

자동혈압계의 오실레이션 신호를 이용한 혈압 측정

Measuring Blood Pressure Using Oscillation Signal from an Automatic Sphygmomanometer

김 동 준[†] · 김 영 수^{*}
(Dong-Jun Kim · Young-Soo Kim)

Abstract - This study describes an oscillometric-based blood pressure measuring algorithm by detecting turning points of oscillation signal from digitally filtered cuff signals of an automatic sphygmomanometer. The blood pressure measuring algorithm uses a characteristic ratios method from the turning points. The accurate values of the systolic/diastolic blood pressures(SBP/DBP) are calculated using the peaks in the ranges of characteristic ratios. Performances of the proposed algorithm and four automatic sphygmomanometers are compared with the mercury manometer(manual type sphygmomanometer), regarding the SBP and DBP values of manual sphygmomanometer as the reference values. The performance test showed the proposed algorithm revealed the best results in errors and a statistical analysis. Therefore this algorithm can be usable in any automatic sphygmomanometers. ssure states. This may be compromising results for ssubject-independent sensibility evaluation using EEG signal.

Key Words : Blood pressure measuring algorithm, Automatic sphygmomanometer, Oscillometric method, Characteristic ratios method

1. 서 론

혈압(blood pressure)은 혈액량, 심박출량, 말초 혈관저항, 혈관의 탄력성 및 여러가지 혈류 역학적 변수를 나타내며, 질병의 진단과 치료에 있어서 가장 중요한 지표 중 하나이다. 특히 고혈압은 성인의 20% 정도에서 발명하는 흔한 질환으로, 관동맥질환, 심부전 및 뇌혈관 질환을 포함한 주요 심혈관질환의 발생과 밀접한 관련이 있을 뿐 아니라, 고혈압 환자의 적절한 관리는 환자 개인의 건강 뿐 아니라 국가적으로도 중요한 공중보건학적 의미를 가지고 있다. 따라서 생활 환경 주변에서 손쉽고, 규칙적으로 혈압을 측정하여 고혈압을 관리하고 예방하는 것이 바람직하다. 이를 위해 병원, 목욕탕 등 많은 공공장소에 자동혈압계가 비치되어 있으며, 점차 가정으로 확산되고 있다. 자동혈압계의 정확한 혈압 측정은 개인의 질병을 분류하고 혈압과 관련된 위험을 확인하고 건강관리를 이끌기 위해 필수적이다[1].

혈압의 측정 방법은 침습적 방법(invasive method)과 비침습적 방법(non-invasive method)으로 구분할 수 있다. 침습적 방법은 카테터(catheter)를 혈관에 직접 삽입하여 측정하는 방법으로, 급격한 혈류역학적인 변화가 있거나, 지속적이고 정확한 심박동 주기의 측정이 필요한 경우에 시행하며, 환자에게 고통을 주고, 출혈 및 감염의 위험이 있어서 특별한 경우를 제외하고는 사용할 수 없다[2]. 비침습적으로 혈압을 측정하는

방법 중 널리 이용되는 방법으로는 청진법(auscultatory method), 오실로메트릭법(oscillometric method), 촉진법(palpation), 도플러법(doppler method), 맥파전파속도법(pulse wave velocity method), 혈관비부하법(vascular unloading method), 토노메트릭법(tonometric method) 등이 있다[3].

청진법은 팔에 감긴 커프(cuff) 압력의 변화에 따라 발생하는 코로트코프 음(Korotkoff sound)를 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 판별한다. 오실로메트릭 방법은 커프를 이용하여 혈관 벽에 전달되는 맥동 성분을 측정하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 판별하는 방법이다. 촉진법은 팔뚝으로 흐르는 요골동맥(radial artery)에 검지부터 약지를 가깝게 접촉하여 혈관의 폐색 여부로 수축기 혈압을 판별하는 방법이다. 그리고 초음파법은 동맥 혈관의 부위에 초음파 센서를 부착하여 혈액의 흐름을 판별하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 판별하는 방법이다. 맥파속도법은 심전도 신호와 맥파신호를 사용하여 심장에서 박출된 혈액이 말초혈관에 도달하는 시간과 거리를 환산하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 판별하는 방법이다. 토노메트릭법은 혈관부위에 어레이 형태의 혈압 센서를 부착하여 센서들로부터 측정된 신호를 평균하고 혈관의 폐색 여부를 판별하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 판별하는 방법이다. 이들 방법 중 오실로메트릭 방법은 훈련받은 전문가가 직접 측정할 필요가 없고, 측정에 있어서 전문적인 기술을 필요로 하지 않는다는 장점이 있어 병원이나 의원뿐만 아니라 공공장소 및 가정용으로도 널리 쓰이는 방식이다[4,5]. 그러나 오실로메트릭 방법은 평균 동맥압을 먼저 측정한 후 수축기 혈압(systolic blood pressure, SBP)과 이완기 혈압(diastolic blood pressure, DBP)을 추정하기 때문에 혈압 추정 방법에 따라 실제 혈압과의 오차가 크게 나타날 수도 있다.

[†] 교신저자, 정회원 : 청주대 이공대 전자공학과 교수 · 공박
E-mail : djkim@cju.ac.kr

^{*} 정 회원 : (주)이티에이치 연구원
접수일자 : 2012년 4월 4일
최종완료 : 2012년 10월 11일

본 연구에서는 오실로메트릭 기반의 혈압 측정 알고리즘을 개발하고자 한다. 자동 혈압계로부터 수집한 피검자의 커프 신호를 이용해 신뢰성 있는 혈압을 측정하기 위하여 수집된 커프 신호를 디지털 필터링을 통해 얻어진 오실레이션 신호의 전환 포인트를 검출하고, 전환 포인트에서 특성 비율을 이용하고자 한다. 제안된 알고리즘의 신뢰성을 확인하기 위하여 4 종류의 자동 혈압계 혈압 값과 제안된 알고리즘을 이용한 혈압 값을 비침습적 방법 중 실제 혈압과 비슷한 혈압 측정이 가능한 수동 혈압계의 혈압 값과 비교하고자 한다.

2. 오실로메트릭 기반의 혈압 측정법

오실로메트릭 방법은 팔에 감긴 커프의 압력 변화에 따라 동맥 혈관에서 발생하는 맥동성분이 커프에 전달되어 나타나는 오실레이션 파형을 이용하는 방법으로, 1876년 Marey에 의해 최초로 제시되었다[6]. 이러한 오실로메트릭 방법은 평균 동맥압을 추정할 수 있지만, 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 결정하는 명확한 기준이 없다. 오실로메트릭 방법에서 평균 동맥압을 추정하는 방법으로는 최대 진폭 알고리즘(maximum amplitude algorithm, MAA)이 주로 사용된다[7]. 이는 커프압이 동맥압의 평균압과 같을 때 동맥혈관의 컴플라이언스(compliance)가 최대로 되기 때문에 동맥압의 변화에 대한 동맥혈관의 용적변화가 최대가 되어 커프 내의 오실레이션 신호의 크기도 최적이 된다는 것이다.

오실로메트릭 방법을 이용하여 혈압을 측정할 때 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정할 수 있는 일정한 오실레이션 진폭의 변화를 측정하기 어렵기 때문에 일반적으로 평균 동맥압을 추정한 후 추정된 평균 동맥압의 진폭 즉, 이 때의 커프의 압력을 측정하고, 측정된 평균 동맥압의 범위에 따라 미리 정해진 비율을 선택하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정한다[7]. 수축기 특성 비율(systolic characteristic ratio, SCR)과 이완기 특성 비율(diastolic characteristic ratio, DCR)을 이용한 수축기 및 이완기 혈압의 산정 방법은 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다.

$$SBPA = MBPA \times SCR \tag{1}$$

$$DBPA = MBPA \times DCR \tag{2}$$

여기서, SBPA는 수축기 혈압에서 커프의 오실레이션 진폭(systolic blood pressure amplitude), DBPA는 이완기 혈압에서 커프의 오실레이션 진폭(diastolic blood pressure amplitude), MBPA는 평균혈압에서 커프의 오실레이션 진폭(mean blood pressure amplitude), SCR은 수축기 혈압의 특성 비율, DCR은 이완기 혈압의 특성 비율을 나타낸다.

일반적으로 최대 진폭 알고리즘에서 최대 오실레이션 크기, 즉 평균혈압에서의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션을 수축기 혈압지점으로 추정하고, 최대 오실레이션 크기의 75~80% 일 때 이완기 혈압지점으로 추정한다. 그러나 이는 커프의 외형적 특성과 탄성, 동맥-팔 커프의 압력전달 특성 등에 의해 상당히 큰 영향을 받으므로 제작된 혈압계의 하드웨어 시스템에 따라 특성 비율은 많이 달라질 수 있다[8].

그림 1은 오실로메트릭 방법을 이용한 혈압 측정법을 나타낸 것이다.

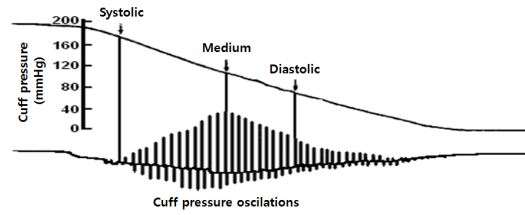


그림 1 오실로메트릭 기반의 혈압 측정 개념도

Fig. 1 Concept of blood pressure measuring based on the oscillometric method

3. 제안한 혈압 측정법

본 연구에서 제안된 혈압 측정 알고리즘은 다음 그림과 같이 구성된다.

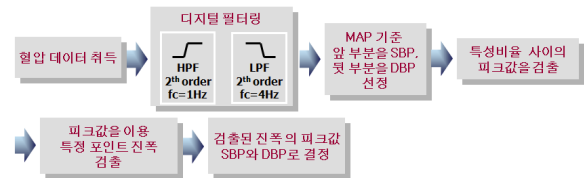


그림 2 혈압측정 알고리즘의 블록선도

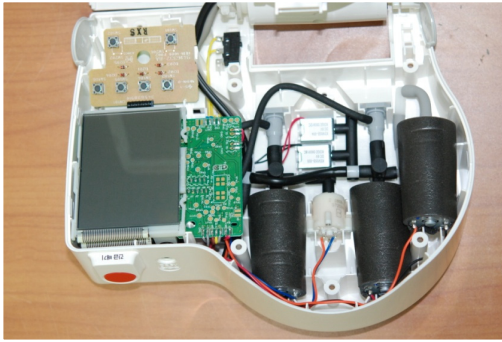
Fig. 2 Block diagram of blood pressure measuring algorithm

먼저 커프에서 혈압 측정을 위한 데이터를 취득한 후 불필요한 저주파 성분과 고주파 성분을 제거하여 오실레이션 신호를 얻는다. 그리고 나서 얻어진 오실레이션 신호의 최대 진폭 피크(maximum amplitude peak, MAP)를 구하여 이를 기준으로 앞 부분을 SBP 검출 구간, 뒷 부분을 DBP 검출 구간으로 정하고, 특성 비율 범위 내에서 피크들을 검출한다. 이 피크들 중에서 SBP와 DBP에 해당하는 피크를 구하고, 이 때의 혈압값을 SBP와 DBP로 결정하게 된다.

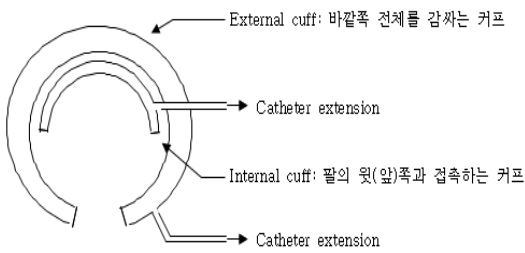
3. 감성평가 기술

3.1 실험 및 신호처리

본 연구의 혈압 측정 알고리즘을 개발하기 위하여 21-28세의 남자 12명, 여자 5명 총 17명을 대상으로 데이터를 취득하였으며, 실험을 위한 자동 혈압계는 Omron사의 HEM-1000모델을 분해하여 이용하였다. 혈압계의 내·외부 커프에서 받은 압력을 압력센서와 A/D 변환기를 이용하여 내·외부의 커프 데이터를 취득한다. 여기서 압력센서는 MPXM2053 시리즈를 사용하였으며, A/D 변환기는 MSP430F247와 BIOPAC MP150을 사용하였다. 자동 혈압계의 커프 압력은 압력센서로 입력받아 증폭된다. 증폭된 커프 신호는 MSP430F247과 BIOPAC MP150을 통해 100Hz로 샘플링되어 40초동안 4000개의 혈압 데이터를 수집한다. 실험용 소프트웨어는 Matlab 7.0과 Microsoft Visual C++ 6.0을 이용하여 구현하였다. 그림 3은 분해된 자동 혈압계의 모습과 커프 구조를 나타낸 것이다.



(a) 자동 혈압계의 내부 모습



(b) 2중 커프의 구조

그림 3 실험에 사용된 자동 혈압계의 구조

Fig. 3 Composition of Automatic sphygmomanometer used in this study

커프로부터 얻어진 압력신호를 압력센서 및 A/D 컨버터를 이용하여 100Hz의 샘플링 주파수로 40초 동안 혈압데이터를 취득하였고, 취득된 신호는 전처리 및 필터링을 통하여 오실레이션 파형을 취득하였다. 취득된 파형의 특정 피크값들을 검출한 후 수축기와 이완기의 구분이 되는 전환점을 구한다.

혈압의 측정은 커프에 일정한 공기가 주입된 뒤, 서서히 공기가 감소되면서 혈압의 맥동신호를 얻음으로써 얻을 수 있다. 커프내 압력이 충분히 높으면 팔 안의 모든 동맥이 폐쇄되고, 커프 압력이 서서히 감소함에 따라 폐쇄되었던 동맥들이 서서히 열리게 되면서 동맥내의 혈압은 심장 박동현상에 영향을 받아 커프 내로 전달되던 압력신호에 박동신호가 실리게 된다. 그림 4는 자동 혈압계의 2개의 커프로부터 취득한 혈압 데이터를 보여준다.

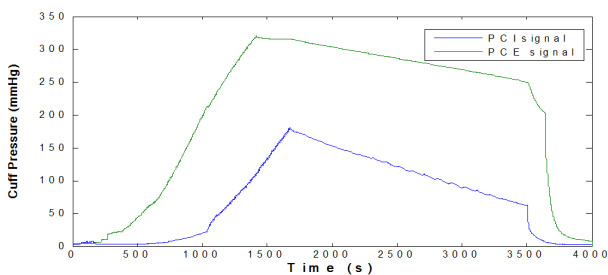
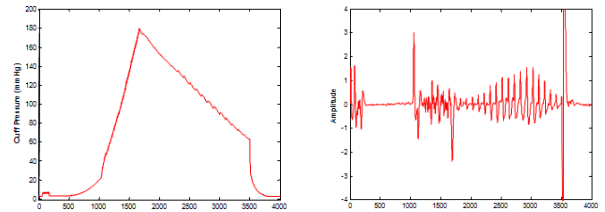


그림 4 2개의 커프로부터 추출된 신호

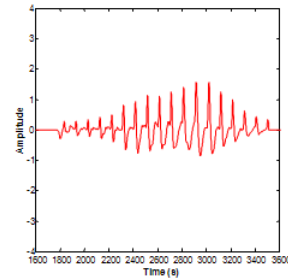
Fig. 4 Signals acquired from two cuffs

그림에서 PCI(pressure curve of internal cuff) 신호는 자동 혈압계의 내부 커프(internal cuff)의 압력 신호이고, PCE(pressure curve of external cuff) 신호는 외부 커프(external cuff)의 압력 신호를 말한다. 오실레이션 신호는 내부 커프의 선형 감소 구간에서 디지털 필터링을 통해 검출한다. 차단 주파수가 1Hz인 2차 고역통과 필터와 차단 주파수가 4Hz인 2차 저역통과 필터를 통해 커프 신호로부터 디지털 필터링된 오실레이션 신호를 검출한다. 그림 5는 커프 신호로부터 전처리 과정을 거쳐 얻어진 오실레이션 파형을 보여준다.



(a) 커프 신호

(b) 디지털 필터링된 신호



(c) 선형감소구간 신호

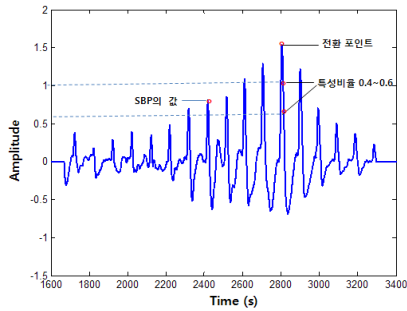
그림 5 전처리 및 필터링을 거친 커프 신호

Fig. 5 Cuff signals after preprocessing and filtering

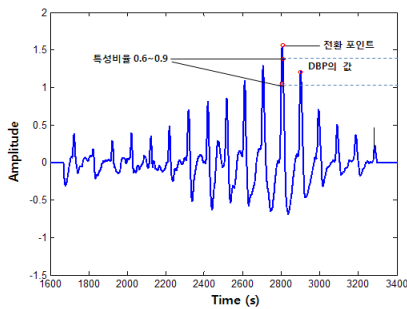
3.2 특정포인트를 이용한 혈압 측정 알고리즘

대역통과 필터에 의해 얻어진 오실레이션 파형의 최대 진폭 포인트를 우리는 수축기 혈압(Systolic Blood Pressure, SBP)과 이완기 혈압(Diastolic Blood Pressure, DBP)의 기준이 되는 전환 포인트로 지정하였다. 진폭 특성 비율 방법(Amplitude Characteristic Ratios Method)을 참고하여 SBP와 DBP가 존재할 구간을 예측하였다[6-8].

커프의 외형적 특성과 단성, 동맥-팔 커프 압력 전달 특성 등에 의해 상당히 큰 영향을 받으므로 제작된 시스템에 따라 특성 비율은 달라질 수 있으므로, 본 연구에서는 여러 실험을 통하여 구한 전환 포인트 크기의 특성 비율 0.4 ~ 0.6을 기준으로 전환 포인트 앞 영역의 특성 비율간의 피크값을 검출하고, 검출된 피크 값이 하나일 때는 이것을 SBP로 결정, 피크 값이 두 개 이상일 경우 가장 낮은 피크 값을 무시하고, 그 다음으로 낮은 피크 값을 SBP로 결정한다. 전환 포인트의 크기의 특성 비율 0.7 ~ 0.9를 기준으로 전환 포인트 뒤 영역의 특성 비율간의 피크 값을 검출하고, 검출된 피크 값이 하나일 때는 이것을 DBP로 결정, 피크 값이 두 개 이상일 경우 가장 높은 피크 값을 무시하고, 그 다음으로 높은 피크 값을 DBP로 결정한다.



(a) 수축기 특성 비율을 이용한 SBP 검출



(b) 이완기 특성 비율을 이용한 DBP 검출

그림 6 특성 비율을 이용한 SBP, DBP 검출
Fig. 6 Detection of SBP and DBP using characteristic ratios

4. 실험 및 결과

개발된 혈압 측정 알고리즘의 신뢰성을 확인하기 위하여 기존 자동 혈압계 네 종류의 혈압 출력 값과 개발 알고리즘의 혈압 값을 측정하였고, 이를 비침습적 방법 중 정확하다고 알려진 수동 혈압계의 혈압 값과 비교해 보았다. 4종류의 혈압계는 다음 그림 7과 같다.



(a) HEM-642



(b) Tensoval



(c) HEM-1000



(d) FT-500



(e) 수은혈압계

그림 7 성능 비교 실험에 쓰인 혈압계

Fig. 7 Sphygmomanometers used in the performance test

또한 이들을 이용한 혈압 값 측정 결과 및 오차는 표 1에 나타내었다. 표에서는 수동 혈압계는 혈압 측정값을 나타내었고, 자동혈압계 및 본 연구에서 개발한 알고리즘의 경우에는 측정값과의 절대 오차를 나타내었다.

표 1 혈압 측정치의 결과

Table 1 Results of blood pressure detection

(단위 : mmHg)

피검자	수은혈압계		수동혈압계 (HEM-642)		팔뚝형 혈압계 (HEM-1000)		팔뚝형 혈압계 (FT-500R)		팔뚝형 혈압계 (Tensoval)		개발 알고리즘	
	SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP
KBK	132	82	127	74	129	79	140	80	128	85	131	80
KYS	122	80	128	88	130	78	156	82	125	76	120	77
DPH	120	80	129	81	120	69	118	71	128	80	120	68
YCO	112	74	114	75	122	73	109	65	111	71	123	81
PCH	122	83	121	80	122	74	139	81	125	89	119	81
KJK	114	72	136	82	113	59	113	67	116	75	111	69
NKI	124	68	124	70	126	62	124	67	128	68	124	65
CBH	142	80	140	91	139	76	140	76	148	96	142	79
JKS	122	68	125	76	124	66	122	65	121	74	123	64
KTY	122	69	130	72	133	67	135	73	134	70	121	67
JJ	104	74	125	82	108	65	109	60	108	72	108	58
PKH	112	68	112	70	109	57	127	59	106	67	115	63
OYA	98	60	116	74	108	68	97	59	95	63	108	59
WSR	98	60	107	67	106	58	99	59	96	61	106	60
KHS	112	74	104	54	107	51	112	59	120	74	109	57
AJH	112	64	115	68	111	62	102	67	118	74	114	64
JWR	114	64	102	64	105	66	102	57	103	72	106	67
평균	116.59	71.76	120.88	74.59	118.35	66.53	120.24	67.47	117.94	74.53	117.35	68.24
표준편차	11.22	7.49	10.88	9.08	10.76	7.83	17.19	8.41	14.20	8.92	10.03	8.34
회귀표본오차	-	-	8.75	7.86	5.72	6.54	11.24	5.61	5.68	5.29	4.54	6.16

실험에서 사용한 혈압계가 수동혈압 측정값과 비교하여 나타낸 SBP, DBP 오차의 평균값은 각각 손목형 혈압계 HEM-642의 경우 SBP ± 8.76 , DBP ± 6.47 , 팔뚝형 혈압계 HEM-1000의 경우 SBP ± 4.71 , DBP ± 6.41 , 팔뚝형 혈압계 FT-500R의 경우 SBP ± 7.29 , DBP ± 5.35 , 팔뚝형 혈압계 Tensoval의 경우 SBP ± 5 , DBP ± 4.59 의 평균 오차를 나타냄을 확인하였으며, 본 연구에서 개발한 알고리즘의 경우에는 SBP ± 3.35 , DBP ± 4.71 을 나타내어 오차가 가장 작음을 확인할 수 있었다.

또한 통계적인 의미를 확인하기 위해 회귀표본오차를 구하여 비교하였다. 회귀표본오차의 결과에서 SBP는 제안한 알고리즘이 오차가 가장 적은 것으로 나왔으며, DBP는 다른 팔뚝형 혈압계도 우수한 결과를 나타내었지만, 평균적으로는 제안한 알고리즘이 가장 우수함을 확인할 수 있다.

5. 결론

본 연구에서는 자동혈압계에 탑재 가능한 오실로메트릭 기반의 혈압 추정 알고리즘을 개발하고자 하였다. 이를 위해 자동 혈압계로부터 수집한 커프 신호를 전처리한 후 오실레이션 신호를 얻어 전환 포인트를 검출하고, 전환 포인트에서 특성 비율을 이용하여 SBP와 DBP를 검출한다. 실험과정에

서 얻은 결론은 다음과 같다.

비침습적 혈압측정법 중 비교적 정확하다고 알려진 수동 혈압계와의 혈압값 측정 성능의 비교를 해본 결과, 제안된 알고리즘이 4 종류의 자동혈압계보다 혈압의 평균 오차가 작아서 개발된 알고리즘의 신뢰성을 확인할 수 있었고, 이는 회귀표본오차를 구하여 비교한 통계분석에서도 제안한 알고리즘이 평균적으로는 가장 우수함을 확인할 수 있었다. 또한 동일한 피검자가 혈압 측정 환경을 항상 같게 해줄지라도 5 ~ 10 mmHg 정도의 혈압 차이가 나타나는데, 이는 피검자의 신체 상태에 따라 신호와 측정 혈압이 달라지기 때문일 것이다. 자동 혈압계중 팔뚝형 혈압계에서는 대체로 피검자의 팔뚝이 굵으면 혈압이 급격히 올라가는 현상이 나타날 수 있음을 확인하였다. 이는 사용자의 팔을 감싸주는 커프의 크기와 팔뚝의 굵기가 혈압 측정에 영향을 준다고 미루어 짐작할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

[1] H. Asada, A. Reisner, P. Shaltis, and D. McCombie, "Towards the development of wearable blood pressure sensors : A photo-plethysmograph approach using conducting polymer actuators", Int'l Conf. IEEE-EMBS, pp. 4156-4159, 2005.

[2] J. V. Edmond, M. Senbos, J. F. Crul, "Invasive vs non-invasive measurement of arterial pressure", Br J Anesth, vol. 57, pp. 434-444, 1985.

[3] J. I. Carr, J. M. Brown, Introduction to biomedical equipment technology, Prentice Hall, pp. 197-210, 1993.

[4] JCTB Moreas, M. Cerulli, PS. Ng, "Development of a new oscillometric blood pressure system", IEEE Computers in Cardiology Conf., pp. 467-470. 1999.

[5] JCTB Moreas, M. Cerulli, PS. Ng, "A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles", IEEE Computers in Cardiology Conf., vol. 27, pp. 211-214, 2000.

[6] G. M. Drzewiecki, R. Hood, and H. Apple. "Theory of the oscilometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios", Ann Biomed. Eng, vol. 22, pp. 88~96, 1994.

[7] S. S. Lim, K. J. Lee, "Analysis of Oscillometric Model based on Shape of Arterial Pressure", J. Biomed. Eng. Res., vol. 21, no.4, pp. 411~417, 2000.

[8] 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., vol. 10. pp. 271-280. 1983.

저 자 소 개



김 동 준 (金 東 浚)

1963년 4월 14일 생. 1988년 연세대학교 전기공학과 졸업, 1990년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사), 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박), 현재 청주대학교 이공대학 전자공학과 교수

Tel : 043-229-8460

Fax : 043-229-8461

E-mail : djkim@cju.ac.kr



김 영 수 (金 榮 洙)

2009년 청주대 전자정보공학부 졸업, 2011년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사), 2011년~현재 ㈜이티에이치 연구원

Tel : 031-8015-8575

Fax : 031-8003-9615

E-mail : fill99@nate.com