

모듈화를 이용한 펄스 옥시메터의 신호처리 개선

이한옥, 이주원, 이종희, 조원래, *장두봉, 김영일, 이진기
경상대학교 전자공학과, *남해전문대학 전자통신과

An Improvement of Signal Processing of Pulse Oximeter Using Modulization

H.W. Lee, J.W. Lee, J.H. Lee, W.R. Cho, *D.B. Chang, Y.I. Kim, G.K. Lee
Gyeongsang University, *Nam-hae College

Abstract

Pulse oximetry is a well established non-invasive optical technique for monitoring the SpO_2 during anaesthesia, recovery and intensive care. Pulse oximeters determine the oxygen saturation level of blood by measuring the light absorption of arterial blood. The sensors consists of red and infrared light sources and photodetectors. In the measurement of the hemoglobin oxygen saturation, conventional method has required the technique of filtering of remove the noise, and of complex signal processing algorithm. So much time have required to signal processing. In this research, we separate AC signal and DC signal in the stage of signal detection. We filter the noise from each signal and convert A/D.

We obtain the SpO_2 using the DSP algorithm.

I. 서론

산소포화도는 제5의 생체신호라 불릴 정도로 현대 의학에서 중요한 위치를 차지하고 있으며 수십 년 동안의 연구실험을 통해 상당한 이론적 기초를 마련하고 있다. 기존에 수술실 등에서 일반적으로 사용되는 방법인 혈액을 직접 채취하여 시험관내에서의 분석을 통해 산소 농도를

측정하는 임상병리 장비가 현재도 많이 사용되고 있는 반면, 혈액내의 헤모글로빈이 산소와 결합해 있을 때의 광흡수도와 결합하고 있지 않을 때의 광흡수도를 측정하여 그 차를 이용하여, 혈액을 직접 채취하지 않고도 혈중 산소포화도를 측정하는 방법인 비관혈적인 방법도 많이 보급되고 있다.

펄스 옥시메터는 1980년대 초반부터 혈중 산소 감시(monitoring)장치로 널리 사용되어 왔다. 현재 펄스 옥시메터는 거의 모든 수술실, 회복실, 집중치료실 등에서 사용되어지고 있다. 이러한 펄스 옥시메터를 이용한 산소포화도 측정법은 비관혈적이고, 사용이 간편하며, 휴대하기 쉬운 장점이 있다. 특히 관혈적인 방법에 대해 느끼는 환자의 불안감을 해소시켜 줄 수 있다. 그러나 측정원리의 모호성과 측정결과가 발열 및 동잡음(motion artifact)등에 크게 영향받는 단점 때문에 신뢰성이 떨어져 현실적으로는 보조 기구로서의 역할에 그치고 있는 실정이다.

특히 기존의 방법은 잡음을 제거하는 필터링 기술과 복잡한 처리 알고리즘, 그리고 많은 연산 수행 시간을 필요로 한다. 이를 개선하기 위해서는 보다 효율적인 알고리즘의 도입 또는 신호 검출 단계에서의 새로운 방법의 도입이 필요하다. 본 연구에서는 먼저 신호 검출 단계에서 SpO_2 의 연산 파라미터로 사용되는 적색광 신호와 적외선광 신호의 AC 성분과 DC 성분을 분리하여 처리함으로써, 신호 처리를 단순화할 수 있었다.

II. 본론

1. 혈중 산소포화도의 측정원리

혈중 산소포화도 측정원리는 전체 혈액 속에 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈의 양의 비로 나타낼 수 있으며, 식(1)과 같다.

$$\%S_aO_2 = [HbO_2] / ([Hb] + [HbO_2]) \times 100\% \quad (1)$$

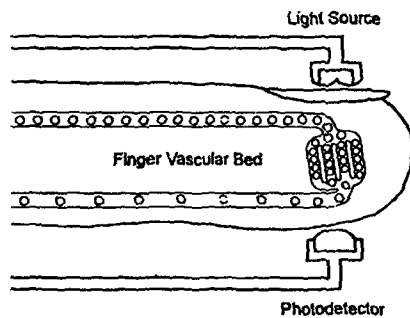


그림 1 산소 포화도 측정 단면도

그림 1은 2개 파장의 빛을 이용한 손가락 부분에서의 측정을 나타내는 전형적인 단면도로서 광원으로부터 발광된 빛이 혈관을 통과하여 광 센서로 검출되는 구조를 보여주고 있다.

광원은 헤모글로빈(Hb)과 산소 헤모글로빈(HbO₂) 사이에 빛 흡수도의 차이가 큰 적색광과 적색광과는 반대의 특성을 갖는 적외선광을 이용한다. 광원으로부터 발광된 빛은 동맥, 헤모글로빈뿐만 아니라 피부, 연질조직, 정맥과 모세혈관 등 많은 흡광인자가 존재한다. 실제 혈중 산소 포화도를 계산하는데 중요한 부분은 심장의 박동에 의해 나타나는 맥동성분(AC성분)으로서 전체의 약 10%에 해당하는 부분을 차지하고 있다. 기저선(DC성분)은 정맥혈, 모세혈관의 혈액, 비맥동성 동맥혈을 포함하는 조직층에 의해 나타나는 부분이다.

혈중 산소포화도를 얻는데 기본이 되는 이론인 Beer-Lambert 법칙은 빛에 대한 흡수율이 일정하기 때문에 특정 샘플의 빛 스펙트럼 흡수 특성에 대하여 일정한 크기의 시험관 속 샘플의 광흡수도는 농도에 비례한다는 법칙이다.

$$I_n = I_0 e^{-ad} \quad (2)$$

n : 투과광의 강도, I_0 : 입사광의 강도
 a : 흡광계수, d : 매질의 두께

Beer-Lambert 법칙에 의해 얻어진 식(2)의 공식에 의해, 2개의 서로 다른 파장의 빛을 손가락이나 컷볼을 통과시켜 얻어지는 흡수도를 측정하여 각 파장의 흡수도의 비(Ratio of Ratio)를 계산함으로써 산소포화도를 구할 수 있다.

$$R_L = I_0 e^{-[\alpha(\lambda_R)d + \alpha_A(\lambda_R)\Delta d]} \quad (3)$$

$$R_H = I_0 e^{-\alpha(\lambda_R)d} \quad (4)$$

$$\frac{R_L}{R_H} = e^{-\alpha_A(\lambda_R)\Delta d} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \text{Ratio of Ratio} &= \frac{-\alpha_A(\lambda_R)}{-\alpha_A(\lambda_{IR})} \\ &= \frac{\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right)}{\ln\left(\frac{I_{R_L}}{I_{R_H}}\right)} \end{aligned} \quad (6)$$

식 (3)~(6)에서와 같이 적색광과 적외선광의 최대(IRH, IRH), 최소값(RL, IRL)을 측정함으로써, 흡수도의 비를 계산할 수 있다. 보정곡선(calibration curve)이나 계산표(look up table)을 이용하여 흡수도의 비를 기반으로 한 산소 포화도를 결정할 수 있다.

또한 식(2)는 기하함수이므로 이를 미분할 경우 자기함수를 그대로 유지함을 이용하여 흡수도의 비를 구할 수 있다. 이는 결국 각 파장의 맥동성분과 기저선의 비로 나타낼 수 있으므로 식(7)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{\frac{I_R(t2) - I_R(t1)}{I_R(t3)}}{\frac{I_{IR}(t2) - I_{IR}(t1)}{I_{IR}(t3)}} \quad (7)$$

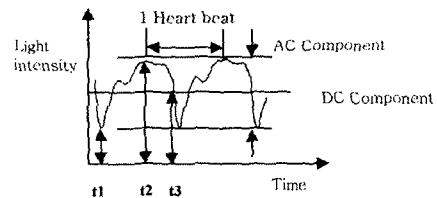


그림 3 손가락을 통과한 빛의 파형

2. 제안된 방법

기존의 미분을 이용한 방법의 연산 알고리즘

을 단순화하기 위해 아날로그신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 개발하였다. 아날로그 신호처리 모듈에서 적색광과 적외선광에 의한 신호의 AC 부분과 DC 부분을 분리함으로써, 식 (7)과 같이 연산 알고리즘을 단순화할 수 있다.

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (7)$$

AC_R, AC_{IR} : 적색, 적외선 광의 AC성분
 DC_R, DC_{IR} : 적색, 적외선 광의 DC성분

본 연구에서 개발한 시스템의 전체 블록도를 그림 4에 나타내었다.

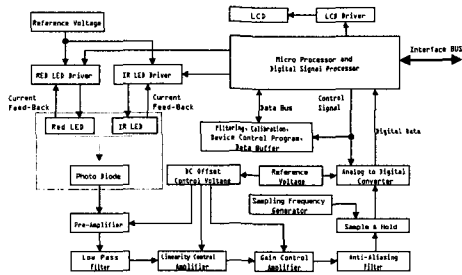


그림 4 전체 시스템 블록도

시스템은 크게 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈로 나누어 개발하였으며, 계산모델의 단순화를 위해 아날로그 모듈에서 적색 파형과 적외선 파형의 AC 성분과 DC 성분을 각각 분리하였다. 아날로그 신호처리 모듈은 80C2051 마이크로프로세서를 사용하여 LED 드라이버와 자동이득조정장치를 제어하며 디지털 신호처리 모듈은 80C296 마이크로프로세서를 사용하여 아날로그 신호처리 모듈로부터 받아들인 신호를 처리하고, 이를 이용하여 Ratio of Ratio값을 계산하였다.

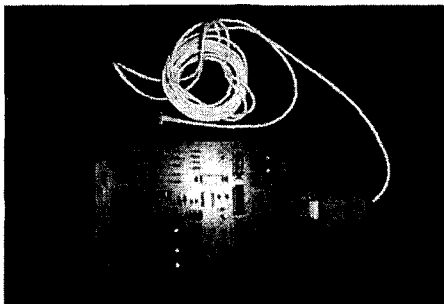


그림 5 아날로그 신호처리 모듈

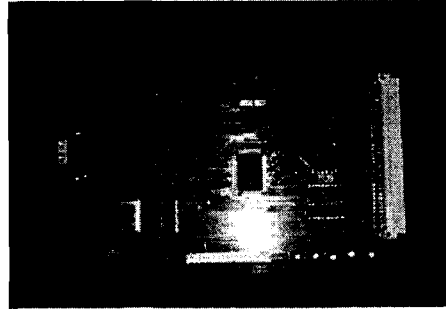


그림 6 디지털 신호처리 모듈

그림 5, 6에 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 나타내었다.

발광부에 사용한 LED의 파장은 660nm의 적색 파장과 940nm의 적외선 파장이며, 적색광과 적외선광을 각각 1[KHz]의 주파수로 번갈아 발광하였다. 수광 센서(photodiode)로부터 받은 신호는 센서의 리드 선로부터 발생하는 고주파 잡음을 제거하고 자동이득조정장치를 이용하여 신호처리에 적절한 이득의 신호를 만든 후, 660nm의 AC와 DC 성분, 940nm AC와 DC 성분, 발광이 없을 때 발생하는 외부광의 영향을 받는 성분을 각각 분리하였다. 분리된 각 신호들을 50Hz 저역 통과 필터를 이용하여 50Hz 이상의 잡음을 제거하였다. 그리고 보다 정확한 계산 결과를 얻기 위해 선택도 Q=12로 설정하여 1[KHz] 대역의 발광주파수를 제거하였으며, A/D 변환기의 분해능을 고려하여 미약한 AC 부분의 신호를 다시 50배 증폭하였다. 50배 증폭기로 출력된 신호는 A/D변환의 입력으로 사용하여 신호처리 하였다.

신호처리를 위해 12bit 해상도를 갖는 A/D 변환기 AD7875를 사용하여 A/D 변환하였고, 신호 처리 프로세서는 DSP 코어를 가진 80C296SA 마이크로 프로세서를 사용하였다.

전처리 과정으로 이동 평균 필터를 이용하여 고주파 잡음, 전원 잡음을 제거하였다.

외부광의 영향을 없애기 위해 적색광 신호와 적외선광 신호 각각의 DC 성분으로부터 광이 없을 때의 신호를 빼 줌으로써 외부광의 영향을 제거한 순수한 DC 성분의 신호를 얻었다. 각 신호의 AC 성분으로부터 펄스마다 peak-to-peak 값을 얻어 식(7)을 통해 적색광과 적외선광에 대한 혈액의 흡수도의 비를 얻을 수 있었다. 위와 같은 과정을 통해 계산된 값을 기존의 계산표(lookup table)를 이용하여 혈중 산소포화도를 얻었다.

제작된 시스템을 그림7에 나타내었다.

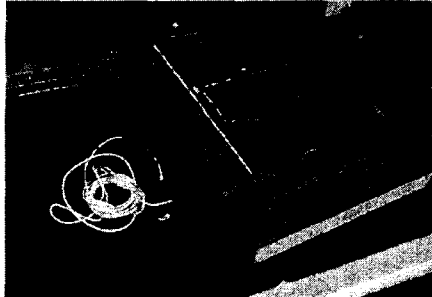


그림 7 제작된 시스템

또한 RS-232 직렬 통신을 이용해 PC상에서도 구현할 수 있게 하였다. 본 연구에서는 LabWindows/CVI를 통해 직접 구현해 보았으며, 그림 8에 나타내었다.

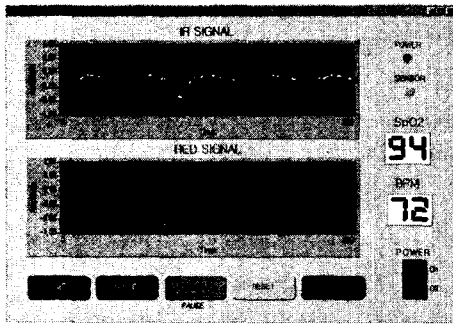


그림 8 PC상에서의 구현

III. 결론

본 연구에서는 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 개발하였다.

아날로그 모듈에서 적색광 신호와 적외선광 신호 각각의 AC 성분과 DC 성분을 분리하여 처리함으로써 복잡한 신호처리 알고리즘을 단순화할 수 있었으며, 적색광과 적외선광이 없을 때 외부광원의 영향을 받는 신호를 원 신호에서 빼 줌으로써, 잡음의 영향을 줄일 수 있었다.

본 연구에서 설계한 시스템은 신호처리 알고리즘을 단순화하고, 외부광원의 영향을 줄이는데는 좋은 성능을 보였으나, 여전히 동잡음(motion artifact)에는 영향을 받는 단점을 보였다. 향후 동잡음 제거에 관한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] J. G. Webster, "Design of Pulse Oximeters", Institute of Physics Publishing.
- [2] L. G. Lindberg, "Pulse oximeter signal at various blood flow conditions in an in vitro model", Medical & Biological Engineering & Computing, January 1995, 33, 87-91.
- [3] J. F. Kelleher, "Pulse Oximetry", Journal of Clinical Monitoring, vol. 5, pp.37-62, 1989.
- [4] Paul D. Mannheim, "Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. 44, NO. 3, March 1997.
- [5] Tremper KK, Barker SJ, "Pulse Oximetry", Springer-Verlag, 1986
- [6] 김운영, "펄스 옥시메터의 산소포화도 추출 알고리즘을 위한 계산모델 설계에 관한 연구", J. of KOSOMBE, vol. 19, No. 1, 25-31, 1998.