2011년도 대한전기학회 하계학술대회 논문집 2011. 7. 20 - 22

정전용량성 혈류/압력 센서가 추가된 혈압추정의 향상성 평가

이필재* 이영재* 양희경* 김동준** 이정환*
건국대학교 의학공학부*, 청주대학교 전자정보공학부**

Estimation of Blood Pressure Using Capacitive blood flow/pressure Sensor

Pil-Jae Lee*, Young-Jae Lee*, Heui-Kyung Yang*, Dong-Jun Kim**, Jeong-Whan Lee*
Dept. Biomedical Engineering, Konkuk University*, Cheongju University**

Abstract - 본 연구에서는 기존 오실로메트리(oscillomatry) 혈압측정에서 가압 커프의 영향을 최소화 하기위하여, 캐패시턴스 센서를 추가하여 혈압측정 동안의 혈압 및 혈류의 변화량을 측정하여 얻은 신호로 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하였다. 필터를 적용한 캐패시턴스 센서의 값을 피크의 크기에 따른 알고리즘을 적용하였으며 얻어진 혈압값과 기존의 혈압계의 값을 비교분석 하였다. 피험자의 연령은 25 ± 4 세의 15명을 기준으로 실험하였으며 알콜 및 운동 등 혈압에 영향을 미치는 요소들에 대해 제한 시켰으며 측정 전 15분의 안정을 취했다. 결과적으로 피험자 15명에 대해 수축기 혈압에서의 오차범위는 ±4 mmHg이하로 나타났으며 평균 및 표준편차는 각각 2.13 mmHg 과 1.36 mmHg 이었다. 이완기 혈압에서는 오차범위가 11명에 대해 수축기혈압과 같았으며 4명은 ±7mmHg이상 이였고 평균과 표준편차는 4.20 mmHg와 2.24 mmHg 로 수축기 혈압에서 오차 및 분산 모두 이완기혈압 추정보다 비교적 정확한 값을 검출했다.

1. 서 론

혈압은 뇌졸중과 심근경색, 심부전증 및 혈관합병증 등 심혈관계 질환의 원인으로서 초기 발견을 위한 관리가 중요하다. 대중적으로 시판되고 있는 혈압계의 측정방법은 오실로메트릭법을 이용하며 혈압추정 방식으로는 최대진폭을 기준으로 하여 약82%에 해당하는 지점을 수축기 혈압으로 약52%에 해당하는 지점을 이완기 혈압으로 정한다[1]. 혈압을 구하는 진폭의 비율 비는 혈압계의 구조에 따라 달라지며 비교적 정확한 비율을 얻기 위해서는 많은 실험과 비용이 요구되어진다. 보다 정확한 혈압을 측정하기 위한 실험들이 진행되었으며, 대표적으로 수축기 혈압을 측정하는 방법은 다음과 같이 알려져 있다. 첫 번째는 두개의 커프를 상박과 하박에 적용한 것이며[2] 다른 한 방법은 혈압측정중 동 시간대의 맥박신호를 검출한 것이다[3]. 이와 같은 방법들은 혈액의 흐름이 차단되어 있는 상태에서 혈액의 흐름이 시작되는 순간인 수축기 혈압 전후에 발생되는 변화를 이용한 것으로, 이완기 혈압을 향상시키기에는 미흡한 점이 있었다. 이완기 혈압의 측정 값 까지 보완한 실험으로는 이중 커프를 사용한 것으로 일반적으로 쓰이는 대형 커프와 대형 커프와 상박 사이의 중앙에 들어가는 압력 센서로 사용된 소형 커프로 구성된다. 대형 커프는 가압을 목적으로, 소형 커프는 혈압측정을 목적으로 사용하여 기존 한 개의 커프가 수행한 가압과 압력센싱의 기능을 분리시켰다. 이중 커프 혈압계는 92%의 정확도를 보였다[4]. 본 논문은 이중커프 방식의 혈압계의 원리를 이용하며, 시장성과 소형화을 고려하여 이중 커프의 소형 커프를 대체할 수 있는 정전용량성 결합(capacitively coupled) 센서를 사용한 혈압 추정방법의 가능성을 확인하고자 한다. 그리고 제작된 정전용량성 센서는 맥박검출을 하는데 적용되었던 것으로 일차검증 되었다.[5]

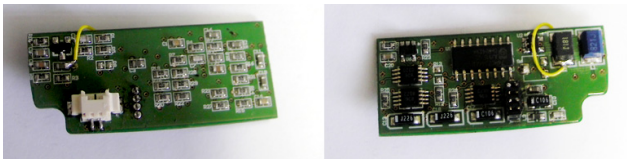
본 연구에서는 정전용량성 센서의 가능성을 검증하기 위한 실험을 하였으며 혈압을 검출하기에 용이한 센서의 패턴을 얻기 위해 4가지 형태의 패턴으로 실험하였다.

2. 본 론

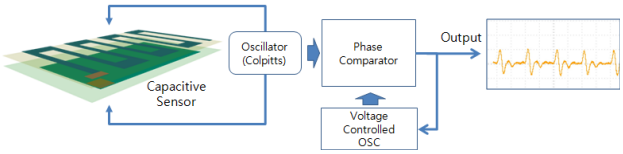
2.1 정전용량성 혈류/압력 센서의 설계

정전용량성 압력센서의 제작에 있어, 지역발진을 위한 발진회로는 콜피츠 발진기를 사용하였으며, 고정 정전용량(capacitance)를 사용하는 대신 두 개의 금속판으로 구성된 전극을 상박에 위치하여서 정전용량을 결정하는 유전률 ϵ을 혈액의 변화에 비례하도록 설계하였다. 유전률은 상박의 근육이나 지방, 골격과 같은 고정적인 구성물에 영향을 받지만 출력 주파수의 변화에는 영향을 미치지 못한다[5].

센서의 입력 및 처리를 위해 아래의 그림 1의 (a)와 같은 모듈을 제작하였으며 그 구조도는 그림1의 (b)와 같다.



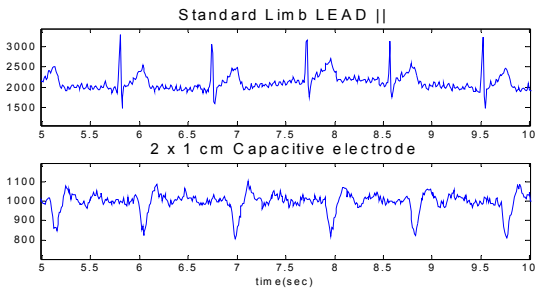
(a) 구현된 정전용량성 압력센서 모듈



(b) 정전용량성 압력센서의 구성 블럭도

<그림 1> 제안한 정전용량성 압력센서의 블록도와 구현된 모듈

그림2는 본 논문에서 사용한 캐패시턴스 센서의 모듈 및 센서의 사이즈가 동일한 조건에서 심전도의 LEADⅡ신호와 함께 측정된 실험의 결과로 이전의 실험에서 일차 검증된 바가 있다. [5]

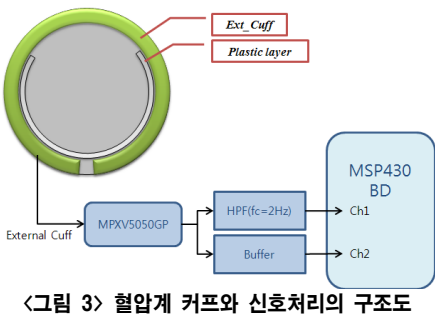


<그림 2> 제안된 센서로 측정된 맥 압 및 심전도 신호

2.2 혈압계 구조 및 정전용량성 압력 센서의 패턴 모양

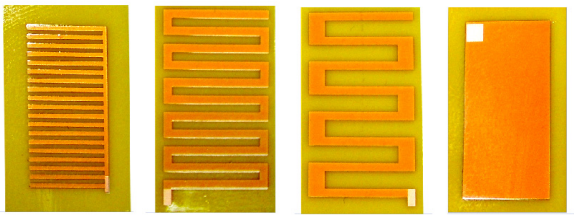
본 논문에서 사용한 혈압계는 상용화된 제품으로 오차범위는 ±4mmHg를 갖으며 수은혈압계를 대신하여 기준 혈압으로 사용하였다.

그림 3은 실험에 사용된 혈압계의 커프 및 신호처리 흐름도이며 정전용량성 센서와 커프와의 신호간섭을 피하기 위해 플라스틱 레이어가 추가 되었다. 4.5V의 출력전압을 갖으며 측정범위가 50kPa인 압력센서(Freescale사 모델명: MPXV5050GP)를 사용하였다



<그림 3> 혈압계 커프와 신호처리의 구조도

정전용량성 압력센서은 센서 주위에 전계(Electric field) 형성하여 유전체가 변할 경우 이를 반영하게 된다. 정전용량이 변하는 주된 원인으로 동맥에 혈액이 흐르기 시작하는 수축기 때와 혈관의 형태에 일그러짐이 일어나지 않기 시작하는 이완기 때이다.
그림4의 (a)-(d)는 본 실험에서 사용한 4가지 패턴의 정전용량성 센서이며 사이즈는 그림2의 실험에서 사용한 크기의 2 x 1 Cm 사이즈이다.



(a) (b) (c) (d)

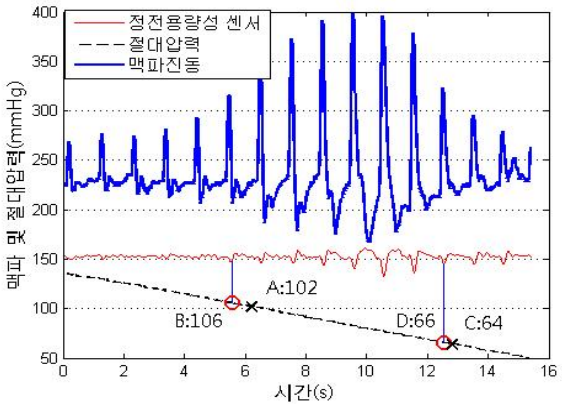
〈그림 4〉 정전용량성 센서의 패턴

2.3 혈압 추정 알고리즘

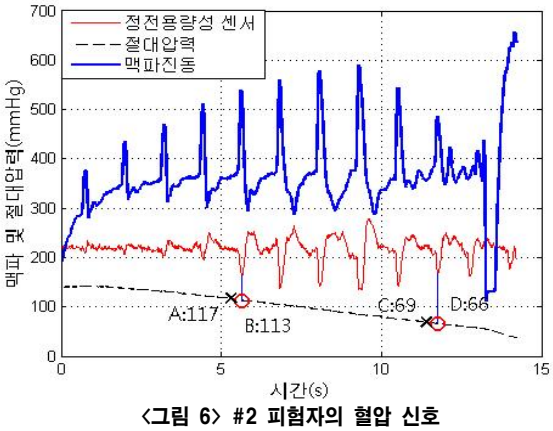
수축기 혈압의 추정방법으로는 평균 동맥압(MAP; Mean Aterial Pressure)를 통과하기 전 연속된 두 피크에서의 압력차가 가장 많이 나타나는 지점으로 하였고, 이완기 혈압의 추정방법으로는 혈압측정이 끝난 후 검출되는 피크 크기와 20%이상의 차이를 보이지 않는 피크 중 절대압력이 가장 큰 피크를 선정하였다.

3. 결 론

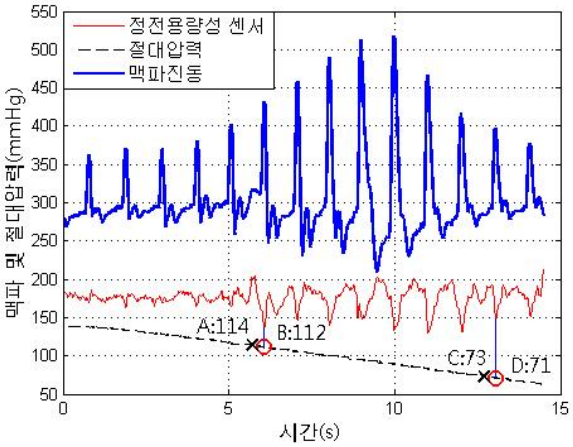
정전용량성 센서의 패턴모양에 따른 실험 결과로 그림2의 (a)와 같은 패턴은 피크크기가 분석하기에는 작았으며 (d)패턴의 결과는 과도한 크기의 잡음신호로 인하여 신호자체가 불분명했다. (b)와 (c)의 경우 실험분석이 가능하였으며 패턴(b)의 경우 그림5와 같고 패턴(c)의 경우 그림6과 7의 신호와 같게 나왔다. (b)의 경우 신호가 뚜렷하지는 않으나 비교적 잡음에 안정적 이였고 (c)의 경우 신호는 신호가 잘나오나 미동에 의해서도 잡음이 크게 나타났다. 본 실험에 사용한 센서의 패턴은 그림4의 (c)패턴을 사용하여 측정하였다.



〈그림 5〉 #12 피험자의 혈압 신호



〈그림 6〉 #2 피험자의 혈압 신호



〈그림 7〉 #13 피험자의 혈압 신호

본 연구의 실험결과는 표1과 같으며 수축기 및 이완기 혈압에서 오차 혈압은 ±4mmHg이하로 나타났고 4명의 피험자에 대해서 이완기혈압에서 ±7mmHg이상의 오차가 발생했다. 오차 의 평균 및 표준편차로 판단하여 이완기혈압보다 수축기 혈압에서 보다 정확한 값을 추정하였다.

〈표 1〉 상용혈압계와 캐패시턴스 센서로 구한 혈압의 결과 및 분석

	수축기 혈압		오차	이완기 혈압		오차
	상용	실험		상용	실험	
#1	121	119	2	78	74	4
#2	117	113	3	69	66	2
#3	135	134	1	88	80	8
#4	171	168	3	98	102	4
#5	135	132	3	75	73	2
#6	127	125	2	81	88	7
#7	126	126	0	76	72	4
#8	124	122	2	74	70	4
#9	131	130	1	85	81	4
#10	121	117	4	73	75	2
#11	133	130	3	86	79	7
#12	106	102	4	66	64	2
#13	114	112	2	73	71	2
#14	120	121	1	69	77	8
#15	124	124	0	70	68	2
평균			2.13			4.20
SD			1.36			2.24

[감사의 글]

본 연구는 2011년 광역경제권 연계협력사업 “생체진단 의료기기용 핵심 센서 및 키트 개발사업”의 지원으로 수행되었음

[참 고 문 헌]

[1] L. A. Geddes, M. Voelz, C. combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, “Characterization of the Oscillometric Method for Measuring Indirect Blood Pressure”, Ann. Biomed. Eng, 10, 271-280, 1982
[2] TK Kim, YJ Chee, JS Lee, SW Nam, IY Kim, “A New Blood Pressure Measurement Using Dual-Cuffs”, Computers in Cardiology,pp. 35:165－168, 2008
[3] 이상민,박은경,김인영,김선일, ″맥파전달시간과 신체특징 파라미터를 이용한 수축기 혈압측정″전자공학회 논문지 제42권SC 제3호, May, 2005
[4] Osamu TOCHIKUBO, Junko WATANABE, Kouichi HANADA, Eiji MIYAJIMA, Kazuo KIMURA, ″ A New Double Cuff sphygmotonometer for accurate blood pressure measurement ″ , Hypertens Res; 24: 353-357, 2001
[5] 이영재, 이필재, 양희경, 이정환, 김경섭, 박원서, 김기덕, “정전용량 센서를 이용한 비접촉식 맥박 측정시스템 설계”,2011년도 대한전기학회 의용시스템 연구회 동계학술대회