

## 동맥압 형태를 고려한 오실로메트릭 모델분석

임성수 · 이경중

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학연구소

(2000년 4월 12일 접수, 2000년 7월 19일 채택)

### Analysis of Oscillometric Model based on Shape of Arterial Pressure

S.S. Lim and K.J. Lee,

Dept. of Biomedical Eng., College of Health Science, Yonsei University.

Research Institute of Medical Engineering, Yonsei University

(Received April 12, 2000, Accepted July 19, 2000)

**요약** 본 연구에서는 시뮬레이션을 이용하여 동맥압 파형 형태에 대한 오실로메트릭 방법을 분석하고 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 새로운 알고리즘을 제시하였다. 동맥압 파형 형태에 대한 오실로메트릭 방법을 분석하기 위해 동맥압 파형 형태를 쉽게 기변할 수 있는 동맥압 모델을 만들었으며 기존의 정적인 동맥 압력-용적 지수함수 모델을 이용하여 오실로메트릭 모델의 구현 및 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 동맥압 파형 형태와 보편화된 혈압 검출 기준인 특성비율과의 상관관계 분석을 통하여 동맥압 파형 형태와 맥압의 영향 때문에 특성비율이 수축기압과 이완기압을 결정하는 유일한 기준이 될 수 없음을 밝혔으며, 동맥압 파형 형태와 오실레이션 파형 형태의 상관관계 분석을 통하여 오실레이션 파형으로부터 동맥압 파형 형태를 추정할 수 있는 방법을 제시하였다. 최대 크기 오실레이션 파형과 동맥압 파형의 관계로부터 맥압을 구할 수 있는 맥압 표를 구성하여 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 혈압 검출 알고리즘을 제시하였으며 그 결과 수축압, 이완압, 평균압의 절대편차 평균값은 각각 1.62%, 2.40%, 2.20%를 얻었다. 결론적으로 제안된 알고리즘은 정확한 혈압검출을 위한 유용 가능성을 보였다.

**Abstract** : This paper describes the analysis of the oscillometric method based on the shape of arterial pressure and proposal of a new algorithm for estimating the blood pressure by computer simulation.

In the first step the arterial pressure model which is able to control the shape of arterial pressure was designed and then we simulated the oscillometric model using both the existing exponential model showing the static arterial pressure-volume relation and the designed arterial pressure model. By analyzing the correlation of characteristic ratio based on the shape of arterial pressure, we could find that the characteristic ratio was not the only standard parameter for estimating systolic and diastolic pressure. We were able to estimate the shape of arterial pressure by computing the correlation of arterial pressure shape with oscillation shape. Finally we proposed an algorithm which is able to estimate systolic and diastolic pressure according to pressure(Pp) table constructed from the relation of maximum amplitude of oscillation and arterial pressure shape. We tested 60 arterial pressure waveforms having various arterial pressure shape and pulse. As a results, the absolute deviation average values of the estimation of systolic, diastolic and mean pressure were 1.62%, 2.40% and 2.20%, respectively. In conclusions, the proposed algorithm showed the possibility of usefulness in estimating the blood pressure.

**Key words** : Oscillometric model, Arterial pressure shape, Characteristic ratio

## 서 론

혈압검출을 위한 비관혈적 혈압측정(non-invasive blood pressure : NIBP) 방법은 몇 십년동안 실제 임상에 많이 이용

되어 왔으며, 최근에는 심혈관계 질병, 특히 고혈압 진단에 중요한 역할을 하고 있다. 대부분의 비관혈적 혈압측정은 Korotkoff sound를 판별하여 혈압을 검출하는 청진 방법(auscultatory method)[1]과 팔에 감긴 커프에서 발생하는 오실레이션 크기들로부터 검출하는 오실로메트릭 방법(oscillometric method)에 의해 이루어지고 있다. 그러나 자동적이고 이동적인 혈압측정장치에는 특별한 변환기나 마이크로폰이 필요없는 오실로메트릭 방법이 가장 많이 쓰이고 있다[2].

통신저자 · 이경중, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 메지리 234

Tel.(033)760-2433, Fax. (033)762-5985

E-mail. kilee@dragon.yonsei.ac.kr

1876년에 Marey에 의해 처음 제시된 오실로메트릭 방법[3]에서 평균압 검출은 커프에 발생하는 오실레이션의 크기가 최고치에 달할 때의 커프압을 평균압으로 추정하는 Maximum Amplitude Algorithm를 가장 많이 이용한다[4-6]. 이는 커프압이 동맥압의 평균압과 같을 때 동맥혈관 벽의 compliance가 최대가 되기 때문에 동맥압 변화에 대한 동맥혈관의 용적변화가 최대가 되어 커프의 오실레이션의 크기도 최고가 된다[4,7].

청진기법을 기준으로 최대크기 오실레이션과 수축기압과 이완기압을 분석한 Geddes[5]는 수축기압과 이완기압에서 발생하는 각각의 커프 오실레이션 크기와 최고 커프 오실레이션 크기 사이에 특정한 비율, 즉 특성비율(characteristic ratio : CR)이 존재한다고 하였으며 개와 인간의 실험을 통해 최대 오실레이션 크기의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션에 수축기압이 추정되고, 최대 오실레이션 크기의 75~80%일 때 이완기압이 추정됨을 제시하였다. 그러나 특성비율은 사람에 따라 10~20%의 변동성이 있는데[5] 이는 다양하고 생체역학적인 요소, 즉 커프의 외형적 특성과 튜브, 동맥-팔 커프 압력전달 특성, 동맥혈관 벽의 점탄성 특성, 동맥압 파형 모양과 크기 등에 의해 상당히 큰 영향을 받는다[8] Forster와 Turney[9]는 오실로메트릭 모델을 만들어 평균압, 수축기압, 이완기압을 결정하는 여러 가지 파라미터를 분석하였다 그들은 오실로메트릭 파형의 절정치를 이용하여 평균 동맥압을 추정할 수 있다는 결론을 내렸으나, 수축기압과 이완기압에서의 특성비율은 동맥압 파형 형태와 동맥 compliance에 의해 강한 영향을 받는다고 하였다. 하지만 현재 상용화된 오실로메트릭 혈압측정 장치들은 특성비율을 이용하여 수축기압, 이완기압을 검출하고 있다[10,11]

동맥압 파형 형태에 의해 특성비율이 강한 영향을 받음에도 불구하고 기존의 오실로메트릭 모델링 연구에서는 동맥압 파형 형태에 대한 연구가 거의 없었다. 따라서 본 논문에서는 기존의 오실로메트릭 모델을 이용하여 동맥압 파형 형태변화에 따른 오실로메트릭 방법을 분석하고자 한다. 이를 위해 동맥압 파형 형태를 변화할 수 있는 동맥압 모델을 구성하고, 기존의 정적인 동맥 압력-용적 지수함수 모델을 이용하여 동맥압 파형 형태에 따른 특성비율의 영향을 분석하였으며, 오실레이션 파형으로부터 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 알고리즘을 제시한다.

## 오실로메트릭 모델

### 1. 오실로메트릭 방법(Oscillometric method)

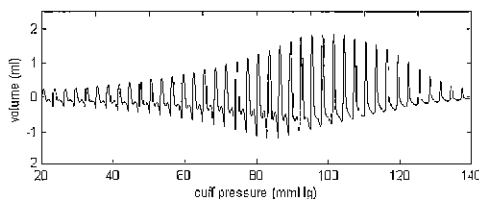
팔을 느린 커프에 압력을 가하면 커프압에 따라 동맥혈관 용적의 맥동(arterial pulse)이 그림 1(a)와 같이 특정한 패턴의 오실레이션들이 발생하며 커프에 유기된다 오실로메트릭 방법에서는 커프에 유기된 오실레이션들 중에 최대 크기 오실레이션에 해당하는 커프압을 평균압으로 추정한다.

그림 1(b)는 커프에 유기된 오실레이션들의 크기와 커프압과의 관계를 나타낸 것으로 오실로메트릭 파형(또는 envelope curve)이라 하며,  $P_s$ 는 수축기압,  $P_d$ 는 이완기압,  $P_m'$ 은 추정된 평균압,  $AP_m'$ 은 최대 오실레이션 크기,  $AP_d$ 는 이완기압 오실레이션 크기,  $AP_s$ 는 수축기압 오실레이션 크기를 나타낸다. 특성비율(CR)은 수축기압과 이완기압에서 발생하는 각각의 커프 오실레이션 크기와 최대 오실레이션 크기의 비율로써 수축기압과 이완기압의 특성비율( $CR_s$ ,  $CR_d$ )은 식(1)로 나타낸다.

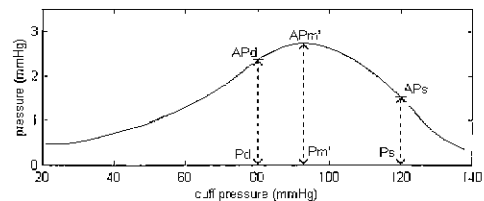
$$CR_s = \frac{AP_s}{AP_m'}, \quad CR_d = \frac{AP_d}{AP_m'} \quad (1)$$

### 2. 동맥압 파형 모델

동맥압  $P_a$ 는 수축기압, 이완기압, 평균압  $P_m$ 으로 구성되며 평균압은 식(2)와 같이 한주기  $T$ 에 대한 동맥압 면적이기 때문에 동맥압 형태에 의존한다. 동맥압 파형 형태를 정량화하기 위하여 동맥압 형태 인덱스  $k$ 를 식(3)과 같이 정의한다[12].  $k$ 는 맥압(pulse pressure)  $P_p$ 에 대해서 평균압이 차지하는 비중을 나타내며 동맥압 파형 형태를 정량화할 수 있는 하나의 파라미터이다 그림 2는 개의 동맥압 파형을 나타낸 것으로 파형 형태와  $k$ 의 관계를 설명하고 있다[12].  $k$ 가 0.22인 파형은 평균압이 맥압의 22%를 차지하며,  $k$ 가 0.44인 파형은 평균압이 맥압의 44%를 차지하고 수축기압과 이완기압의 기울기가  $k=0.22$ 에 비해 작다. 또한 수축기압과 이완기압이 같아도  $k=0.22$ 에 비해  $k=0.44$ 의 평균압이 크다.



(a)



(b)

그림 1 (a)커프압에 따른 동맥혈관의 용적 (b)오실로메트릭 파형

Fig 1. (a) Change of artery volume with respect to cuff pressure (b) Oscillometric waveform

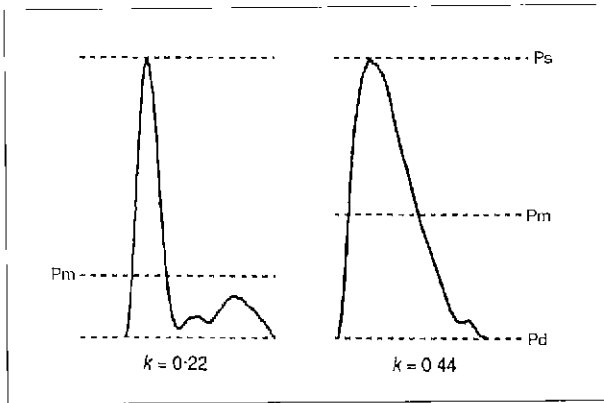


그림 2. 동맥압 형태 인덱스 k[12]  
Fig 2. Arterial pressure morphology index k

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P_a(t) dt \quad (2)$$

$$k = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} = \frac{P_m - P_d}{P_b} \quad (3)$$

기존 동맥압 모델은 푸리에 시리즈를 이용하여 구성하지만 파형의 형태를 가변하는데 어려움이 있다[1,8]. 본 연구에서는 동맥압 파형 형태변화에 따른 오실로메트릭 방법을 분석하기 위해 수축기압, 이완기압 뿐만 아니라  $k$ 를 쉽게 가변할 수 있는 동맥압 파형 모델을 만들었다. 그림 3은 설계한 동맥압 파형 모델로 파형은 지정된 pt1, pt2, pt3, pt4 점들을 지나는 periodic cubic spline curve를 이용하여 설계하였으며 샘플링율은 200샘플/초로 하였다.  $x$ 축상의  $T$ 는 주기를 나타내며, pt1과 pt2는 각각 이완기압과 수축기압을 결정하고, pt3와 pt4는 파형의 모양을 지칭한다.  $k$ 를 가변하기 위해서 4점들의 간격 및 pt3과 pt4의 높이를 조정하였다. 이와같이 구성된 동맥압의 평균압  $P_m$ 은 식(2)를 이용하여 구하였으며,  $k$ 는 식(3)을 통해 구했다. 그림 3의 모델은 수축기압, 이완기압, 평균압은 각각 125mmHg, 80mmHg, 94.4mmHg이고  $k$ 는 0.32이다.

3. 오실로메트릭 모델 및 시뮬레이션

동맥-조직-커패시터의 1차원 모델을 이용한 초기 오실로메트릭 모델은 최대 크기 오실레이션 지점의 커패시터가 평균압과 일치하는 것을 수학적 모델과 실험적 모델을 통해 제시하였으며 [13]. Forster와 Turney[9]는 지수적으로 변하는 동맥혈관 부피-압력 특성곡선과 collapse된 동맥형태를 갖는 지수함수 모델을 제시하여 특성비율은 수축기압과 이완기압을 정확히 결정할 수 없다는 것을 보여주었다. Gizudhch[14]는 동맥 압력-용적관계를 arc-tangent 함수로 모델화하였으며, 최근에는 커패시턴스, 커패시터-조직-동맥에 이르는 압력전달특성, 집진성을 가지는 동맥 특성 등을 고려한 자세한 모델들이 제시되었다 [8,15,16].

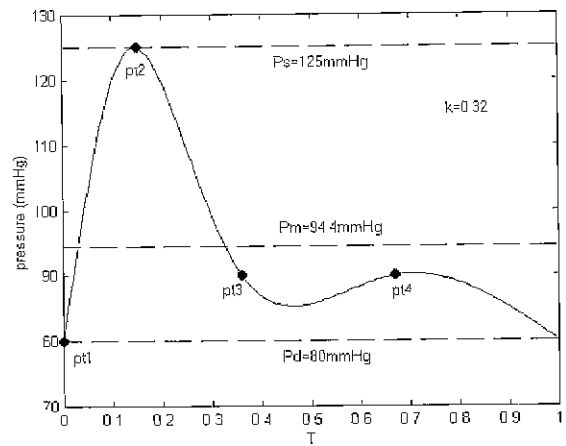


그림 3. 동맥압 파형 모델  
Fig 3. Arterial pressure waveform model

본 연구에서는 모델의 단순화를 위해 커패시터 조직의 특성을 고려치 않고 정적인 관계를 갖는 동맥 압력-용적 지수함수 모델을 식(4)와 같이 선택하였다. 이는 동맥이 탄성(elastic)과 점탄성(visco-elastic)의 동적인 특성을 가지지만, 종합적인 특징은 정적인 압력-용적 특성을 갖기 때문이다[9,14,17,18]. 여기서  $a$ 와  $b$ 는 지수계수이고, transmural pressure  $P_t$ 는 혈관 내부와 외부의 압력차로 정의되며,  $V$ 는 특정한  $P_t$ 에서의 혈액량,  $V_0$ 는 동맥이 unload( $P_t=0$ )일 때의 혈액량,  $V_{max}$ 는 동맥이 충분히 팽창하였을 때의 혈액량이다. 그림 4(a)는 모델의 압력-용적 곡선으로  $V_{max}=4ml$ ,  $V_0=1ml$ ,  $a=0.09mmHg^{-1}$ ,  $b=-0.03mmHg^{-1}$ 로 정했을 때의 파형이며  $V_{max}$ ,  $V_0$ ,  $a$ ,  $b$ 의 값은 사람 손가락의 혈액량과 계수이다[18]. 식(4)의 1차 도함수는 정적 동맥 compliance가 된다. 그림 4(b)는 이 모델의 compliance를 나타낸 것으로  $P_t$ 가 0mmHg일 때 최대가 되는 것을 볼 수 있다.

$$V = \begin{cases} V_0 e^{aP_t}, & \text{for } P_t \leq 0 \\ V_{max} + (V_0 - V_{max}) e^{bP_t}, & \text{for } P_t \geq 0 \end{cases} \quad (4)$$

외부에 커패시터 압  $P_c$ 가 가해질 때  $P_t$ 는 식(5)로 표현되며, 시뮬레이션에서는  $P_c$ 를 0mmHg에서 150mmHg까지 초당 1mmHg씩 150초 동안 증가를 시켰다. 그림 5(a)는 모델의 출력인 혈액량 오실레이션 파형이다. 오실로메트릭 파형을 얻기 위해 256계수를 갖는 Hamming window 이용하여 0.3Hz 차단 주파수를 갖는 FIR 고역통과필터를 취하였으며 필터링한 결과는 그림 5(b)와 같다[8].

$$P_t = P_a - P_c \quad (5)$$

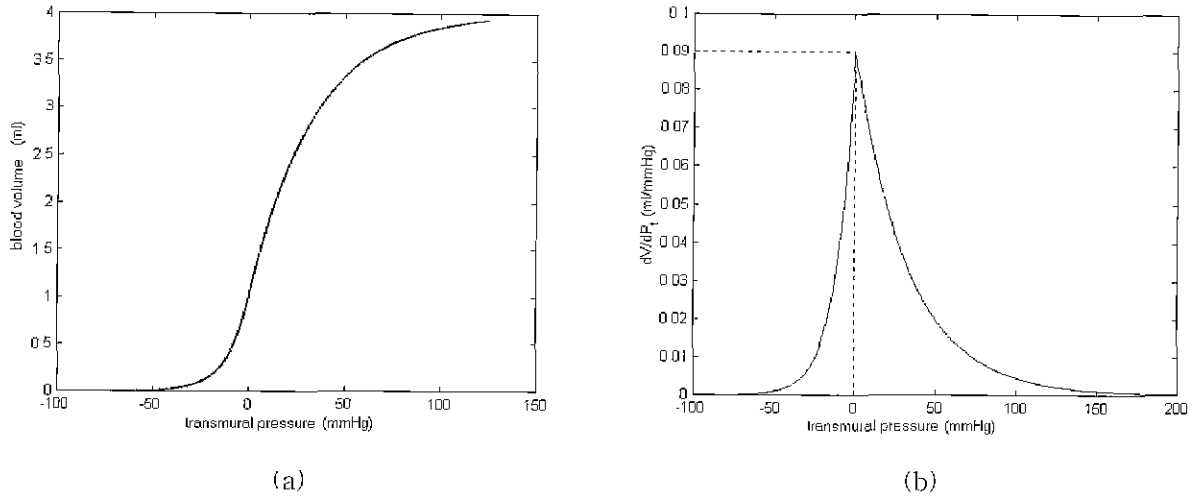


그림 4 (a)모델의 압력-용적 곡선 (b)compliance 곡선  
 Fig 4. (a) Pressure-volume relationship of model (b) Compliance of model

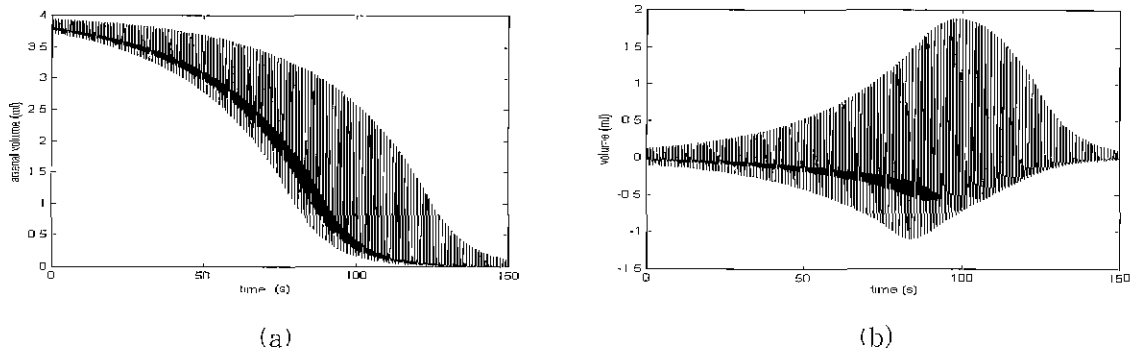


그림 5. (a)출력 오실레이션 파형 (b)고역필터를 통과시킨 오실레이션 파형  
 Fig 5. (a) Output oscillation (b) High-pass filtered oscillation waveform

### 시뮬레이션 분석 및 고찰

#### 1. 분석 방법

맥압을 변화시킨 6종류(35mmHg~60mmHg, 5mmHg 간격으로 증가시켜가며 얻음)와  $k$ 를 변화시킨 12종류(0.22~0.44, 0.02 간격으로 증가시켜가며 얻음), 총 72개의 동맥압을 동맥압 모델을 통해 만들었으며 입력변수들  $P_m, P_s, P_d, P_p, k$  등과 시뮬레이션을 통하여 나온 출력변수  $P_m', AP_m', AP_s, AP_d, CR_s, CR_d, k'$  등과의 관계를 분석하였다.

#### 2. 특성비율

그림 6은 시뮬레이션을 통해 나온 72개의 출력 데이터를 통

해 각각의  $P_p$ 에서  $k$ 에 대한  $CR_s$ 와  $CR_d$ 의 변화를 나타낸 것으로 특성비율  $CR$ 이 맥압과 동맥압 모양( $k$ )에 의해 영향을 받으며, 특히 맥압에 강한 영향을 받는다 이는 기존 연구결과와 같으며, 결국 고정된 특성비율을 이용한 수축기압과 이완기압 검출은 많은 오차를 내포하기 때문에 동맥압의 모양과 맥압을 고려한 혈압 검출이 필요하다.

#### 3. 동맥압 파형의 추정

본 연구에서는 동맥압 파형 형태를 최대 크기 오실레이션 파형으로부터 추정하였다. 오실레이션은 동맥압 박동으로부터 발생하기 때문에 오실레이션 파형과 동맥압 파형은 높은 상관관계를 갖는다. 시뮬레이션을 통하여 모델의 출력에 나타나는 각각의 한 주기 오실레이션 파형들과 입력 동맥압 파형의 상관관계를 분석한 결과 최대크기 오실레이션 파형과 동맥압 파

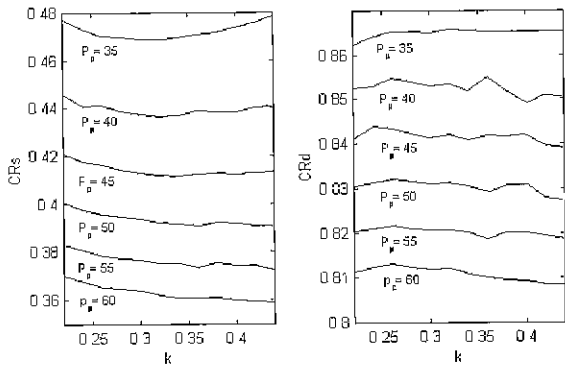


그림 6. 각각의 맥압에서  $k$  에 대한  $CR_s$ 와  $CR_d$   
 Fig 6.  $CR_s$  and  $CR_d$  of  $k$  for each pulse

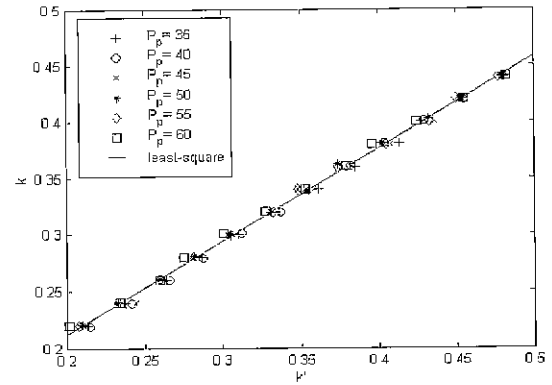


그림 8  $k'$ 와  $k$ 의 관계  
 Fig 8 Relation of  $k'$  and  $k$

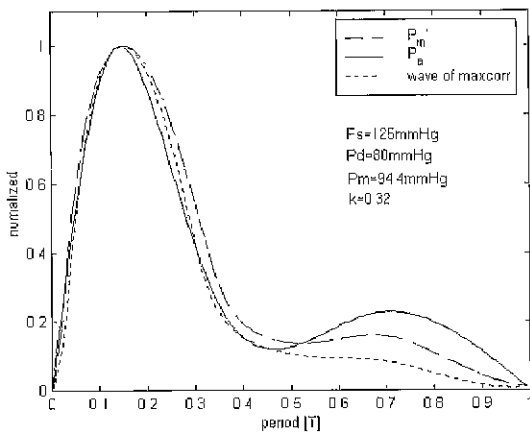


그림 7. 동맥압과 오실레이션 파형 비교  
 Fig 7. Comparison of arterial pressure with oscillation waveform

형의 상관계수는 0.9841로 나타났으며, 최고 상관계수 값인 0.9852에 비해 0.1%작았다. 그림 7은 최대 상관계수를 갖는 오실레이션 파형과 최대 크기 오실레이션 파형 그리고 동맥압 파형을 비교한 것이며 최대 크기 오실레이션 파형 shape index  $k'$ 는 식(3)과 유사한 방법으로 구한다.

동맥압 파형  $k$ 는 최대 크기 오실레이션 파형  $k'$ 로부터 추정할 수 있다. 표1은 각 맥압에서  $k$ 와  $k'$ 의 상관계수값으로  $k$ 와  $k'$ 의 상관관계가 거의 1에 가깝다 이는 최대 크기 오실레이션 파형과 동맥압 파형이 높은 상관관계를 가지기 때문이다. 그림 8의 각 도형들은 72개 데이터  $k'$ 에 대응되는  $k$ 를 표시한 것으로 선형적인 특성을 가지며, least mean square 1

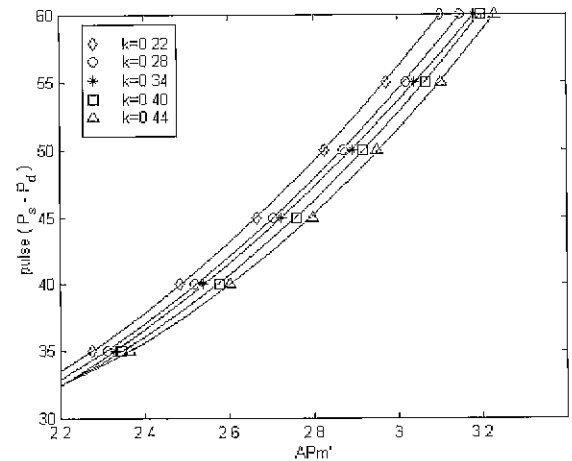


그림 9.  $k$ 의 변화에 따른 맥압과  $AP_m'$ 의 관계  
 Fig 9 Relation of pulse and  $AP_m'$  for various values of  $k$

차 선형방정식은 식(6)으로 표현된다.  $m$ 과  $n$ 은 각각 0.8189, 0.048이며  $k$ 의 평균오차는 0.8%이다.

$$k = m k' + n \tag{6}$$

4. 맥압과  $k$  및 최대 오실레이션 크기의 관계

그림 9는  $k$ 에 따른 최대 오실레이션 크기( $AP_m'$ )와 맥압과의 관계를 나타낸 것으로  $AP_m'$ 이 클수록 맥압도 커지는 반면,  $k$ 가 증가할수록 맥압은 작아짐을 알 수 있다. 그림에서 알 수

표 1. 각 맥압에서  $k$ 와  $k'$ 의 상관계수  
 Table 1. Correlation coefficient for  $k$  and  $k'$  for each pulse

$P_p$	35	40	45	50	55	60
상관계수	0.9996	0.9993	0.9987	0.9995	0.9994	0.9990

표 2. 그림 9에 대한  $k$ 와  $AP_m'$ 에 대응하는 맥압( $P_p$ ) 표

Table 2. Value of parameters for Fig 9

$AP_m'$ \ $k$	0.22	0.28	0.34	0.49	0.44
2.2	33.5049	32.8649	32.3425	32.4195	32.4353
2.3	35.5733	34.8423	34.3756	34.1294	33.9229
2.4	37.8579	37.0255	36.5867	36.0753	35.6654
2.5	40.3587	39.4145	38.9758	38.2572	37.6630
2.6	43.0756	42.0094	41.5428	40.6750	39.9155
2.7	46.0087	44.8101	44.2879	43.3289	42.4231
2.8	49.1581	47.8166	47.2110	46.2188	45.1856
2.9	52.5236	51.0289	50.3121	49.3446	48.2031
3.0	56.1053	54.4471	53.5913	52.7065	51.4756
3.1	59.9031	58.0711	57.0484	56.3043	55.0031
3.2	63.9172	61.9009	60.6835	60.1381	58.7855
3.3	68.1475	65.9365	64.4967	64.2079	62.8230
3.4	72.5939	70.1780	68.4878	68.5138	67.1155

있듯이 맥압  $P_p$ 는  $k$ ,  $AP_m'$ 의 함수로 정의할 수 있으며 결국 식(7)과 식(8)을 통하여 수축기압과 이완기압을 얻을 수 있다. 그러나  $k$ ,  $AP_m'$ 와  $P_p$ 의 관계식을 특정한 함수로 표현하기 어렵기 때문에 본 연구에서는 표2와 같이  $k$ 와  $AP_m'$ 에 대응하는 맥압( $P_p$ ) 표를 구성하였다.  $P_p$  표는 그림 9에서 각각의  $k$ 에 대응하는 도형들을 2차 least-square polynomial regression을 이용하여  $AP_m'$ 이 2.2에서 3.3까지 0.1간격씩의 데이터를 만들어 구성하였다.

$$P_d = P_m - kP_p \quad (7)$$

$$P_s = P_p + P_d \quad (8)$$

5. 동맥압 파형을 고려한 혈압검출 알고리즘

본 연구에서는 상기의 시뮬레이션 결과를 종합하여 그림 10과 같은 혈압검출 알고리즘을 제시하였다.  $P_c$ 를 증가시키면서 최대크기 오실레이션을 검출하며 이때의  $P_c$ 는 추정 평균압  $P_m'$ 이 된다. 최대크기 오실레이션 파형으로부터  $AP_m'$ ,  $k$ 를 검출하여 식(6)과 맥압( $P_p$ ) 표를 이용하여 맥압을 구한 후 식(7)과 식(8)에 의해 수축기압과 이완기압을 검출한다.

동맥압 파형모델로 만든 60개의 동맥압을 시뮬레이션하여 맥압, 평균압, 수축기압, 이완기압을 검출하였다. 각각의 오차는 최대 5.91%, 6.85%, 4.86%, 8.16%이며 평균 오차는 0.80%, 2.02%, 1.62%, 2.4%를 나타냈다. 구현한 오실로메트릭 모델은 동맥혈관의 정적 특성만을 고려했기 때문에 앞으로 혈관의 동적특성에 의한 동맥압 파형과 오실레이션 파형의 상관관계 연구가 필요하다. 또한 팔조직-커프의 특성을 고려한 종합적인 모델 구현을 통해 동맥혈관에 발생하는 오실레이션이 커프에 전달되는 특성연구가 필요하다 제시한 혈압 검출하는 알고리

즘을 실제로 구현하기 위해서는 동맥압의 맥압을 결정짓는 동맥압 파형 형태, 맥압 및 최대 크기 오실레이션의 관계를 밝히기 위한 연구가 필요하다.

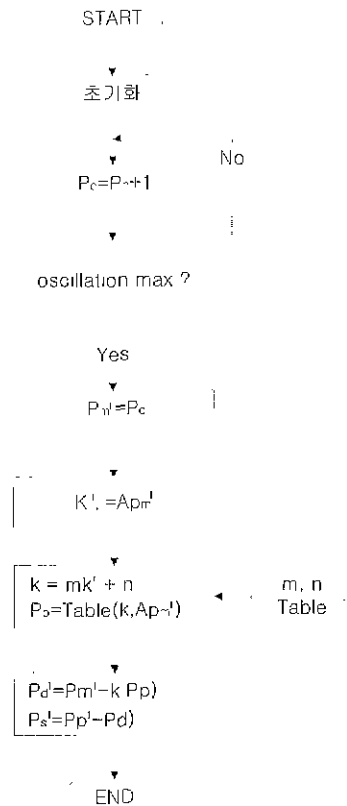


그림 10. 오실레이션 파형을 이용한 혈압추정 알고리즘 흐름도  
Fig 10. Flowchart of blood pressure estimation algorithm using oscillation waveform

결 론

본 연구에서는 기존의 오실로메트릭 모델을 이용하여 동맥압 파형 형태 변화에 대한 오실로메트릭 방법을 분석하였다.

1. 고정된 특성비율을 이용한 수축기압과 이완기압의 검출은 부적합하며, 동맥압 파형 형태와 맥압을 고려하여 수축기압과 이완기압을 검출하는 것이 타당하다는 것을 모델링 분석을 통하여 밝혔다.
2. 오실레이션 파형으로부터 농맥압 파형 형태를 추정할 수 있는 근거를 제시하였고, 모델링을 통해 동맥압 파형 형태, 맥압과 최대 오실레이션 크기와와의 관계를 밝혔다.
3. 또한 이 관계를 이용하여 오실레이션 파형으로부터 혈압을 검출 할 수 있는 알고리즘을 제시하였으며 혈압을 추정하는데 유용한 가능성을 보였다.

참 고 문 헌

1. G. M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The Korotkoff sound", Ann. Biomedical Eng., Vol. 17, pp. 325-359, 1989
2. K. G. Ng and C. F. Small, "Survey of automated non-invasive blood pressure monitors", J. Clin. Eng., Vol. 19, pp. 452-487, 1994
3. E. J. Marey, "Pression et vitesse du sang", Physiologie Experimentale Masson, Paris, Vol. 2. ch. VIII, pp. 307-343, 1876
4. J. A. Posev, L. A. H. Williams and A. G. Moore, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure: Part I", Cardiovasc. Res. Center Bull., Vol. 8, pp. 15-25, 1969
5. 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, 1982
6. G. Vachtsevanos, C. Kalaitzakis, N. Papamarkos, G. Ziakas, K. Economou and K. Gemitzis, "Correlation study of arterial blood pressure level to the amplitude of the pressure pulse waveform" J. Biomed. Eng., Vol. 6, pp. 33-39, 1984
7. G. Drzewiecki, R. Hood, and H. Apple, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios", Ann. Biomed. Eng., Vol. 22, pp. 88-96, 1994

8. M. Ursino and C. Cristalli, "A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 43, pp. 761-778, 1996
9. F. K. Forster and D. Turney, "Oscillometric determination of diastolic, mean, and systolic blood pressure. A numerical model", ASME J. Biomech. Eng., Vol. 108, pp. 359-364, 1986
10. W. T. Link, "Apparatus and process for producing sphygmometric information" US Patent 3,903,872, 1975
11. H. Shimazu, H. Ito, H. Kobayashi and K. Yamakoshi, "Idea to measure diastolic arterial pressure by volume oscillometric method in human fingers". Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 24, pp. 549-554, 1986
12. P. D. Baker, D. R. Westenskow and K. Kuck, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimation mean blood pressure", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 35, pp. 271-278, 1997
13. G. W. Mauck, C. R. Smith, L. A. Geddes, and J. D. Bourland, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure: Part II". ASME J. Biomech. Eng., Vol. 102, pp. 28-33, 1980
14. P. Gizdulich and K. H. Wesseling, "Forearm arterial pressure-volume relationships in man", Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 9, pp. 123-132, 1988
15. M. Ursino and C. Cristalli, "Mathematical modeling of noninvasive blood pressure estimation techniques-Part I: Pressure transmission across the arm tissue", J. Biomech. Eng., Vol. 117, pp. 107-116, 1995
16. M. Ursino and C. Cristalli, "Mathematical modeling of noninvasive blood pressure estimation techniques-Part II: Brachial Hemodynamics", J. Biomech. Eng., Vol. 117, pp. 117-125, 1995
17. H. H. Hardy and R. E. Collins, "On the pressure volume relationship in circulatory elements", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 20, pp. 565-570, 1982
18. S. Sun, "New approaches to the noninvasive determination of arterial blood pressure and compliance profile" Ph.D. dissertation, University of Utah, Salt Lake city, USA, 1989