conference by KSNVE, ASK and KSME(DC)*, pp. 216-216, 2017.
- [7] M.J. Kim, H.J. Park, and Q. Wei, "Development of Water Level Sensor Using Capacitive Sensor to Encourage People to Drink Plenty of Water," *Journal of Rehabilitation Welfare*

Engineering and Assistive Technology, Vol. 12, No. 2 pp. 70-77, 2018.

[8] T.J.R Hughes, *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*, United States of America: Courier Corporation, 2012.

[9] H.Y. Park, W.H. Kim, and Y.W. Kim, "Measurement of Abdominal Aortic Diameter in Korean Adults," *Journal of Korean Surgical Society*, Vol. 47, No. 5 pp. 680-689, 1994.

[10] J. Graza, "Heat-resistant Dispersion-strengthened Copper Alloys," *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 1, No. 1, pp 113-121, 1992.

[11] T.G. Osimitz, M.L. Eldridge, E. Slotter, W. Welsh, N. Ai, G.S. Sayler, F. Menn, and C. Toole, "Lack of Androgenicity and Estrogenicity of the Three Monomers sued in Eastman's Tritan™ Copolyesters," *Food and Chemical Toxicology*, Vol. 50, No. 6 pp. 2196-2205, 2012.

[12] G. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*, John Wiley and Sons, Chichester, 2000.

[13] G. Holzapfel, T. Gasser, and R. Ogden, "A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models," *Journal of Elasticity*, Vol. 61, No. 1-3, pp. 148, 2000.

[14] I.K. Kang and W.S. Kim, "Blood Compatible Polymers," *Polymer*, Vol. 13, No. 2, pp. 96-104, 1989.

[15] S.U.S. Choi and J.A. Eastman, "Enhancing Thermal Conductivity of Fluids with Nanoparticles," *Proceeding of Enhancing Thermal Conductivity of Fluids with Nanoparticles Conference*, pp. 12-17, 1995.

[16] V. Pockevicius, V. Markevicius, M. Cepenai, D. Andriukaitis, and D. Navikas, "Blood Glucose Level Estimation Using Interdigital Electrodes," *Elektronika IR Elektraoteknika*, ISSN 1392-1215, Vol. 19, No. 6, 2013.



강 소 명

2014년 3월 계명대학교 의용공학과(공학사)
 2018년 현재 계명대학교 의학과 의용공학전공 (공학석사)
 Interest : Bio-signal processing, Medical sensor, Circuit design



이 재 호

2007년 2월 계명대학교 의과대학 (의학사)
 2009년 2월 계명대학교 의과대학 (의학석사)
 2012년 8월 계명대학교 의과대학 (의학박사)

2015년 3월 계명대학교 의과대학 해부학교실 조교수
 Interest : Human Anatomy, Cancer



웨 이 춘

2008년 8월 경북대학교 전자공학과(공학사)
 2010년 8월 경북대학교 전자공학과(공학석사)
 2014년 8월 경북대학교 전자공학과(공학박사)

2015년 현재 계명대학교 의과대학 의용공학과 조교수
 Interest : Biomedical system design, Speech recognition, Binaural hearing aids