맥동성분의 적분비를 이용한 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산모델 설계 및 분석

김윤영, 김동철, 이윤선
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

Architecture & Analysis of SpO_2 Computing Model Using Integral Ratio of Pulsating Components

Y. Y. Kim, D. C. Kim, Y. S. Lee
Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University.

ABSTRACT

Oxygen saturation is an important parameter in clinical fields; fetal monitoring, apnea, emergency medicine etc.. Because of monitoring patients continuously, pulse oximeter that measures oxigen saturation non-invasively is regarded attentively. But, though research about accuracy of signal extraction has been developed, it actually plays a supplementary part in hospital for not trusting the principle of measurment by clinicians. In this paper focusing on these things, first we suggested simple mathematical modelling on separating dc components, ac components and noise components in optical signal transmitted from fingertip or earlobe, and then we considered oxygen saturation computing algorithm using integral ratio of pulsating components. Last, we analyzed its effect by comparing received data.

Ⅰ. 서 론

총 헤모글로빈의 농도에 대한 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈의 농도의 비율로서 정의되어지는 산소포화도는 저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학 등 임상분야에서 중요한 파라메터로서 사용되어지고 있다. 비관혈적인 방법을 이용한 펄스 옥시메터는 손가락 끝이나, 귀불을 투과하여 얻어진 서로 다른 두 파장의 빛의 흡수도에 대한 맥동성분의 비를 이용, 산소포화도를 구할 수 있는 기기로서, 환자에 대한 거부감 없이 연속적인 모니터링을 할 수 있다는 장점 때문에 각광받고 있으며, 또한 계속적인 연구활동등을 통해 비관혈적인 펄스 옥시메터에서의 신호추출 정확성이 증진되고 있다.

그러나, 이러한 임상분야에서의 중요성에 비해, 임상의사들의 측정원리에 대한 무관심등으로 신뢰를 하지않아 현실적으로는 보조기구로서의 역할로서 그치고 있는 실정이다.

본 연구에서는 이러한 것들에 초점을 맞추어 일차적으로 손가락을 투과한 광신호에 대해 직류성분 및 맥동성분, 그리고 잡음요소를 분리하기 위한 이해하기 쉽고 간단한 수학적 모델을 제시하고, 이 모델을 기준으로 서로 다른 두 파장을 갖는 빛의 흡수도에 대한 맥동성분의 적분비를 이용해 산소포화도 계산 알고리즘을 설계하였다.

Ⅱ. 기본원리

펄스 옥시메터는 Beer-Lambert 법칙과 Photon Diffusion이론에 의해 얻어진 식(1)과 같은 명료한 공식에 의해, 2개의 서로 다른 파장에 따른 흡수도의 비를 측정함으로써 산소포화도를 측정하는 장비이다.

$$SpO_2 = X + Y\Phi \qquad (1)$$

여기서, SpO_2 : *Oxygen Saturation*

X, Y : 광학 특성 상수

Φ : $\frac{A_{660nm}}{A_{940nm}}$ (A는 흡수도)

여기서, 광원은 그림 1에서 보는 바와 같이, 헤모글로빈(Hb)과 산소헤모글로빈(HbO_2) 사이에 빛 흡

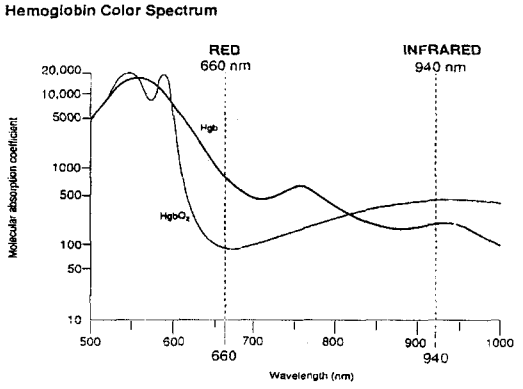

그림 1 헤모글로빈의 칼라 스펙트럼 (HbO_2 : 산소혈색소, Hb : 혈색소)

수도의 차이가 큰 적색광(660nm)과 등흡수파장(isobestic wavelength)보다 크며, 적색광과는 반대의 특성을 갖는 적외광(940nm)을 이용한다.

광원이 피부에 투과되면 동맥혈, 정맥혈, 조직등에 의해 흡수되어지며, 그림 2와 같은 특성을 갖는 복합적인 흡수형태를 나타내게 된다. 그림에서 산소포화도를 계산하기 위해 필요한 부분은 심장의 수축이완작용에 의해 영향받는 동맥혈에서의 맥동성분이며, 이 부분은 심장의 수축동안 최대치를, 이완동안 최소치를 나타내게 된다. 맥동성분을 제외한 직류성분은 그림에서 보이는 바와 같이 동맥혈과 정맥혈, 그리고 조직에 의한 흡수를 나타낸다.

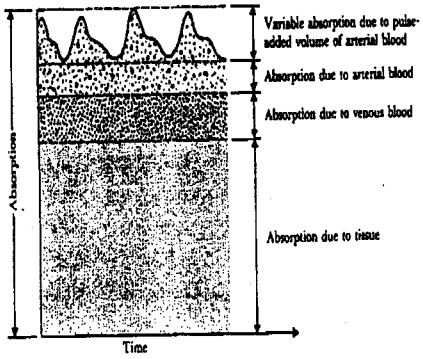

그림2 피부에서의 흡수도와 시간과의 상관관계

펄스 옥시메터에 의한 산소포화도는 동맥혈에 의한 맥동성분의 흡수율을 얼마나 논리적으로 간명하며 정확하게 추출해내느냐에 따라 그 값에 대한 신뢰성이 결정될 수 있다.

그러므로, 본 논문에서는 첫째, 복합적으로 구성된 흡수도 데이터에서 동맥혈에 기인한 흡수도만을 어떻게 추출할 것인가를, 둘째로 신호 속에 포함되어 있는 잡음성분을 정의하고 제거알고리즘을 설계하기 위한 기본방향을 제시하며, 향후 임상기관과의 공동연구 기반조성에 초점을 맞추었다.

Ⅲ. 이론

3.1 광신호 모델링

수광부(Photodetector)에 얻은 신호는 그림2와 같은 형태를 가지게 되며, 이 신호는 손가락에 의한 흡수도를 나타내게 된다. 이 신호의 형태를 일정 주기를 갖는 정현파라고 가정한다면, 총 흡수도 A_{whole}는 다음과 같이 정맥과 조직에 관련된 직류성분 A_{dc}와 동맥혈의 맥동성분에 의한 $A_a Sinwt$, 그리고, 잡음요소인 A_{noise}등으로 표현될 수 있다.

$$A_{whole} = A_{dc} + A_{noise} + A_a Sinwt \qquad (2)$$

여기서, $A_{dc} = A_{venous} + A_{tissue} + A_{organ} + A_{etc.}$
A_{noise} = *motion artifact etc.*
A_a : 동맥혈에 의한 흡수도
w : *signal*의 각속도 $2\pi f$

3.2 직류성분의 분리

그림 3과 같이, 맥동성분에 대한 평균치 A_{avg}를 직류성분으로 규정하면, A_{avg}는

$$A_{avg} = \frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m}[A_{dc(i)} + A_{noise\,(i)}] \qquad (3)$$

여기서, m : *discrete signal data*의 개수

와 같이 표현된다. 이때, A_{noise}는 random variable이고, m이 충분히 크다면 cancel된다고 가정할 수 있으므로, A_{avg}는

$$A_{avg} \approx A_{dc} \qquad (4)$$

이 되어 정맥과 조직등과 관련된 직류성분으로 정의할 수 있다.

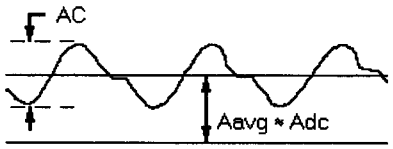

그림 3 직류성분의 선택

3.3 적분비를 이용한 산소포화도 계산과정

흡수도를 식(2)와 같은 간단한 모델로 근사시킬 경우, 맥동성분에 대한 주기 평균면적 S_{Aa}는 근사적으로 다음 식(5)와 같이 얻을 수 있다.

$$S_{Aa} \approx ABS\sum_{i=1}^{m}[A_{whole} - A_{avg}] \qquad (5)$$

만약, 이 식에서 한 주기 안에 discrete signal 개수 m이 충분히 많다고 한다면, 식(5)에 있는 Σ는 적분기호 ∫로 바꿀 수 있다.

$$S_{A_a} \approx ABS\int_{(2n-2)\pi}^{2n\pi}[A_{whole} - A_{avg}]dt \qquad (6)$$

식(6)에서 절대값을 풀고 전개하면, 식(7)과 같이 기술된다.

$$= \int_{(2n-2)\pi}^{(2n-1)\pi} A_a \sin wt\, dt - \int_{(2n-1)\pi}^{2n\pi} A_a \sin wt\, dt + \int_{(2n-2)\pi}^{(2n-1)\pi} A_{noise}\, dt - \int_{(2n-1)\pi}^{2n\pi} A_{noise}\, dt \qquad (7)$$

식(7)에서 뒤의 두항은 A_{noise}가 random variable이므로, 식(8)과 같이 표현될 수 있다면,,

$$\int_{(2n-2)\pi}^{(2n-1)\pi} A_{noise}\, dt \approx 0,$$
$$\int_{(2n-1)\pi}^{2n\pi} A_{noise}\, dt \approx 0 \qquad (8)$$

식(7)은 다음과 같이 간략화된다.

$$S_{Aa} \approx -\frac{4}{w}A_a = kA_a \qquad (9)$$

여기서, k는 상수

식(9)에서 보면, 맥동성분에 대한 한주기 평균면적 S_{Aa}는 동맥혈에 대한 흡수도 A_a와 비례관계를 갖는다. 이때, 맥동성분의 적분비를 Φ'라고 하면, Φ'는

$$\Phi' = \frac{S_{A_{aR}}}{S_{A_{aIR}}} = \frac{A_{aR}}{A_{aIR}} \qquad (10)$$

A_{aR} : *red light*에 대한 맥박성분의 흡수도

A_{aIR} : *infrared light*에 대한 맥박성분의 흡수도

와 같이 얻어진다. 따라서, 맥동성분의 적분비 Φ'는 순수한 동맥혈만의 흡수도 비로서 구성되어지므로, 산소포화도 계산에 유용함을 알 수 있다.

3.4 잡음항에 대한 고찰

실제측정에서의 잡음요소는 센서 프루브에서의 압력변화와 심장 수축시 조직의 밀도변화등이 random하게 작용한다. 그 중에서도 baseline drift와 유사한 잡음요소는 추출해 내기가 용이치 않은 부분이다. 이러한 잡음항을 식(8)와 같이 국한시키기 위하여 본 연구에서는 임의로 한주기에 60개의 data point가 존재한다고 가정하고, 각각 반주기와 한주기에 대하여 Aa를 추출하도록 알고리즘을 설계하였다.

3.5 신호의 규준화(normalization)

실제 측정신호는 측정 대상의 두께나 색깔등에 따라 전반적인 흡수도의 레벨이 변하게 된다. 그러므로, 신호의 규준화 작업을 통해 흡수도 레벨을 일정하게 유지시켜야 한다. 식(10)에 대해 직류성분으로 규준화하면, 규준화된 Φ는

$$\Phi = \frac{A_{aR}/A_{dcR}}{A_{aIR}/A_{dcIR}} \qquad (11)$$

와 같이 된다.

Ⅳ. 시스템 구성

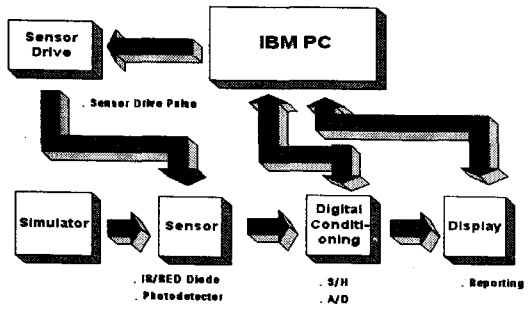

그림 4 전체 시스템 Block Diagram

알고리즘 설계를 위하여 구성된 시스템은 그림 4와 같이 구성되었다.

센서부는 센서와 센서구동부로 나눌 수 있다. 센서는 Sein Electronics의 SE-200에서 제공하는 660nm와 940nm의 광원을 갖는 투과형센서를 사용하였으며, 산소포화도를 만들어내는 시뮬레이터로는 resolution이 1%이며, 75~100%에서는 ±1%, 50~75%에서는 ±2%의 오차를 갖는 Bio-Tek사의 펄스 옥시메터용 시뮬레이터를 이용하였다..

Ⅴ. 실험결과

그림 5는 산소포화도가 70%인 신호를 시뮬레이터로 만들어 센서에 보냈을 때, A/D에 의해 받은 데이터이다. 위 신호가 Infrared light에 대한 흡수도를, 아래 신호가 Red에 대한 흡수도를 나타낸다.

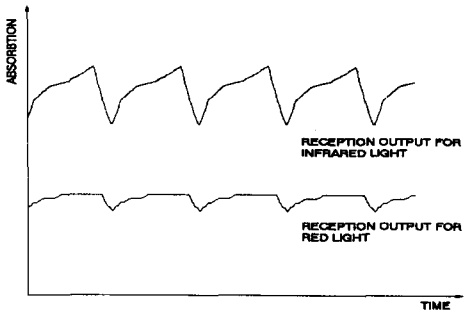

그림 5 적색광과 적외광에 대한 실제 투과흡수도

적분비를 이용한 산소포화도 계산과정에서 가장 먼저 고려해야 할 부분은 직류성분으로 규정된 맥동성분에 대한 평균치 A_{avg}의 범위 설정이다. 본 연구에서는 신호의 한 주기에 60개의 data point가 있다고 설정하였으며, 맥동성분 추출을 위한 직류성분의 설정에 있어서 반주기와 한주기일 때에 대하여 각각 실험하였다.

계산과정을 살펴보면 다음과 같다. 우선, 결정된 범위에서 두 광원에 의한 각각의 흡수도에 대해 평균치 A_{avg}를 구하여, 그 값을 식(5)에 의해 적분한다. 이 식에 의해 얻어진 결과는 식(10)을 통해 적분비를 산출해 내는데 이용하게 되고, 마지막으로 이 적분비는 식(11)에 의해 규준화되어진다. 이렇게 서로 다른 파장을 갖는 두 빛에 대해 규준화된 맥동성분의 비값과 75~100% 범위에서 시뮬레이터 값과의 선형성을 고찰하였다. 그래프의 각 point 값들은 식(1)의 Φ값에 해당되며 직선형에서 빗겨나간 부분은 잡음함에 기인한 오차로 볼 수 있다.

그림 6은 각 반주기 30 point마다 새로운 평균치 A_{avg}를 계산하고, 전체 처리 데이터에 대한 평균으로 규준화한 그래프를 도시한 것이다. 그림에서 각각의 그래프는 연산과 관련된 총 데이터 수를 프로세싱 타임을 고려하여 60~300개까지 규정하고, 60개서부터 배수로 증가시켜가면서 도시한 것이다. 그림 7은 한 주기 60 point에 대하여 위의 경우를 적용한 것이다.

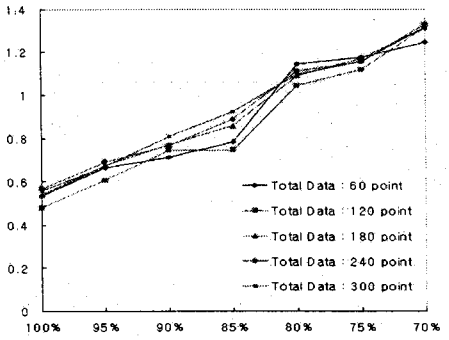

그림 6 반주기로 평균치를 구하였을 경우

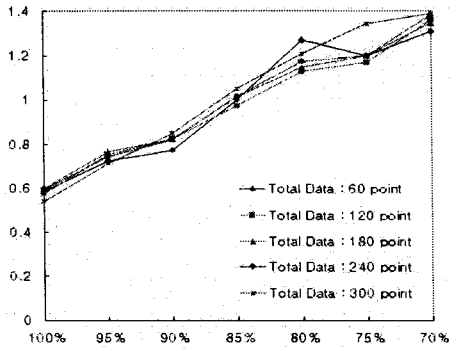

그림 7 한주기로 평균치를 구하였을 경우

실험결과는 그림 6과 그림 7에서 알 수 있듯이, 데이터 연산 수가 증가하면 할수록 선형성이 향상되어진다는 것을 보여주고 있다.

시뮬레이터의 정확도가 75~100%까지 ±1%의 오차를 가지므로, 본 연구에서도 이 범위 안에서 검토하였다. 표 1에서 식(8)로 정의된 잡음항의 크기를 오차율로 나타내었다. 표 1에서 보면, 1주기만을 가지고 처리 하였을 때는 잡음항이 크게 작용하지만 3주기 이상에서는 잡음항의 영향이 현저히 줄어들며 미세하게 변화함을 볼 때, 데이터의 길이도 측정의 정확도와 관련됨을 알 수 있다. 5주기까지 처리할 때 잡음항의 영향에 대한 오차가 가장 작게 표시되었다. 그림 8은 5주기에 해당하는 n=300일 때 반주기와 한주기에 대해 목표로하는 직선상에서 벗어난 오차를 도시한 것이다.

(단위 : %)

	반주기인 경우					한주기인 경우				
	95%	90%	85%	80%	평균	95%	90%	85%	80%	평균
n=60	-2.118	6.840	-4.929	-17.99	7.970	-0.157	9.879	14.412	-9.289	8.434
n=120	-7.915	-1.045	-4.176	-7.149	5.071	0.272	-1.412	13.584	-5.287	5.139
n=180	-6.152	2.167	-5.615	-6.371	5.076	-1.509	2.732	6.174	-4.436	3.713
n=240	-3.606	2.162	-5.786	-8.550	5.062	-1.089	4.441	3.340	-7.149	4.003
n=300	-0.794	4.066	-2.399	-4.829	3.022	0.855	-1.500	-0.507	-5.697	2.140

표 1 80~95%의 범위에서 반주기와 한주기에 대한 오차율 계산

결과적으로 한주기일 경우가 반주기로 평균치를 계산하는 경우보다 잡음항에 덜 영향을 받으며, 선형성을 유지함을 알 수 있다.

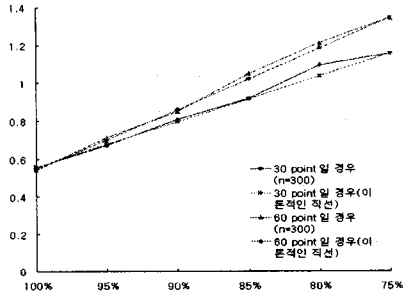

그림 8 n = 300일 때, 반주기와 한주기, 이상적인 직선과의 비교

Ⅵ. 고찰

본 연구에서는 적분비를 이용한 산소포화도 계산 모델을 설계 및 분석을 통해, 알고리즘에서 추출된 잡음항을 정의하고, 그 영향을 최소화 시키기 위한 방법들을 살펴 보았다. 결과적으로, 직류성분을 맥동성분의 평균치로 규정할 때, 평균치 계산 범위를 한주기에 대한 데이터 포인트 수로 잡고 적분비를 산출하면 가장 좋은 선형성을 갖는 맥동성분비와 산소포화도의 상관관계 그래프를 갖는다는 중간 결론을 내릴 수 있었다.

Ⅶ. 참고문헌

1. T. L. Rusch, R. Sankar and J. E. Schharf, "Signal Processing Methods for Pulse Oximetry", Comput. Biol. Med. vol.26, No 2, pp.143-159, 1996

2. J. M. Schmtt, "Simple Photon Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.38. No. 12, pp.1194-1203, Dec., 1991

3. J. P. De Kock,, L. Tarassenko, C. j. Glynn, A. R. Hill, "Reflection Pulse Oximetry Measurements form the Retinal Fundus", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.40, No8, pp.817-823, Aug., 1993

4. P. D. Mannheimer, J. R. Casciani, M. E. Fein, "Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.44, No.3, pp.148-158, Mar. 1997

5. A. P. Shepherd, J. W. Kiel and G. L. Riedel, "Evalution of Light-Emitting Diodes for Whole Blood Oximtry", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-31, No.11, pp.723-725, Nov. 1984

6. Y. Mendelson and B. D. Ochs, "Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-35, No. 10, pp.798-805, Oct. 1988

7. S. A. Wilber, Boulder, "Blood Constituent Measuring Device and Method", U. S. Patent, No.4,407,290, Oct. 4, 1983