

혈압측정시 가압 단계에서 목표압력 및 측정 종료압력 추정

오홍식¹, 이종실¹, 김영수², 신동범¹, 김인영¹, 지영준¹
¹한양대학교 의용생체공학과, ²한양대학교 의과대학 신경외과

Estimation of Target and Completion Pressure during the Cuff Inflation Phase in Blood Pressure Measurement

Hong-Sic Oh¹, Jong-Shill Lee¹, Young-Soo Kim², DongFan Shen¹, In-Young Kim¹, Young-Joon Chee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

²Department of Neurosurgery, College of Medicine, Hanyang University, Seoul, Korea

(Received July 4, 2008. Accepted August 18, 2008)

Abstract

In blood pressure measurement, the oscillometric method detects and analyzes the pulse pressure oscillation while deflating the cuff around the arm. For its principle, one has to inflate cuff pressure above the subject's systolic pressure and deflate below the diastolic pressure. Most of the commercialized devices inflate until the fixed target pressure and deflate until the fixed completion pressure because there is no way to know the systolic and diastolic pressure before measurement.

Too high target pressure makes stress to the subject and too low target pressure makes big error or long measurement time because of re-inflation. There are similar problems for inadequate completion pressure. In this study, we suggest new algorithm to set proper target and completion pressure for each subject by analyzing pressure waveform while inflating period.

We compared our proposed method and auscultation method to see the errors of estimation. The differences between the two measurements were -4.02 ± 4.80 mmHg, -10.50 ± 10.57 mmHg and -0.78 ± 5.17 mmHg for mean arterial pressure, systolic pressure and diastolic pressure respectively. Consequently, we could set the target pressure by 30 mmHg higher than our estimation and we could stop at 20mmHg lower than our estimated diastolic pressure. Using this method, we could reduce the measurement time.

Key words : blood pressure, oscillometric, Inflation, non-invasive blood pressure measurement

1. 서론

혈압 압은 심장에서 신체 각 조직에 혈액을 보내기 위한 수축 및 이완 과정에서 혈관 벽에 가해지는 압력이다. 비침습적 혈압의 측정은 1896년 Riva-Rocci에 의해 소개된 이후 1905년 Korotkoff에 의한 수정을 거쳐 Geddes 및 Ramsey 등에 의해 개선된 MAA (Maximum Amplitude Algorithm)법까지 다양한 방법이 개발 되어 왔다.[1-3].

자가 및 자동 혈압 진단은 점차 다양하고 세분화 되어가는 심혈관 질환에 대한 정확한 진단과 철저한 관리를 위해 24시간 및 자택에서 혈압을 측정 할 수 있는 방법이다. 그러나 부정확한 혈압의 측정은 부정확한 혈압판정에 그치는 것이 아니라 불필요한 치료와

부적절한 관리를 초래하여 많은 정상인들의 건강에 나쁜 영향을 줄 수 있다.[4,5].

비침습적 자동 혈압진단에 있어 가장 많이 사용되는 오실로메트릭법(Oscillometric Method)의 경우 공기를 채우고 뺄 수 있는 커프를 필요로 한다. 커프는 피험자의 수축기혈압(SBP, Systolic Blood Pressure) 이상으로 가압되어 혈류를 차단하고 이완기혈압(DBP, Diastolic Blood Pressure) 이하로 낮추어 혈관을 개방하는데 이용 되지만, 수축기혈압과 이완기혈압은 모두 측정 이후에 알 수 있는 수치이다. 따라서 대부분의 자동 혈압 측정장비는 일괄적으로 설정된 압력까지 가압한 후, 배기 알고리즘에 따라 선형이나 계단식 방법으로 측정 종료압력까지 배기 하는 방법을 사용한다.

이와 같은 방법은 불필요하게 높거나 필요로 하는 수치 이하로 낮은 가압 과 측정종료 목표치로 인하여 피험자에게 불필요한 고통과 자극이 있을 수 있으며 유효 데이터를 일부 취하지 못할 우려가 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 가압도중 혈압을 측정하는 방법이 개발되고 있지만[6], 가압도중의 혈압측정은 유효 데이

Corresponding Author : 이종실

서울특별시 성동구 행당동 17 한양대학교 의용생체공학과 우)133-791

Tel : +82-2-2220-0698 / Fax : +82-2-2296-5943

E-mail : netlee@bme.hanyang.ac.kr

본 연구는 한국과학재단에서 지원하는 우수연구센터사업 생체계측 신기술 연구센터(ERC)의 2008년도 연구과제 지원에 의한 결과입니다.

(R11-2001-094-05004-0)

터가 적거나 가압을 위한 펌프의 동작과 같은 잡음 요인으로 정확한 측정이 어려운 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 기존의 자동 혈압장치에 적용하기 위하여 가압단계에서 평균동맥압(MAP, Mean Arterial Pressure), 수축기혈압, 이완기혈압의 추정을 통해 피험자 개개인에 맞는 가압 및 측정 종료 압력을 추정하는 알고리즘을 제안하였다.

II. 혈압 측정 시스템의 구성 및 제어

A. 시스템 구성

시스템은 계단식 감압방법을 사용한 비침습적 자동 혈압 측정장비를 기초로 하여 가압시 혈압측정 알고리즘을 추가하여 제작되었으며 시스템의 구성은 그림 1과 같이 이루어진다.

커프에서 전해진 압력 데이터는 에어튜브를 통해 압력센서로 전달되어 온도가 보상된 전압값으로 변환이 된 후 외장형 아날로그-디지털 변환기에서 75Hz의 샘플링율로 디지털 변환되어 SPI (Serial Peripheral Interface)통신을 통해 마이크로 컨트롤러(MCU)로 전송이 된다. 마이크로 컨트롤러는 내장된 알고리즘에 따라 가압 단계에서는 펄스폭변조(PWM, Pulse Width Modulation) 구동을 통해 펌프를 제어하여 커프를 가압하고, 측정중이거나 밸브의 조절이 필요할 때에는 디지털-아날로그 변환을 통해 솔레노이드 밸브를 개폐하여 커프의 압력을 조절한다.

측정된 데이터는 펌웨어의 연산에 따라 마이크로 컨트롤러인 MSP430F1611(Texas Instrument, U.S.) 내부에서 0.001mmHg 단위로 단위 변경되어 저장된다.

B. 가압속도 조절을 위한 펄스폭변조 구동

커프 크기 및 이미 가압된 정도에 따라 감소하는 시간당 가압 양의 차이를 보완하며 가압 속도의 조절을 통해 더욱 많은 유효 데이터를 얻기 위하여 펌프를 1주기 50kHz, 듀티비 (Duty Ratio) 19~30%의 변화를 갖는 펄스폭 변조 방식으로 구동하였다. 최초 장착된 커프의 확장을 위하여 35mmHg까지는 듀티비 30%의 급속 가압을 행하고 이후 19~30%로 조정하며 일정한 상승폭을 갖는 가압을 하도록 하였다.

그림2는 수축기혈압 120mmHg, 이완기혈압 80mmHg, 75회

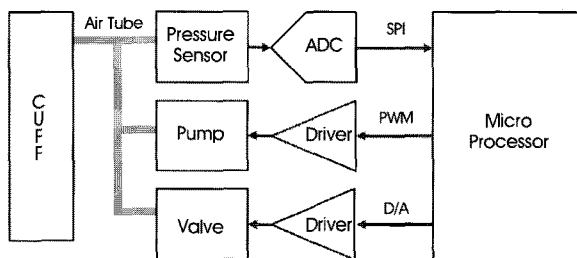


그림 1. 혈압 측정 장치의 구조도.
Fig. 1. System configuration of blood pressure measurement

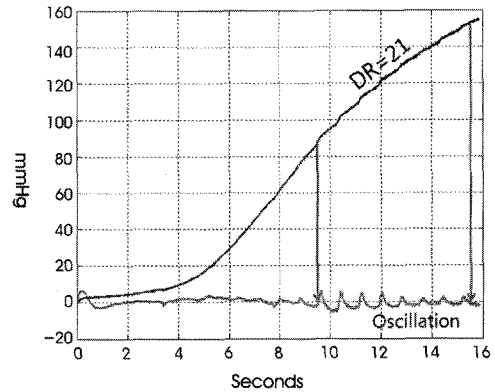


그림 2. PWM구동시 Duty Ratio에 따른 가압 곡선의 변화
Fig. 2. Inflation curve variation by duty ratio in PWM driving

의 맥박일 때 듀티비 21로 펄스폭 변조 구동시 가압곡선의 변화와 맥파를 보여주고 있다.

III. 혈압 추정 알고리즘

그림 3은 제안한 알고리즘의 전체 흐름도이다. 가압을 시작한 이후 35mmHg까지의 구간은 접혀진 커프의 팽창을 위해 급속 가압을 하고, 35mmHg이상의 구간에서 펄스폭 변조를 사용하여 커프 압의 상승 속도를 조절하며 맥박과 맥압을 측정하여 평균동맥압과 이완기혈압을 구한다.

평균동맥압과 이완기혈압을 수식(1)에 따른 평균동맥압, 이완

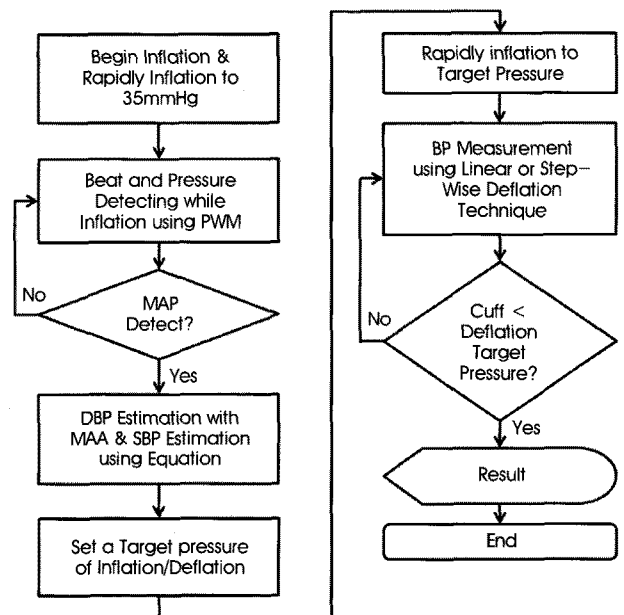


그림 3. 혈압추정 알고리즘 흐름도
Fig. 3. The flowchart of blood pressure estimation algorithm

기혈압, 수축기혈압의 상관관계에 대입하여 수축기혈압을 구하고 구해진 이완기혈압과 수축기혈압을 통해 측정 종료압력과 가압 목표압력을 정한다. 가압 목표압력까지 급속 가압한 후 기기에 따라 선형 혹은 계단식 배기를 통해 혈압을 구하고 커프압이 측정 종료 압력보다 작아지면 전체 측정을 마친다.

$$MAP \approx \frac{2 \times DBP + SBP}{3}$$

$$\therefore \text{Estimated SBP} \approx 3 \times \text{Estimated MAP} - 2 \times \text{Estimated DBP} \quad (1)$$

A. MAP 추정

가압중 측정된 커프압의 변화에서 맥압을 검출하고 그 첨두치를 찾아내기 위하여 0.1dB의 리플을 갖는 1~4Hz의 2차 체비셰프 무한임펄스 대역통과필터를 통과한 맥압 파형을 맥압 검출의 비교 구간을 구하기 위한 파형으로 사용 하였다. 통과대역에서 2dB의 리플을 갖는 1~20Hz 2차 무한임펄스 대역통과필터를 사용하여 기계적인 잡음과 커프압을 배제한 맥압 파형을 얻어 내었다. (그림 4a) 실제 맥압의 검출은 맥압 검출의 비교구간을 구하기 위한 필터링된 파형에서 Zero Crossing을 통해 오실레이션이 양이 되는 구간을 정한 후 1~20Hz로 필터링된 파형에 적용하여 해당 구간의 최대값인 동시에 그 크기가 0.4mmHg이상인 값을 해당 맥압의 크기로 선정 하였다.

동잡음 및 초기 급속 가압시 발생하는 압력 변화를 제거하기 위하여, 맥압의 크기를 구한 이후 그 위치가 급속가압구간인 35mmHg 미만인 경우와 맥압의 크기가 이전 맥압의 크기 대비 60%~140%

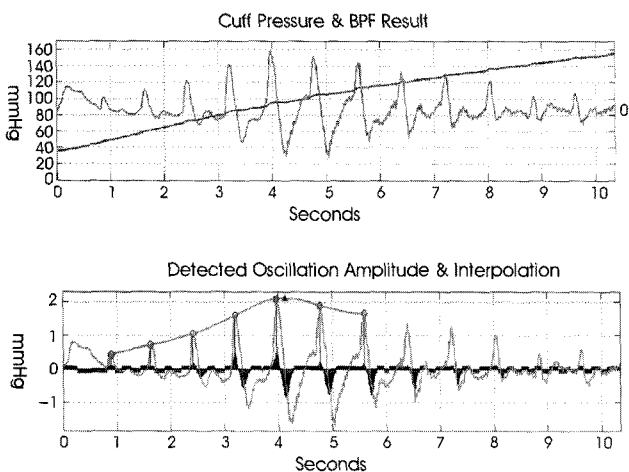


그림 4. 측정된 맥압신호
(a) 가압시 커프 압력과 대역통과필터 결과
(b) 검출된 맥압의 보간 결과

Fig. 4. Measured cuff pressure
(a) Cuff pressure while inflation phase & result of Band Pass Filter
(b) The interpolation of detected oscillation amplitude

이상으로 큰 변화를 보이면 부적절한 값으로 처리하여 추정 알고리즘에서 제외 하였다.

맥압을 구해 나가는 도중 이미 구해진 맥압은 배열에 저장되며 최고 진폭을 갖는 맥압은 시간에 따라 자동으로 갱신된다. 이때 최고 진폭을 갖는 첨두치 이후 2개 이상의 맥압에서 최고 진폭을 갱신하지 못할 경우 저장되어진 맥압 배열에 Cubic Spline Interpolation을 적용하여 그 최대값을 평균동맥압으로 추정하는 알고리즘을 행하게 된다 (그림 4b).

B. 수축기혈압 및 이완기혈압 추정

이완기 압력을 추정하기 위하여 맥압의 크기와 평균동맥압 (MAP)로서 혈압을 추정하는 방법인 오실로메트릭 법[7]을 응용 하였다. 오실로메트릭법을 적용하기 위해 평균동맥압시기의 맥압 크기 대비 이완기혈압및 수축기혈압 시기 상대적인 맥압 크기를 나타내는 상수인 CR(Characteristic Ratio)은 비침습적혈압 시뮬레이터 SmartArm(Clinical Dynamics,U.S.)을 10회 반복 측정하여 얻은 값인 0.58을 사용하였다.

평균동맥압으로 추정된 맥압 이전의 범위에서 구한 맥압의 첨두치를 Bisquare Weight Function[8]을 사용한 보간을 통해 기울기를 구하고 (그림 5) 이에 따른 기울기 상에서 평균동맥압 대비 58%의 맥압일때 커프압을 수축기 혈압으로 선정 하였다. 수축기 압력은 평균동맥압과 이완기 압력의 상관관계에 따른 추정수식인 수식 (1)을 이용하여 추정[9] 하였다.

IV. 실험 결과

본 연구에서 제안한 알고리즘 검증을 위하여 현재 표준 혈압 측정법으로 인정되는 청진법을 사용하여 비교 및 분석 하였다. Biopac(Biopac,U.S.)의 청진기 모듈인 SS30L Sthethoscope Module과 커프압력 측정 모듈인 TSD120 Blood Pressure Cuff Transducer를 사용하여 추정을 위한 커프 가압 이후 감압시기 피험자에게서 커프압 변화에 따른 코로트코프음을 녹음하였다. 해당 데이터를 BHS(The British Hypertension Society) 프로그램을 통해 훈련된 2인의 판독자가 별도로 판독후 결과에 평균을 낸 값을 기준값으로 삼았다[10]. 이 때, 평균동맥압의 경우 청진법으로 바로 측정이 불가능 하므로 식(1)을 사용하여 계산된 평균동맥압을

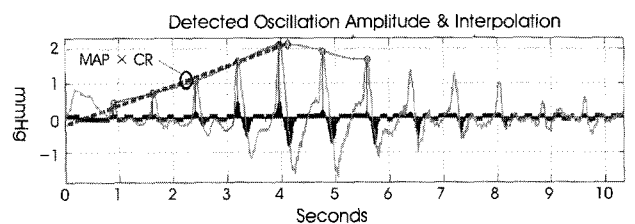


그림 5. 이완기혈압 추정을 위한 오실로메트릭법의 사용
Fig. 5. Using the oscillometric method for diastolic blood pressure estimation

표 1. 청진법과 제안한 자동혈압검출방법을 통해 구해진 혈압 사이의 대응차
 Table 1. The difference between auscultatory method and suggested method

	Min	Max	Mean	Std
Estimated MAP - MAP by Korotkoff	-11.24	3.51	-4.02	4.80
Estimated SBP - SBP by Korotkoff	-25.39	14.18	-10.50	10.57
Estimated DBP - DBP by Korotkoff	-8.65	11.43	-0.78	5.18

사용하였다.

실험은 20~30세 남,여 11명을 대상으로 1인당 오전/오후로 2회 측정을 하였으며, 각 측정마다 이전 5분 이상의 휴식을 선행하고, 2회째 측정은 첫 측정 이후 1일 이상의 기간을 두었다.

표 1은 추정된 혈압과 청진법을 이용하여 측정된 혈압간의 차이를 나타낸 표이다.

평균동맥압의 경우 추정된 값과 계산된 값의 차이는 $-4.02 \pm 4.80\text{mmHg}$ 이었다. 수축기혈압의 경우 추정값과 측정값의 차이는 $-10.50 \pm 10.57\text{mmHg}$ 로 최대 차이는 25.39mmHg 이고, 이완기혈압의 경우 추정값과 측정값의 차이는 $-0.78 \pm 5.17\text{mmHg}$ 로 최대 차이는 11.43mmHg 로 나타났다.

그림 6와 그림 7은 이들의 차이를 Bland & Altman 방법으로 나타낸 그림이다. 그림의 A는 청진법의 결과를 나타내며 E는 제안한 알고리즘으로 구한 값을 의미한다. 그림 6에서 볼 수 있듯이 평균동맥압에 관한 결과는 $|(A-E)| \leq 10\text{mmHg}$ 인 경우가 전체의 95%였고, 그림 7에서 나타난 것처럼 수축기혈압의 경우 $|(A-E)| \leq 10\text{mmHg}$ 인 경우가 33%, $|(A-E)| \leq 20\text{mmHg}$ 인 경우가 85.7%였고, 이완기혈압의 경우 $|(A-E)| \leq 10\text{mmHg}$ 인 경우가 95%, $|(A-E)| \leq 20\text{mmHg}$ 인 경우가 100%였다.

따라서 추정된 수축기혈압+30mmHg를 가압 목표압으로, 이완기혈압-20mmHg를 측정종료압력으로 선정이 가능하였다[11].

V. 결론

본 논문에서는 기존의 자동 혈압측정 장치의 단점을 개선하기 위하여 가압시 커프압에서 얻어지는 맥압을 이용하여 피험자에 따라 적절한 가압 목표치와 감압 종료치를 자동으로 설정하는 알고리즘을 제안하였다.

제안한 가압 및 감압 목표치 설정 방법은 가압 도중 맥압 측정을 통해 피험자의 평균혈압, 수축기 및 이완기혈압을 추정한다. 그 결과에 따라 가압 및 감압 목표 압력을 설정함과 동시에 피험자의 혈압 범위를 예상하고 측정을 시작할 수 있어 측정된 혈압의 정확성의 확보를 기대 할 수 있다. 또한 가압시기 많은 맥압을 얻기 위한 펄스폭 변조 구동으로 약 6초 정도 가압시간이 연장되지만 추정된 혈압에 따라 필요한 범위만 정밀하게 측정함으로써 전체 측정시간의 단축을 기대 할 수 있을 것으로 판단된다.

이번 연구는 추정된 혈압 수치의 정확성을 높이고 편차를 줄이기 위해 나이에 따라 증가하는 평균 혈압 대비 수축기 및 이완기혈압의 차이 및 정상인의 평균 적인 맥박 범위를 벗어날수록 추정에 사용된 수식(1)의 오차가 커지는 등 추가적으로 연구해야 할 과제가 남아 있다. 따라서 평균압과 수축기, 이완기혈압의 관계에 있어 기존의 추정 수식(1)이 적용되지 않는 예외 사례에 대한 분석과 그에 대한 처리 방법의 추가와, 맥박과 같이 동일 피험자라도 시간에

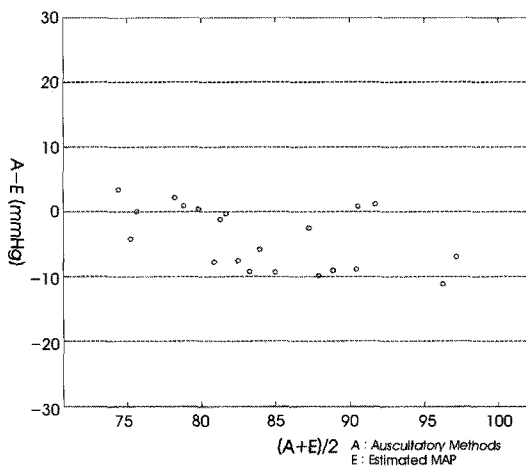


그림 6. MAP에 대한 Bland & Altman 도식
 Fig. 6. Bland & Altman plot for MAP

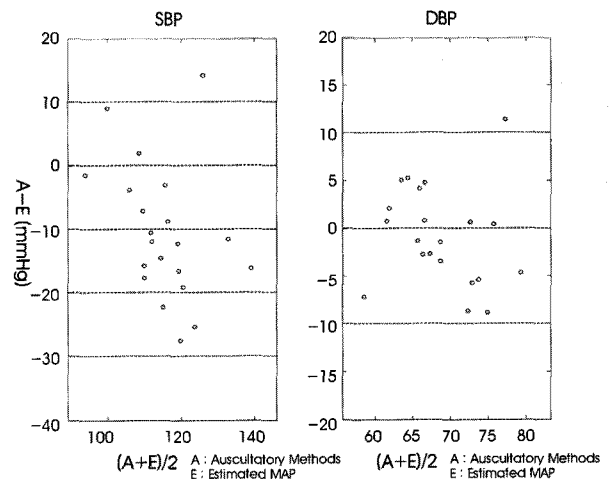


그림 7. SBP, DBP에 대한 Bland & Altman 도식
 Fig. 7. Bland & Altman plot for SBP and DBP

따라 달라지는 조건들[12]에 대하여 수식(1)을 보완 후 알고리즘에 적용하는 등의 보완 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

- [1] Geddes, L.A., V. Chaffee, S.W. Whistler, J.D. Bourland, and W.A. Tacker. Indirect mean blood pressure on the anesthetized pony. *Am. J. Vet. Res.* 28:2055-2057, 1977.
- [2] Ramsey, M. Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure. *Med. Biol. Eng. Comput.* 17:17-18, 1979.
- [3] Geddes, L.A. and A.G. Moore. The efficient detection of Korotkoff sounds. *Med. Biol. Eng.* 6:603-609, 1968.
- [4] D.K. Roh, Y.S. Lee, J.H. Jie, S.B. Park, K.H. Lee, H.K. Kim, "Design of the Blood Pressure Measurement System Using The Inflation Oscillometric Method", *J. Biomed. Eng. Res.* Vol.24, 4:281-286, 2003.
- [5] National High Blood Pressure Education Program, The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure.
- [6] N. Morioka, M. Ozaki, K. Ozaki, Di Sessler, T. Matsukawa, H. Suzuki, Measurement of Non-Invasive Oscillometric Blood Pressure During Cuff Inflation, *Rather than Deflation, Anesthesiology*, Vol.87, pp.A431, 1997.
- [7] L.A.Geddes, M.Voelz. C.Combs. D.Reiner, C.F.Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure", *Ann Biomed Eng.*1892, 10:271-280.
- [8] Alan M. Gross, "Confidence Intervals for Bisquare Regression Estimates", *J. American statistical Association*, Vol.72, No. 358(Jun.,1977), pp. 341-354.
- [9] Chemla D, Hébert JL, Zamani K, Coirault C, Lecarpentier Y. *A new formula for estimating mean aortic pressure. Lancet* 1999; 353: 1069-70.
- [10] Eoin O'Brien, Neil Atkins. "validation and Reliability of Blood Pressure Monitors". *Clinical Hypertension and Vascular Disease, Blood Pressure Monitoring in Cardiovascular Medicine and Therapeutics* 2nd Edition.
- [11] Jiri Jilek, Teiichiro Fukushima, "Oscillometric Blood Pressure Measurement : The Methodology, Some Observations, and Suggestions", *Biomedical Instrumentation & Technology* 2005; 39:237-241.
- [12] Razminia M, Trivedi A, Molnar J, Elbzour M, Guerrero M, Salem Y, Ahmed A, Khosla S, Lubell DL. "Validation of a new formula for mean arterial pressure calculation: The new formula is superior to the standard formula", *Catheter Cardiovasc Interv.* 2004 Dec;63(4):419-25.