J. of KOSOMBE
Vol. 19, No. 1, 25-31, 1998

펄스 옥시메터의 산소포화도 추출 알고리즘을 위한 계산모델 설계에 관한 연구

김 윤 영·김 동 철·이 윤 선

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과
(1997년 9월 12일 접수, 1997년 12월 30일 채택)

Study on the Design Computing Model for SpO_2 Extraction Algorithm on Pulse Oximetry

Y.Y. Kim, D.C. Kim, Y.S. Lee

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University
(Received September 12, 1997, Accepted December 30, 1997)

요 약 : 본 논문은 맥동성분의 적분비를 이용한 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산 모델의 설계 및 분석에 관한 것이다. 제안된 알고리즘은 손가락이나 귀볼에서 투과된 광신호를 직류성분 A_{dc}와 맥동성분 $A_a \sin wt$, 잡음성분 A_{noise}등으로 모델링하였다. 또한 맥동성분과 직류성분의 효율적인 분리를 위해 맥동성분에 대한 평균치 A_{mac}를 직류성분으로 규정하였고, 적분비를 이용하여 잡음성분을 어떻게 제거 하는지에 관하여도 기술하였다. 본 알고리즘은 신호의 맥동성분을 단순 가산에 의한 적분 알고리즘을 구성할 수 있기 때문에 산소농도 추출을 간략하게 수행할 수 있는 장점을 가지고 있다. 알고리즘 성능평가는 펄스 옥시메터에서 많이 사용하고 있는 맥동성분의 진폭비를 이용한 방법과 비교하였다. 비교결과는 본 알고리즘에서 샘플링 시간을 고려한 최적의 조건인 4주기의 면적계산 주기를 가졌을 때 기존의 방식보다 평균오차가 1%정도 향상되었으며, 회귀직선의 신뢰도를 보여주는 결정계수 γ^2도 0.985로 0.970보다 더 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

Abstract : This paper is based on the design and analysis computing model of oxygen saturation with the pulse oximeter using the integral ratio of pulsating components. In our proposed algorithm, we modeled the transmitted optical signal in fingertip or earlobe to DC component A_{dc}, pulsating component $A_a \sin wt$, noise component A_{noise} and etc.. To seperate the pulsating components and DC components efficiently, we defined the signal average to DC components. Also we presented the way to eliminate the noise using integral ratio. To acquire a linearity of correlation graph for pulsating components ratios and non invasive oxygen saturations, we intensively observed on the oxygen saturations in the range of 75~100% in consideration of the error range of simulator. Also, for real time processing, we experimented on changing the period of area calculating cycle from 1 to 6. The functional evaluation of the algorithm is compared with the method using the amplitude ratio of pulsating components frequently seen with pulse oximeter. The result was that our algorithm with 4 cycles of area calculating cycle which considered to be best fit by 1% to the existing method. Moreover γ^2, the decision coefficient showing the correlation of regression graph with real data, proved better result of 0.985 than 0.970.
Key words : Pulse Oximeter, Oxygen Saturation, Integral Ratio of Pulsating Component

서 론

산소포화도는 총 헤모글로빈의 농도에 대해 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈 농도의 비율로서 정의되어지는데, 저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학등 임상분야에서 중요한 파라메터로서 사용되어지고 있다. 비관혈적인 방법을 이용한 펄스 옥시메터는 손가락 끝이나, 귀볼을 투과하여 얻어진 서로 다른 두 파장의 빛의 흡수도에 의해 얻어진 맥동성분의 비를 이용, 산소포화도를 구할 수 있

이 연구는 1996년도 복지부 보건의료기술연구개발사업의 연구지원에 의해 수행되었음.(과제번호 : HMP-96-E-1-0002)
통신저자 : 김윤영, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234
Tel. (0371)760-2432, Fax. (0371)760-2197

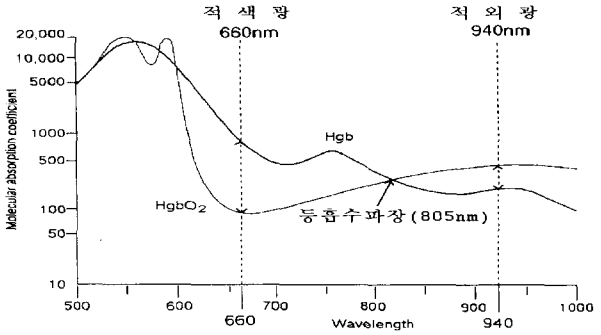


그림 1. 헤모글로빈의 칼라 스펙트럼
Fig. 1. Hemoglobin color spectrum

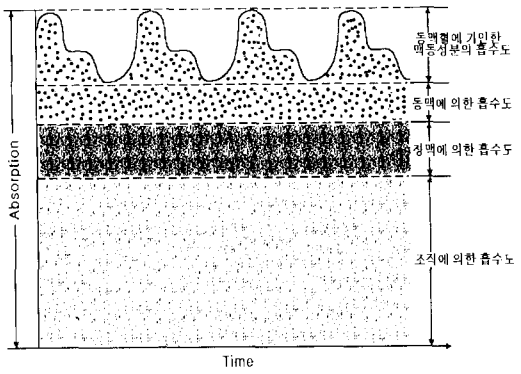


그림 2. 피부에서의 흡수도와 시간과의 상관관계
Fig. 2. Relation of absorption and time in tissue

는 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[1].

그러나, 이러한 임상분야에서의 중요성에 비해, 측정원리의 모호성과 측정결과가 발열 및 동잡음(motion artifact)등에 크게 영향받는 단점 때문에 신뢰성이 떨어져 현실적으로는 보조기구로서의 역할에 그치고 있는 실정이다.

본 연구에서는 이러한 사실에 초점을 맞추어 첫째, 복합적으로 구성된 흡수도 데이터에서 동맥혈에 기인한 흡수도만을 어떻게 추출할 것인가를 이론적으로 모델링하고, 둘째, 모델링된 신호 속에 포함되어 있는 잡음성분의 정의를 통해 제거알고리즘을 설계하기 위한 기본방향을 제시하며, 셋째로 본 연구에 의해 설계된 알고리즘에서 최적의 선형성을 갖는 상관관계 그래프는 어떠한 것인가를 보여주고, 마지막으로 기존의 방법과의 비교를 통해 본 알고리즘의 효율을 비교할 것이다.

기본원리

펄스 옥시메터는 Beer-Lambert 법칙에 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

$$\Phi : \frac{A_{660nm}}{A_{940nm}} \quad (A\text{는 흡수도})$$

여기서, 광원은 그림 1에서 보는 바와 같이, 헤모글로빈(Hb)과 산소헤모글로빈(HbO_2) 사이에 빛 흡수도의 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 나타내며, 맥동성분을 정규화(normalization)하는데 이용된다[2].

여기서, 동맥혈에 의한 직류성분은 심장의 이완동안 혈관내에 잔류하는 혈액을 의미하며, 두 광원에 대해 상대적으로 같은 비율로서 작용하게 되므로 동맥혈에 대한 산소포화도의 계산 과정에서는 무시할 수 있다. 이렇게 서로 다른 파장을 갖는 두 빛에 대해 규준화된 맥동성분의 비값과 관혈적으로 얻어진 혈중 산소포화도 값에 의해 상관관계 그래프를 도시할 수 있으며, 이 그래프를 통해 식(1)과 같은 식을 유도해 낼 수 있게 된다. 따라서 이 상관관계 그래프의 선형성은 매우 중요한 의미를 갖게 된다[3]. 그러므로 펄스 옥시메터에 의한 산소포화도는 동맥혈에 의한 맥동성분의 흡수율과 잡음성분의 제거를 얼마나 논리적으로 간명하고 정확하게 추출해내며, 이 상관관계 그래프가 얼마나 선형성을 갖는가에 따라 그 값에 대한 신뢰성이 결정될 수 있다.

현재, 동맥혈에서 맥동성분의 비값을 결정하는 방법으로는 맥동성분의 진폭비를 이용하는 방법이 가장 많이 쓰이고 있다[4]. 그러나, 이러한 방법은 잡음성분에 대한 영향에 매우 민감하기 때문에 그 영향을 줄이기 위한 또 다른 알고리즘과 시스템이 필요하게 된다.

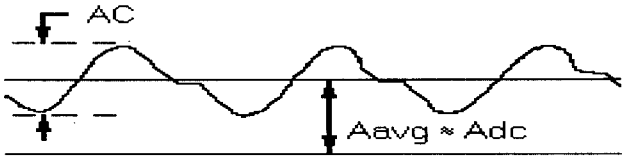


그림 3. 직류성분의 선택
Fig. 3. Selection of the dc component

계산모델

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 $A_a\sin wt$, 그리고, 잡음요소인 A_{noise}등으로 표현될 수 있다[5].

$$A_{whole} = A_{dc} + A_{noise} + A_a \sin wt \tag{2}$$

여기서, $A_{dc} = A_{tissue} + A_{tissue} + A_{organ} + A_{etc}$.

A_{noise} = *motion artifact etc.*
A_a : 동맥혈에 의한 흡수도
ω : ~ 신호의 각속도 $2\pi f$

2. 직류성분의 분리

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

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

여기서, m : 이산신호 데이터의 개수

와 같이 표현된다. 이때, A_{noise}는 랜덤 변수이고, m이 충분히 크다면 상쇄된다고 가정할 수 있으므로, A_{avg}는

$$A_{avg} \approx A_{dc} \tag{4}$$

이 되어 정맥과 조직등과 관련된 직류성분으로 정의할 수 있다.

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.

$$S_{Aa} \approx \left| \sum_{i=1}^{m}[A_{whole} - A_{avg}] \right| \tag{5}$$

만약, 이 식에서 한 주기 안에 이산신호 개수 m이 충분히 많다고 한다면, 식(5)에 있는 Σ는 적분기호 $\int$로 바꿀 수 있다.

$$S_{Ao} \approx \left| \int_{(2n-2)\pi}^{2n\pi}[A_{whole} - A_{avg}]\,dt \right| \tag{6}$$

여기서, n : 신호의 주기수

식(6)에서 절대값을 풀고 전개하면, 식(7)과 같이 기술된다.

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

식(7)에서 뒤의 두항은 A_{noise}가 랜덤 변수이므로,

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

식(8)과 같이 표현될 수 있고, 따라서 식(7)은 다음과 같이 간략화될 수 있다.

$$S_{Aa} \approx \frac{4}{w}A_a = kA_a \tag{9}$$

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

$$\Phi' = \frac{S_{AaR}}{S_{AaIR}} = \frac{A_{aR}}{A_{aIR}}$$

A_{aR} : 적색광에 대한 맥박성분의 흡수도
A_{aIR} : 적외광에 대한 맥박성분의 흡수도

와 같이 얻어진다. 따라서, 맥동성분의 적분비 Φ'는 순수한 동맥혈만의 흡수도 비로서 구성되어지므로,

$$SpO_2 = X + Y\Phi' \tag{11}$$

식(11)과 같이 표현되어질 수 있어 산소포화도 계산에 유용함을 알 수 있다.

4. 잡음항에 대한 고찰

실제측정에서의 잡음요소는 센서 프루브에서의 압력변

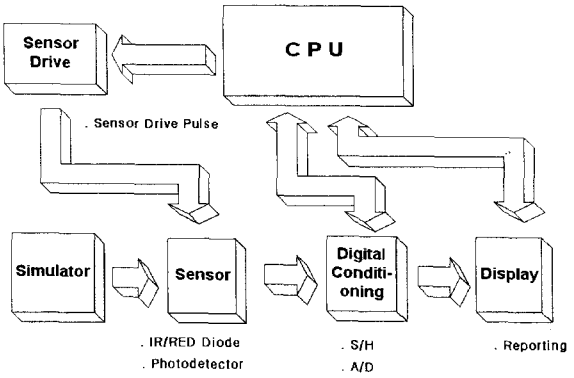


그림 4. 전체 시스템 블록선도
Fig. 4. Total system blockdiagram

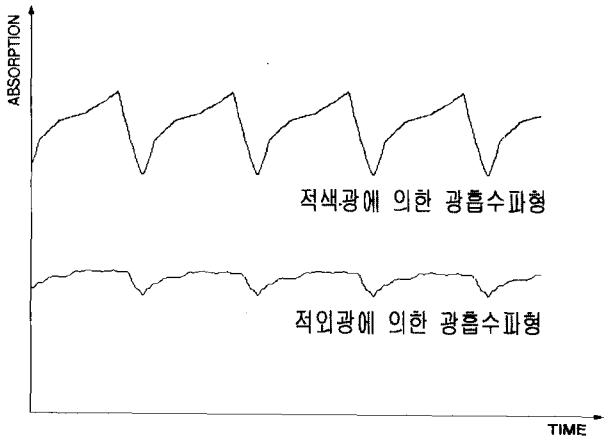


그림 5. 적색광과 적외광에 대한 실제 흡수도
Fig. 5. Absorption of red light and infrared light

화와 심장 수축시 조직의 밀도변화등이 랜덤하게 작용한다. 그 중에서도 기저선 변동과 유사한 잡음요소는 추출해 내기가 용이치 않은 부분이다[6]. 이러한 잡음항을 식(8)와 같이 국한시키기 위해서는 적절한 데이터 주기인 n값의 설정이 필요하게 된다. 본 시스템에서는 60Hz의 샘플율을 가지므로, 정상인의 맥박이 75라고 가정할 때, 한주기에 대략 45개 정도의 데이터 포인트를 갖게된다. 따라서, 본연구에서는 데이터 처리시간을 고려하여 잡음항을 랜덤 변수로 접근시키기 위해 주기 n값이 1~6일 때 각각의 경우에 대하여 동맥혈에 대한 흡수도 A_a를 추출하도록 알고리즘을 설계해 보았다.

5. 신호의 정규화 (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 Φ'는

$$\Phi' = \frac{A_{aR}/A_{dcR}}{A_{aIR}/A_{dcIR}} \tag{12}$$

와 같이 된다.

실험방법

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 해상도가 1%이며, 75~100%에서는 ±1%, 50~75%에서는 ±2%의 오차를 갖는 Bio-Tek사의 필스 옥시메터용 시뮬레이터를 이용하였다. 디지틀 컨디셔닝 부분은 보다 세밀한 해상도를 얻기 위해 Maxim사의 12bit의 A/D 컨버터 max191을 이용하였다.

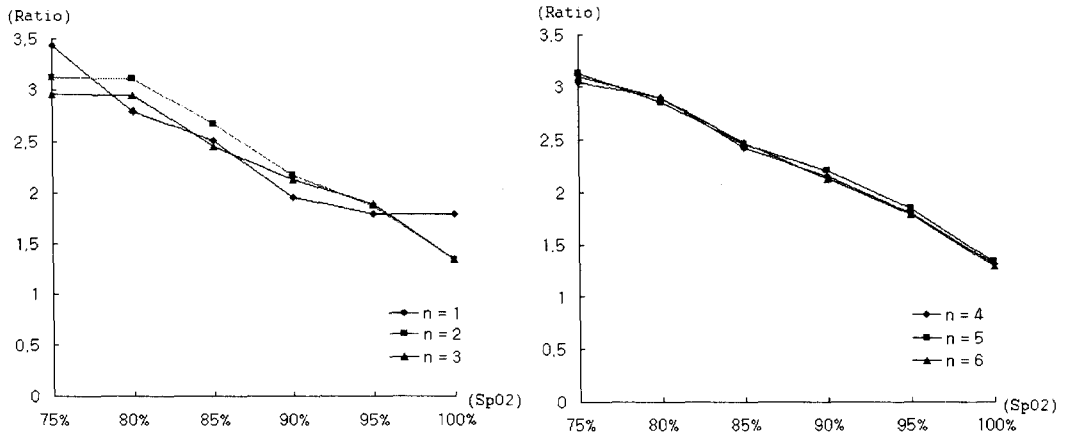
그림 5는 산소포화도가 75%인 신호를 시뮬레이터로 만들어 센서에 보냈을 때, A/D에 의해 받은 데이터를 도시한 것이다. 위의 신호가 적색광에 대한 흡수도를, 아래의 신호가 적외광에 대한 흡수도를 나타낸다.

실제 실험하기에 앞서서 고려해야 했던 3가지 사항을 열거해보면 다음과 같다.

첫 번째로 적분비를 이용한 산소포화도 계산과정에서 가장 먼저 고려한 부분은 직류성분으로 규정된 맥동성분에 대한 평균치 A_{avg}의 범위 설정이다. 맥동성분의 면적을 계산할 때, 맥동성분에 대한 평균치 A_{avg}는 손가락을 투과한 신호에 동잡음등에 의한 기저선 변동이 발생하더라도 안정적인 값, 즉 면적을 계산하는 식(6)과 식(7)을 만족시켜야 하기 때문에 신호의 최대값과 최소값 사이에 있어야한다. 따라서, 이러한 문제점을 해결하기 위해 맥동성분에 대한 평균치 A_{avg}는 매 주기마다 반복 계산하여 다음 주기의 면적을 계산하는 데 이용하도록 하였다.

두 번째로 고려해야 했던 부분은 면적을 계산하는 범위이다. 식(7)에서 식(8)과 같이 안정적으로 A_{noise}를 제거하기 위해서는 A_{noise}를 랜덤 변수로 국한시키기 위한 적절한 계산면적 범위가 필요하게 된다. 본 연구에서는 프로세싱 시간을 고려하여 면적계산 주기 n값을 1에서 6까지 변화를 주어가며 가장 적절한 범위가 어떠한 것인지를 실험해 보았다.

세 번째로 고려한 부분은 어느 범위의 산소포화도를 중점적으로 관측할 것이냐 하는 것이다. 실제 환자에게 있어서 산소포화도가 70%이하인 저산소 레벨에서는 매우



(a) n = 1~3일 때 (b) n = 4~6일 때

그림 6. 면적계산 주기 변화에 따른 맥동성분비와 산소포화도의 상관관계 그래프
Fig. 6. Correlation graph of ac component and SpO2 in change of area calculation periods (a) in case of n = 1~3, (b) in case of n = 4~6

표 1. 1~6주기의 범위에서 실제 데이터와 회귀직선 간의 평균오차 및 결정계수
Table 1. Average error and decision coefficient of data and regression graph in range of 1~6 period

n	ErrorAvg(%)	r^2 $(0<r^2<1)$
1	7.33	0.910908
2	4.43	0.963481
3	4.20	0.960712
4	3.05	0.985492
5	2.80	0.990110
6	2.59	0.990241

위급한 상태이므로, 환자의 상태 즉, 경향을 판단하는 경우를 제외하고는 70~100% 사이의 산소포화도보다 큰 의미를 부여받지 못한다. 또한 앞에서 언급했던 것 처럼, 본 실험에서 사용하고 있는 펄스 옥시메터 시뮬레이터는 75~100% 사이에서는 ±1%의 오차를 갖지만, 50~75% 사이에서는 ±2%의 오차를 가지므로, 산소포화도의 범위를 75~100%로 설정하여 실험하였다.

본 연구에서는 이러한 고려사항들을 중심으로, 계산과정을 통해 얻어진 맥동성분의 비값과 산소포화도가 75~100% 범위인 시뮬레이터 사이의 상관관계 그래프를 계산주기 n값의 범위가 1~6일 때 각각의 경우에 대하여 도시해 보고, 처리시간을 고려할 때 최적의 선형성을 갖는 알고리즘이 어떠한 것인지를 고찰하였으며, 마지막으로 이렇게 하여 얻어진 결과를 기존의 방식과 비교해 봄으로써 본 알고리즘의 타당성을 검토하였다.

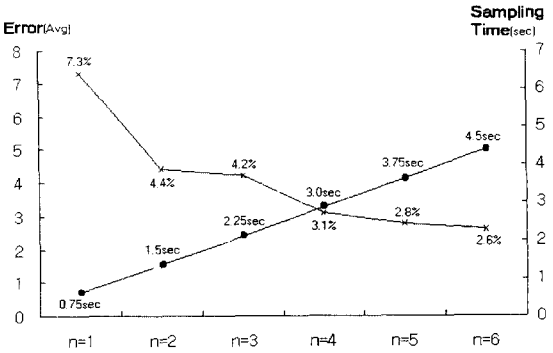


그림 7. 계산 주기 변화에 따른 평균오차와 데이터 처리 시간
Fig. 7. Average error and processing time in change of area calculation period

결과 및 고찰

그림 6은 면적계산 주기 n값을 1에서 6까지 증가 시켰을 때, 각각에 대해 75%에서부터 100%까지 산소포화도를 변화시키면서 맥동성분의 비와의 상관관계 도시한 그림이다. 앞에서 언급했던 것처럼 이 상관관계는 식(1)과 같이 일차방정식으로 표현되어질 때 가장 신뢰성있는 결과라고 평가될 수 있다[7].

표1에는 그림 6에서 보여준 각각의 계산주기 범위에 대해 선형성을 평가하기 위하여 최소자승법을 써서 자료값에 가장 적합한 회귀 직선을 구하고, 이 회귀직선과 실제 데이터 간의 평균오차와 결정계수 r2를 보여주고 있다

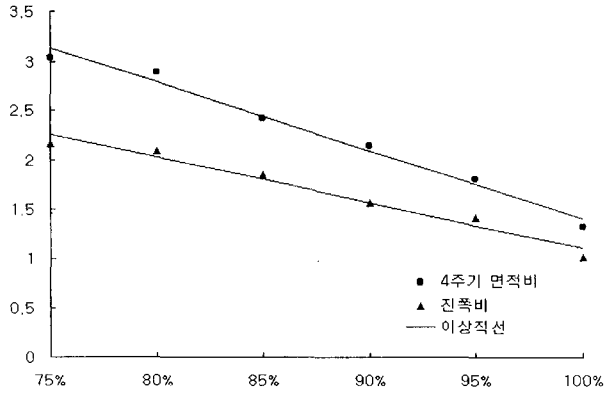


그림 8. 계산주기 n = 4일 때와 기존방식(진폭비)과의 비교
Fig. 8. comparision of amplitude ratio and area calculation period which is equal to n=4

표 2. 면적계산 주기 n = 4일 때와 진폭비를 이용했을 때, 평균오차 및 결정계수 비교
Table 2. Comparison of average error and decision coefficient when using amplitude ratio and area calculation period is equal to n=4

	ErrorAvg(%)	r^2
n = 4	3.05	0.985492
Amplitude Ratio	4.02	0.970115

[8]. 결정계수 r2는 데이터 표본과 회귀직선 사이의 상관관계를 수치적으로 보여줌으로써, 회귀직선의 신뢰도를 결정해준다.

표1에 나타낸 실험결과는 면적계산 주기가 늘어날수록 즉, 데이터 연산 수가 증가하면 증가할수록 선형성이 향상되어지는 것을 보여주고 있다. 이러한 결과를 통해 우리는 다음과 같은 두가지 사실을 고찰 할 수 있다. 첫째로, A_{noise}로 규정된 잡음항이 연산 데이터 수가 늘어남에 따라 랜덤 변수로 접근해 감으로서, 식(8)에 의해 제거되어지고 있다는 것이다. 둘째로, 적은 면적계산 주기일수록 큰 평균오차와 작은 결정계수를 갖는 큰 이유는 식(2)의 광신호 모델링에서 동맥혈의 맥동성분을 정현파로 규정했기 때문이라고 할 수 있다. 왜냐하면 실제 광신호 파형은 생체신호로서 주기가 일정한 정현파가 아니기 때문에, 주기가 가변적일 수 있으며, 따라서 적은 면적계산 주기일때 부정확한 결과를 초래할 수 있기 때문이다. 이러한 문제점은 면적계산 주기를 증가시킴에 따라 부정확한 주기의 오차가 감소됨으로서 개선될 수 있음을 표1에서 보여주고 있다.

그림 7은 본 알고리즘에서 신뢰성있는 처리결과를 얻음과 동시에 실시간 처리에 적합한 데이터 처리 시간이 어떠한 것인가를 판단하기 위하여 면적계산 주기 n이 1부터 6까지 증가될 때 평균오차와 데이터 처리 시간을 하나의 그래프에 오버랩시킨 그림이다. 그림 7에서 보면, 계산주기가 1~3주기인 범위 안에서는 평균오차의 범위가 매우 크기 때문에 신뢰할 수 있는 결과라고 하기에는 어렵다. 평균오차의 범위가 3%이하인 4~6주기의 결과는 시뮬레이터의 오차범위를 감안하더라도 비교적 안정적이라 할 수 있는 신뢰성을 갖는다. 그러므로 4~6주기 사이에서 적정 데이터 처리 시간을 고려해야 한다. 4~6주기 사이에서 각각의 오차범위는 ±0.5%사이에 있으므로 정확성에 있어서는 큰 차이가 없다. 따라서, 가장 빠른 데이터 처리 시간을 가지고 있는 4주기의 계산범위가 가장 적합한 것으로 사료된다.

그림 8은 현재 가장 많이 쓰고 있는 알고리즘인 진폭비를 이용한 상관관계 그래프와 본 알고리즘에서 최적의 조건으로 선정된 면적계산 주기가 4주기일 경우를 비교한 것이다. 동등한 조건을 부여하기 위해 진폭비를 이용한 경우, 4주기 동안 받은 데이터 사이에서 진폭을 구하여 결과를 얻었다. 각각에 대하여 평균오차 및 회귀직선과의 결정계수를 비교한 것이 표2에 있다. 표2에 의하면, 본 알고리즘에서 제시한 방법이 기존 방식보다 평균오차에서 1%가량 더 낮은 성능을 가지고 있으며, 식(1)의 방정식을 산출하는데 있어서도 보다 좋은 신뢰성을 보여주고 있음을 알 수 있다.

결 론

본 연구에서는 펄스 옥시메터의 신뢰성 향상을 목표로 측정원리를 이해하기 쉬운 간단한 수학적 모델로 설명하기 위하여, 새로운 개념인 면적비를 이용한 산소포화도 계산모델을 제시하였다. 또한 그 계산모델의 분석을 통하여 알고리즘에서 추출된 잡음항을 정의할 수 있었으며, 그 잡음항은 충분한 연산 데이터 수를 가질 때 랜덤 변수로 취급되어 그 영향을 최소화 시킬 수 있다는 것을 알 수 있었다. 펄스 옥시메터의 신뢰성에 영향을 줄 수 있는 맥동성분의 비값과 관혈적인 측정에 의한 혈중 산소포화도와의 상관관계 그래프의 선형성을 확보하기 위해, 본 연구에서 제시한 알고리즘에서 면적계산 주기를 변화시켜가며 실험해 본 결과, 잡음항의 영향을 최소화 시키며 광신호의 모델링에 의한 오차성분을 감소시키기 위해선 데이터 처리시간을 고려할 때 4주기의 면적계산 주기로 계산을 해야한다는 최적조건을 알 수 있었으며, 기존의 진폭비를 이용한 방법과 비교해 볼 때도 우수한 결과를 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. G. R. Blackwell, "*The Technology of Pulse Oxi*

metry", Biomed. Instrum. & Tech. pp188-193, May/June, 1989

2. 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
3. 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
4. T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, "*Pulse Oximeter*", U. S. Patent, No.5,355,882, Oct. 18, 1994
5. 이윤선, 김동철, 김윤영, "맥동성분의 적분비를 이용한 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산모델 설계 및 분석", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 19권, 1호, pp267-270, 1997
6. J. P. De Kock,, L. Tarassenko, C. j. Glynn, A. R. Hill, "*Reflectance Pulse Oximetry Measurements form the Retinal Fundus*", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.40, No8, pp.817-823, Aug., 1993
7. S. A. Wilber, Boulder, "*Blood Constituent Measuring Device and Method*", U. S. Patent, No.4,407, 290, Oct. 4, 1983
8. 이동우, "보건통계학방법", 신광출판사, pp. 213~236, 1985