PPG 신호를 이용한 지속적 동맥혈압 측정 방법에 관한 연구

A Study of Method for the Continuous Measurement of Arterial Blood Pressure Using Photoplethysmographic Signal.

*#김정훈 [1], 이정완 [2],
*#J. H. Kim(jhkim00@kangwon.ac.kr)[1], J. W. Lee[2]
[1] 강원대학교 기계메카트로닉스 공학과, [2] 강원대학교 기계메카트로닉스 공학과

Key words :Photoplethysmography, Blood Pressure

1. 서론

현재 우리나라는 고령화 사회가 급속도로 진행되고 있으며, 고령화 사회의 대표적인 만성질환인 순환기계통 의약품의 생산비중이 80 년 2.4%에서 2004 년 17.4%로 확대되었다. 앞으로의 고령화 속도는 더욱 가속될 것으로 예측되고 있다. 이러한 고령화 시대 속도의 증가에 따라 효율적 생체 신호의 측정과 그 방법에 관한 연구의 중요성이 크게 부각 되고 있다.[1]

인체 생체 신호 중에서도 혈압은 중요한 생명징후의 하나로서 이를 측정하는 여러 가지 방법이 연구되어 왔는데, 그 방법들은 크게 침습적 방법과 비침습적 방법으로 나눌 수 있다.[1-2] 침습적 방법은 동맥손상, 혈종 감염, 혈전증, 색전증등의 합병증이 발생할 수 있는 단점이 있으나 가장 정확한 혈압을 측정할 수 있는 방법이다. 비침습적 방법에는 청진법, 도플러법이나 오실로메트릭방법 등이 있으며 지속적으로 혈압의 변화를 측정할 수 있는 방법이 연구 되어져 왔다.[2]

비침습적 방법 중에서도 환자에게 압박을 주지 않고 지속적인 혈압추정의 가능성이 있는 PPG (Photoplethysmograph, 광전용적맥파)를 이용한 혈압추정에 관한 활발한 연구가 진행되고 있다.[3] 이 PPG 신호는 적외선을 이용하여 측정되어 지는데, 적외선을 피부조직에 입사 시킨 후 반사 또는 투과되는 광도를 측정하게 되며, 이 PPG 신호를 통해, 조직의 혈액량의 변화를 검출할 수 있다. 대개의 경우 PPG 신호는 손가락 또는 귓불 등에서 비침습적으로 측정된다.[3]

2. PPG 신호와 동맥혈압과의 상관관계

동맥혈압과 PPG 신호와의 상관관계를 단순한 모델로 가정한다면, PPG 신호의 대부분은 동맥혈압의 체적변화에 의해 영향을 받는다. 또한 혈관 벽에 미치는 압력인 경벽압(P_m)은 동맥혈압(P_{ABP}), 심장과의 높이차(P_{height}), 그리고 외부에서 작용하는 압력(P_{cuff})과의 상관관계로 나타낼 수 있는데 이는 다음과 같다.

$$P_{tm} = P_{ABP} \pm P_{height} - P_{cuff} \quad (1)$$

오실로메트릭 방법에 따르면 경벽압이 최소가 될 때 혈관 속에 흐르는 혈액의 체적이 최대로 변화되기 때문에 PPG 신호의 진폭 또한, 최대가 됨을 알 수가 있다. 이를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$P_{ABP} = \left[P_{cuff} \pm P_{height}\right](t|y_{PPG}^{AC}(t) = \max(y_{PPG}^{AC}(t))) \quad (2)$$

결과적으로 오차가 없다고 가정했을 때 PPG 진폭은 경벽압이 최소가 될 때 동맥혈관의 탄성도 증가로 인하여 최대가 되며, 외부에서 작용하는 힘, 즉 커프의 압력과, 측정위치와 심장과의 높이 차를 보정하면 평균동맥압을 측정할 수가 있다.[5]

PPG 신호를 측정하여 최대진폭일 때의 압력을 구하고 미리 측정되어진 개인의 PPG 신호 형태를 비교하여 지속적인 혈압측정이 가능함을 알 수 있다.

3. PPG 를 이용한 동맥혈압 측정 시스템 구성

PPG 센서 구성을 위해 발광부(LED)는 940nm 의 단일파장을 갖는 GaAs 적외선 발광다이오드를 사용하였으며, 수광부는 실리콘 포토트랜지스터를 사용하여 Fig 1 과 같은 구성으로 PPG 센서부를 구성하였다.

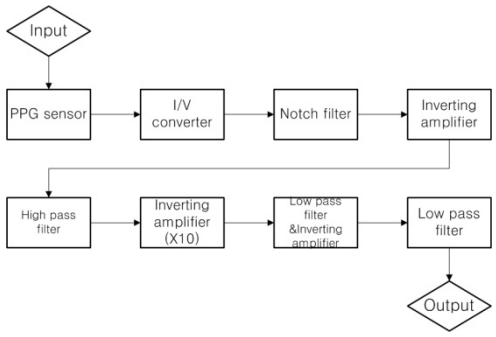

Fig. 1 Block diagram of PPG measurement system

위 센서 장치를 이용하여 혈압의 변화에 따른 PPG 신호의 변화를 측정하기 위해 커프(cuff)장치를 제작하였는데, PPG 센서부분을 커프 안에 삽입하여 실제 착용시에 압력이 가해지더라도 불편함을 줄이고, 신호를 효율적으로 측정하기 위해 손가락의 바닥 쪽으로 발광부와 수광부가 위치하도록 제작하였다.

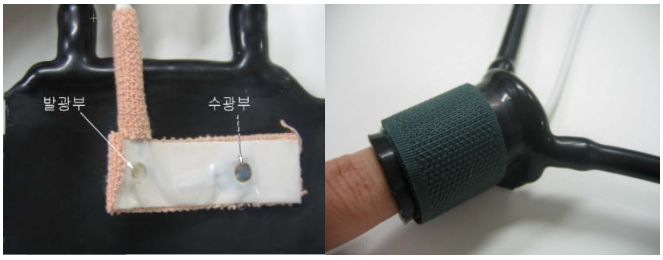

Fig. 2 Photo of PPG sensor with cuff

데이터 수집장치는 Dspace 사의 DS-1103 을 이용하였으며, Dspace control desk 프로그램을 이용하여 500Hz 로 샘플링하여 데이터를 기록하였다. 측정한 PPG 신호의 파형은 다음과 같다.

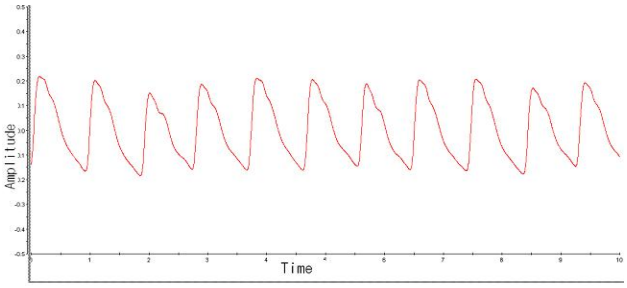

Fig. 3 Wave form of photoplethysmograph

4. 실험 방법 및 결과

오른손에 PPG 센서와 손가락용 커프장치를 착용하고, 왼팔에는 오실로메트릭 혈압계(HEM-770A, OMRON)를 부착하여 혈압을 측정하였다. 우선 혈압을 측정한 후 이를 기준으로 손가락 커프의 압력을 10mmhg 단위로 증가시키면서 그에따른 PPG 진폭의 변화를 측정하였다.

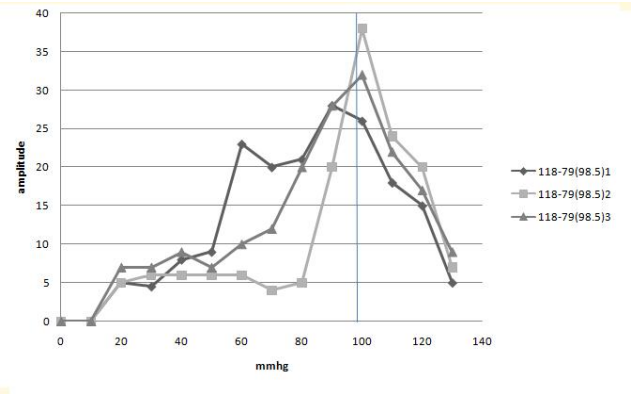

Fig. 4 Amplitude of PPG signal by the case 1(Systolic-118, diastolic-79, mean blood pressure-98.5)

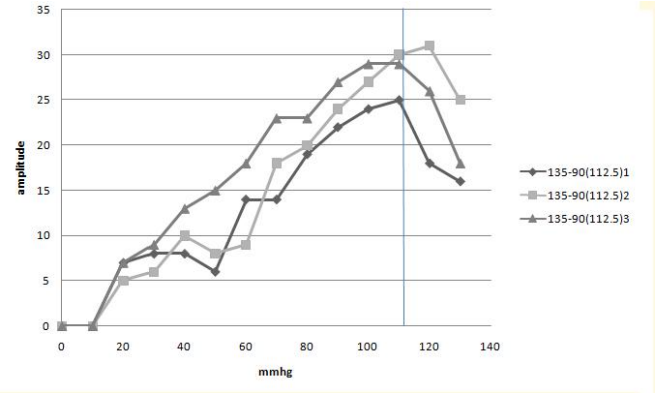

Fig. 5 Amplitude of PPG signal by the case 2(Systolic-135, diastolic-90, mean blood pressure-112.5)

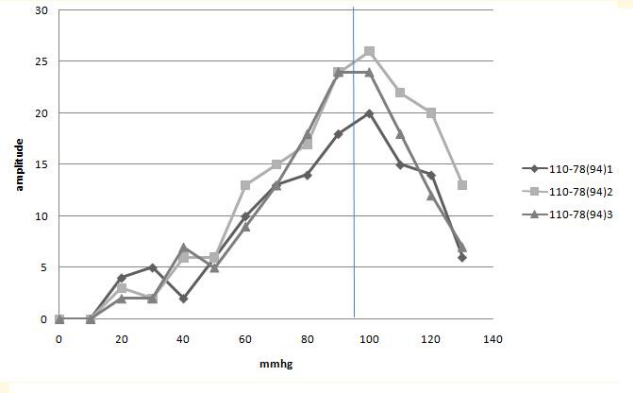

Fig. 6 Amplitude of PPG signal by the case 3(Systolic-110, diastolic-78, mean blood pressure-94)

Fig. 4,5,6 의 결과를 보면 PPG 신호의 진폭값이 최대일 때와 평균동맥압이 대체로 일치하는 경향을 볼 수 있다.

5. 결론

본 연구에서는 PPG 신호를 측정하기 위한 센서와 압력을 가할 수 있는 커프를 이용하여 지속적인 혈압 측정 가능성에 대해 알아보았다. 실제 PPG 신호 자체는 기타 움직임에 따른 외부의 영향과, LED 와 포토트랜지스터의 위치에 따라 많은 영향을 받기 때문에 절대적인 진폭값을 가지고 혈압을 측정하는 것은 많은 어려움이 있다. 그러므로 기존의 오실로메트릭 방법을 응용한 지속적 혈압측정 가능방법의 하나인 페나즈 방법을 이용하여 실험을 하였다. 그러나 손가락의 커프를 장시간 사용했을 때 혈관이 같은 압력에도 다른 PPG 진폭값을 보이는 현상이 있었다. 여러 차례 실험을 실행했을 때 PPG 의 진폭의 절대치는 변하지만 그 상대치는 평균동맥압 부근에서 최대치를 보이므로 혈압측정의 가능성을 보여준다. 이러한 결과를 바탕으로, 혈압측정 가능성과 기존에 PPG 를 이용한 산소포화도 측정과 PPG 신호의 2 차 미분값의 혈관 탄성도와의 상관관계를 이용한다면, 한 개의 측정 데이터로 여러가지 생체 신호를 측정할수 있는 모니터링 장비개발의 도움을 줄 것으로 기대한다.

참고문헌

1. Asada, H., Reisner, A., Shaltis, P. and McCombie, D., “Towards the Development of Wearable Blood Pressure Sensors : A Photo-Plethysmograph Approach Using Conducting Polymer Actuators,” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1-4, 2005.
2. Zheng, D. C. and Zhang, Y., T., “A ring-type Device for the Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure,” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 17-21, 2003.
3. Tusty, J., Smith, S., and Zamudia, C., "Operation Planning Based on Cutting Process Model," Annals of the CIRP, **39**, 517-521, 1990.
4. Hashimoto, J., Chonan, K., Aoki, Y., Nishimura, T., Ohkubo, T., Hozawa, A., Suzuki, M., Matsubara, M., Michimata, M., Araki, T. and Imai, Y., “Pulse Wave Velocity and the Second Derivative of the Finger Photoplethysmogram in Treated Hypertensive Patients : Their Relationship and Associating Factors,” Journal of Hypertension, Vol. 20, No. 12, pp. 2415-2422, 2002.
5. Asada. H., Shaltis, P., Reisner, A., Rhee, S. and Hutchinson, R., “Mobile Monitoring with Wearable Photoplethysmographic Biosensors,” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 22(3), pp 28-40, 2003.