

---

# 산소포화도(SpO<sub>2</sub>) 측정시에 발생하는 motion artifact를 reduction하는 algorithm

한승헌 · 김영길  
아주대학교

## Algorithm for reduction of motion artifact generated in SpO<sub>2</sub> measurement

Seung-heon Han · Young-kil Kim  
Ajou University  
E-mail : pianomix@freechal.com

### 요 약

산소포화도 측정은 Beer-Lambert's law를 기초로하여 측정 부위(손가락, 귀 등)에 LED를 발광한 후 투과된 적색광과 적외선광 신호가 통과하고 photodetector에서 감지한 후 나타난 두 광의 비율로 계산한다.

Pulse oximetry는 이러한 산소포화도를 측정하는 기기인데, 근데 아주 민감하기 때문에 압력이 적절한 조직 혈류로 공급하기 어려울정도로 아주 낮을 때 펄스를 검출한다. 다시말해서, SpO<sub>2</sub>는 혈관 수축이나 저혈압에서의 흐르지 않는 동맥혈의 펄싱의 손가락에 의한 O<sub>2</sub>소모 때문에 감소할 수도 있다. 이러한 점에서 측정 결과시의 한계가 있다.

따라서 본 논문은 SpO<sub>2</sub>를 측정할 때 어떠한 움직임에 의해 나타나는 motion artifact를 최소화하는 알고리즘을 고찰하였다.

### ABSTRACT

Pulse oximetry has gained wide spread clinical acceptance in the latter part of the 21st century. The principle of pulse oximetry is based on the red and infrared light absorption features and uses a light emitter with red and infrared LEDs that shines through a reasonably translucent site with good blood flow. There are two methods of sending light through the measuring site : transmission and reflectance. After the transmitted red and infrared signals pass through the measuring site and received at the photodetector, the red/infrared ratio is calculated.

But, pulse oximeters are so sensitive that they may detect pulses when pressure is too low to provide adequate tissue blood flow, that is, SpO<sub>2</sub> may decrease due to O<sub>2</sub> consumption by the finger of the pulsing but stagnant arterial blood at low pressure or with vasoconstriction. This project has the limitations of pulse oximetry.

Therefore, this paper is focused on the resuction of motion artifact that caused by moving when someone measures with SpO<sub>2</sub> system.

### Keywords

Beer-Lambert, Pulse oximetry, SpO<sub>2</sub>

### 1. 서 론

현재 전세계적으로 주목 받고있는 의료기기 분야에서는 다양한 기술들이 연구되고 진행되고 있

다. 기존의 의학과 공학의 분리된 기술에서 벗어나 혼합된 연구를 통해 새롭고 다양한 기기들이 많이 출시되고 있다. 하지만, 아직 여러 가지 제한된 문제점이 있어 그 해결을 위한 연구들이 한참 고찰중

에 있다.

근래의 의료기기를 살펴보면 과거의 기기들과는 달리 여러 가지 많은 변화를 가지고 있다는 것을 알 수 있다. 대부분의 기기들이 관혈적인 측정법에서 비관혈적인(non-invasive)인 방법으로 변화되는 추세이다. 비관혈적인 방법으로 인해서환자들의 불안감이나 통증을 해소할 수 있다는 장점이 있다. 그리고 평상시 진단을 위해서 병원에 가는 번거로움 없이 개인적으로 측정할 수 있도록 소형화되고 사용이 간편해졌다.

산소포화도의 측정은 환자의 임상 관리에 있어서 매우 중요하다. Pulse oximetry는 혈중 산소포화도를 비관혈적으로 측정하는 기기이다. 이 기기를 이용한 측정법은 연속적인 모니터링이 가능하고 휴대하기 편리하다. 그러나 측정 원리의 모호성과 측정결과가 motion artifact 등의 영향으로 보조기로서 역할에 있는 상황이다.

그래서 우선 신호 검출 단계에서 두 신호(IR,Red) 성분을 구간적으로 나누어 연산적으로 처리하여 측정시 motion artifact를 최소화하는 단계를 구현하였다.

## II. 산소포화도 측정원리

혈액을 채취하지 않고 센서를 통해서 동맥 혈액속의 산소포화도와 분당 맥박수를 측정할 수 있는데, 산소포화도는 대부분의 산소를 운반하는 적혈구의 헤모글로빈과 밀접한 관계가 있다.

혈량 측정법과 분광 광도법을 이용하여 박동하는 성분을 감지하여 동맥혈의 산소 헤모글로빈과 환원 헤모글로빈의 흡광도의 차이로써 동맥혈 산소포화도를 간접적으로 측정한다.

이러한 산소포화도 측정은 Beer-Lambert law의 법칙을 기초로 하여 이루어지는데, 용매속의 용질의 농도는 빛의 흡수정도에 따라 결정된다는 법칙이다.

$$L_{out} = L_{in} \cdot e^{-DCa}$$

a: extinction co-efficient

D: distance

C : 시료의 농도

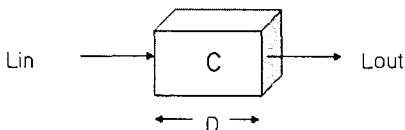


그림1. Beer-Lambert law in light absorption

대부분의 빛은 결합조직, 피부조직, 정맥혈에 의해 흡수되며 심장주기에 따라 변하지 않으나 심박동시에 동맥혈의 미세한 증가로 인해 빛의 흡수가 증가된다.

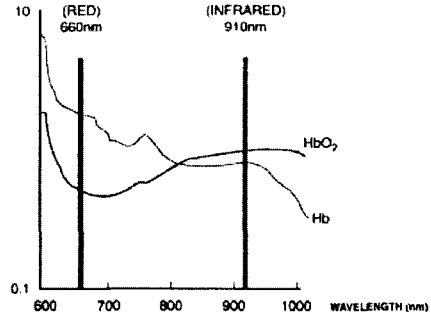


그림2. Hb와 HbO2의 흡수 스펙트럼

660nm와 910nm의 두 파장을 가진 광원을 이용하는데, 산화 헤머글로빈과 환원 헤모글로빈의 흡광도가 2개의 파장에서 최대로 다르기 때문이다.

## III. 광센서

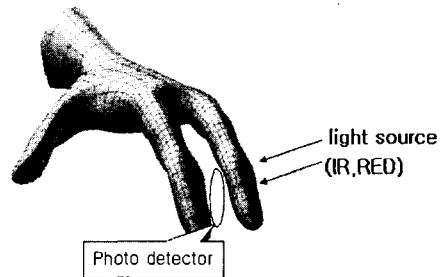


그림3. 산소포화도 측정

광(光)을 이용한 측정방법은 비관혈적인 방법으로서 인체의 혈류량 변화, 혈관에서의 변화량, 혈액의 산소포화도, 인체의 내부온도등 여러 가지 생체 신호를 측정할 수 있다. 하지만, 이러한 측정은 간단하고 생리현상을 잘 알 수 있는 반면, 혈량의 변화에는 약간의 움직임에도 민감한 반응을 보이게 된다.

광선은 실핏줄을 통과할 수 있는데 동맥이 맥동함으로서 혈관 내의 혈액량이 변화한다. 따라서 광선은 흡수, 반사, 분사등의 변화가 생긴다.

광전도 센서가 사전에 광선에 노출되면 센서의 감도가 변하는 단점이 있다. 그리고 부피도 크다. 하지만, Si 광트랜지스터를 이용하면 센서의 부피를 줄일 수 있다. 형광등에서 발생하는 잡음을 차단하기 위해 모든 종류의 센서에 적외선만 통과시키는 필터를 사용하면 좋다. 하지만, 기저선을 변동시키는 요인들(예:햇빛)의 직류성분의 광선을 차단시킬 수 없으므로 외부의 빛을 차단하는 덮개가 부착되어 있다.

#### IV. 시스템 구조

시스템은 송신부와 수신부 두 부분으로 구성된다.

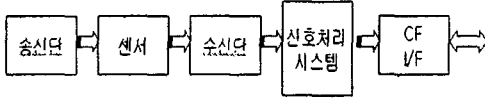


그림4. 시스템 블록 다이어그램

송신부는 일정한 송신 출력을 유지하기 위한 전원 제한 회로와 2가지 파장의 빛을 선택적으로 출력하는 드라이브 회로로 구성된다. 특히 전력 소모와 크기 문제를 고려하여 IC 형태의 FET를 사용하였다. 본 시스템은 빛을 이용하는 시스템이므로 외관상의 영향을 막고, 두 가지 파장의 빛을 교대로 송신하기 위해서 일정 변조 주파수에 맞추어 송신할 수 있도록 MUX 회로를 구성하였다. 송신 회로의 출력단은 광센서에 연결되어 있다.

수신부는 포토 다이오드를 통해 수신된 신호 증변조 주파수의 신호만을 선택적으로 수신한 후, 이를 증폭, 필터링 하도록 구성하였다. 그 결과를 송신부의 변조 주파수에 맞추어 DEMUX 회로를 통해 적외선 신호성분(Infrared Signal)과 가시광선(Red Signal)으로 분류하도록 하였다. 기저선 변동을 억제하기 위하여 송신부와 동기를 맞추어 송신이 되지 않는 동안에는 바이어스 회로가 동작하도록 하여 알고리즘에 의한 제한된 필터기능을 보강하였다. 그 후 신호는 적분 회로를 통해 프로세서에 입력되어 신호 처리된다. 그리고 수신측에서도 광센서의 특성과 외부광의 간섭, 신호선을 통한 잡음의 유입이 있어서 광센서로부터 입력단에 들어온 신호에는 많은 고주파 잡음을 포함하고 있으므로 이를 제거하기 위해서 저역통과필터를 통과시킨다.

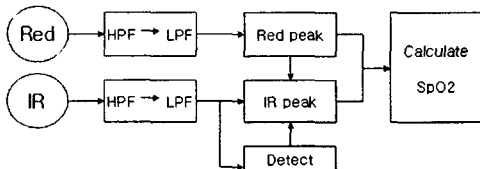


그림5. 알고리즘 순서도

신호처리 시스템에서 ARM 프로세서는 수신단의 신호 제어와 필터링, 알고리즘을 처리해 최종적인 맥박수와 산소포화도를 출력한다. 수신부를 거쳐 프로세서에 입력된 2가지 신호성분(Ir, Red)은 각각 FIR, IIR 필터로 구현된 디지털 필터를 거치면 노이즈 성분이 제거된다. 이 중 적외선 신호성분(Ir)은 그 크기가 크므로, 화면 출력 및 맥박 추출을 위해 사용된다. 한편, 추출된 정보는 재처리된 후 그래픽 액정표시장치(LCD)에 그 파형과

맥박을 표시한다. 이후 노이즈가 제거된 2가지 신호 성분은 맥박에 동기되어 미,적분 알고리즘과 스펙트럼 분석 과정을 거쳐 여러 파라미터 값을 출력한다.

#### V. 측정 결과

실험 환경은 실내에서의 측정을 중심으로 하게 되는데, 형광등이나 기타 다른 빛이 없는 환경을 선택해야한다. 주로 사용되는 곳이 병원이나 보건소에서 사용된다. 실외에서는 맑은 날에 강한 햇빛으로 인해 투과된 신호를 검출할 수 없다. 햇빛에 비해 적색광이나 적외선광이 너무나 작기 때문에 인식할 수 없게 된다.

이상적인 경우 센서를 통해서 측정할 결과 아무런 움직임없이 측정할 경우 그림6과 같은 일정한 형태의 파형을 얻을 수 있다.

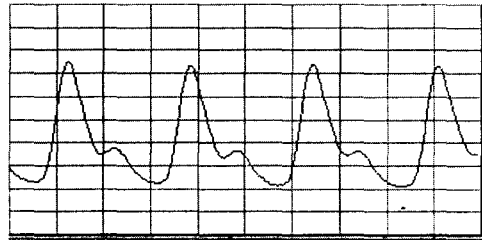


그림6. 센서 측정 결과 (이상적인 경우)

필터를 이용하여 고주파 잡음을 제거하고 외부의 빛을 차단하기 위해 적색광과 적외선광 신호의 각각의 직류성분으로부터 빛이 없을 때의 신호를 뺀다. 그래서 순수한 직류성분의 신호를 얻는다. 그리고 각 교류성분으로부터 펄스마다 peak값을 얻는다.

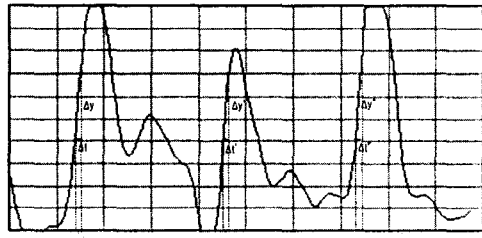


그림7. LPF를 통과시킨 고주파 잡음이 제거된 동잡음이 포함된 신호

기존의 신호 값과 현재의 신호 값의 상관성을 이용한 Auto-correlation Function을 적용하여 motion artifact를 줄이는 방향으로 고찰하였다. 표본에서의 변화율, 즉 기울기 값을 구함으로써, 만약에 잡음이 발생할 경우 정상적인 상태에서의 기울기와 비교하여 오차를 줄이는 방법이다.

그림 7에서 두 번째 표본의 기울기  $\Delta y'/\Delta t'$  와 세 번째 표본의 기울기  $\Delta y''/\Delta t''$ 의 차를 구하고, 평균 기준 기울기(정상기울기)와 비교 하였을 때 기준치 이상이면 감소시키는 방법이다. 위와 같은 방법을 연속적으로 하였을 경우, 왜곡된 파형이 정상 파형으로 적용되어 motion artifact를 최소화할 수 있다.

## VI. 결 론

혈압 측정기는 점점 소형화되고 가격도 저렴한 방향으로 진행되어지고 있는 추세이다. 하지만, 가장 우선적으로 생각해야할 문제는 신체의 정보를 알려주는 부분이기에 정확한 정보를 얻는 일이 가장 중요하다.

주로 측정 대상이 환자이기 때문에 미세한 움직임에도 정확한 측정이 어렵게 되어진다. 산소포화도 추출을 위한 알고리즘의 단순화를 위해 신호처리 과정에서 신호 성분을 구간으로 분리 하여 알고리즘을 적용하는 방법을 사용했다. 그 결과 약간의 오차를 줄임으로써 이상적인 신호와 비슷한 형태로 까지 접근할 수 있었다. 그래서 시프템이 좀 더 향상되어지긴 했지만, 아직까지도 motion artifact를 완전히 제거하는데는 좀 더 고찰해서 진행할 것이다.

## 참고 문헌

- [1] Block FE Jr. Interference in a pulse oximeter from a fiberoptic light source. J Clin Monit 1987;3:210-211
- [2] 디지털 신호처리 기초와 응용, 이채욱, 청문각, 1998
- [3] 의용공학입문, 김남현, 김덕원 외 10 공저, 신광출판사, 2001
- [4] J. F. Kelleher, "Pulse Oximetry", Journal of Clinical Monitoring, vol. 5, pp.37-52, 1989
- [5] Eichhorn J. H. "Pulse oximetry as a standard of practice in anesthesia" Anesthesiology 78 423-6. 1993
- [6] Carroll, P. (1997). Pulse Oximetry - at your fingers, RN, Feb, 60(2), 22-7.
- [7] User's manual, S3C3410X
- [8] T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, "Pulse Oximetry.", U. S. Patent, No. 5,355,882, 1993
- [9] J. G. Webster, "Design of Pulse Oximeters.", Institute of Physics Publishing, 1997.