

2 채널 센서 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산알고리즘에 관한 연구

김동철 · 이윤선 · 이경중 · 이성호

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과, 의공학연구소
(1999년 8월 6일 접수, 1999년 9월 22일 채택)

A Study on the Algorithm on Computing Model of Pulse Oximetry Using 2 Channel Sensor

D.C. Kim, Y.S. Lee, K.J. Lee, S.H. Lee

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University
Research Institute of Medical Engineering, Yonsei University
(Received August 6, 1999, Accepted September 22, 1999)

요약: 본 논문은 2 채널 센서를 이용한 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산 모델의 설계 및 분석에 관한 것이다. 또한 Beer Lambert 법칙에 의거하여 기존 알고리즘 및 새로운 알고리즘들을 이론적으로 분석하였다. 제안된 알고리즘은 손가락을 투과한 2개의 채널에서 나온 광신호를 각각 직류성분 A_{dc} 와 맥동성분 $A_n \sin \omega t$, 잡음성분 A_{Hnoise} , A_{Lnoise} 등으로 모델링한다. 모델링 되어진 광신호는 맥동성분의 적분비를 사용하여 고주파 동잡음인 A_{Hnoise} 를 제거한 후 각각 산소포화도 계산을 위한 상관계수 그래프를 구한다. 또한 2개의 채널에서 적분비를 사용하여 구해진 상관계수 그래프를 사용하여 산소농도를 추출하는 방법에 관하여 기술하였다. 맥동성분비와 관련된 측정에 의한 혈중 산소포화도와 상관관계 그래프의 선형성을 확보하기 위하여 펄스 옥시메터 시뮬레이터의 오차범위를 고려해 75~100%사이의 산소포화도를 중심으로 관측하였고, 4주기로 면적계산 주기를 결정하여 실험하였다. 본 연구에서 제안된 알고리즘의 성능평가는 맥동성분의 적분비를 이용한 방법과 비교하였다. 비교결과는 4주기의 면적계산 주기를 가졌을 때 기존의 방식보다 평균오차가 0.7%정도 향상되었으며, 회귀직선의 신뢰도를 보여주는 결정계수 r^2 도 0.995로 기존의 방식에서 나온 0.979보다 더 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 따라서 2 채널을 이용한 방법이 A_{Lnoise} 제거와 성능면에서 우수하다는 결론을 얻을 수 있었다.

Abstract: This paper describes a design of computing model for oxygen saturation of pulse oximetry using 2 channel sensor. We derived the optical signal theoretically from the Beer Lambert's Law. In our proposed algorithm we modeled the transmitted optical signal from fingertip as DC component A_{dc} , pulsating component $A_n \sin \omega t$, high frequency noise component A_{Hnoise} , low frequency noise component A_{Lnoise} from 2 channel sensor. After subtracting high frequency noise (A_{Hnoise}) from modeled optical signal using integral ratio method, we obtained the correlation graph to compute oxygen saturation. Then we could eliminate low frequency noise (A_{Lnoise}) using correlation graph from 2 channel sensor. To acquire a linearity of correlation graph between pulsating components ratio and real oxygen saturations, we observed the oxygen saturations in the range of 75~100% from the simulator. Also, for real time processing, we chose the 4 period of heart rate. In order to evaluate the performance of our proposed algorithm, we compared our results with that obtained from the integral ratio of pulsating components from 1 channel sensor. The results is more linear and has lower error rate than that. In conclusion, our algorithm with the calculating cycle area of 4 improved the error rate by 0.7% than the existing method. Moreover r^2 , the decision coefficient showing the correlation of regression graph with real data, showed a better result of 0.995 than 0.979 from existing method.

Key words: Pulsating components, Pulse oximeter, Oxygen saturation

<속보논문>

본 연구는 과학기술부 98 연구개발성과 확산사업(실용화연구지원사업) 연구비 지원에 의하여 이루어졌음

통신기사: 이윤선 (220 710) 강원도 원주시 흥업면 폐지리 234

연세대학교 의공학과, 의공학연구소

Tel. (0371)760 2432, FAX. (0371)760 2197

서론

혈중 산소포화도는 총 헤모글로빈의 농도에 대해 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈 농도의 비율로서 정의되어지는데, 저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학등 임상분야에서 중요한 파라미터로 사용된다. 혈액에서 비관혈적으로 산소포화도를 계산하는 기존의 방법은 동맥혈관내에서 맥동성분의 진폭비를 이용한 방법과 맥동성분의 적분비를 이용한 방법이 있다.[1-2] 이 두 가지의 방법은 하나의 채널에서 얻어지는 적색광(660nm)과 적외광(940nm)에서 맥동성분을 추출하여 산소포화도를 계산하므로 맥동성분이 잡음에 영향을 많이 받은 경우에는 산소포화도를 계산하는데 오차가 발생할 수 있으며, 잡음을 제거하는 필터링 기술과 복잡한 처리 알고리즘, 그리고 많은 연산 수행시간을 필요로 한다.[3-4] 이를 개선하기 위하여는 보다 효율적인 알고리즘의 도입 또는 신호원에 대한 제고찰 및 신호 검출 단계에서의 새로운 방법의 도입이 필요하다. 본 연구에서는 후자에 초점을 맞추었다. 즉 일반화된 차동 증폭의 개념을 신호 검출부에 적용할 경우, 고유의 잡음항이 효과적으로 제거되어 알고리즘 수행 및 잡음 제거에 어떤 기여가 있을 것인가에 관심을 두고 시스템을 구성하여 실제 데이터에 의한 효율성을 평가함을 목표로 하여 연구를 수행하였다. 그러므로 본 연구에서는 각각 다른 각도에서 맥동성분을 추출하여 산소포화도를 계산할 수 있는 비관혈적인 투과형 2 채널 센서의 개발에 초점을 맞추었다. 그리고 이 센서에 맞는 알고리즘을 개발하여 기존의 방법인 비관혈적인 1 채널 센서시스템과 생체 데이터의 잡음 제거, 상관계수 그래프의 선형성을 분석하였다. 또한 Beer Lambert의 흡수광학 법칙으로부터 어떻게 산소농도를 추출할 수 있는지를 이론적으로 추구하고 위하여 기존의 알고리즘을 재고찰하고 새로운 계산모델의 결과를 이론적으로 적용시켰다.

기본이론

Beer Lambert's law

경로 α 를 통과하여 센서에서 포착된 광량 I 는 광원의 광량 I_0 가 기하함수적으로 감쇠된다는 것을 보여주며 여기에 광주파수에 관한 항은 무시한다.

$$I = I_0 e^{-\alpha d} \tag{1}$$

(단, α : 흡광계수, d : 경로의 길이, I_0 : 광원)

마찬가지로 경로 α_1, α_a 를 통과한 경우는 아래와 같이 된다.

$$I_2 = I_1 e^{-\alpha_a \Delta d} = I_0 e^{-\alpha_1 d} e^{-\alpha_a \Delta d} \tag{2}$$

이와 같은 방법으로 빛이 손가락을 투과할 경우, 잡음항에 의한 광량(dn)도 하나의 시스템으로 볼 수 있으므로

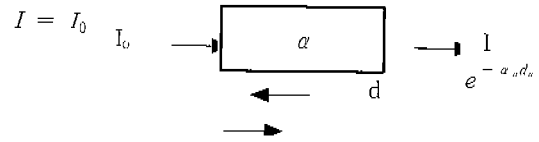


그림 1. 경로 α 를 통과한 광량 I 의 개념도
Fig. 1. A block diagram of light absorbance(I) through α .

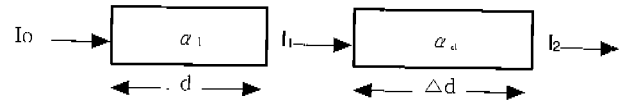


그림 2. 경로 α_1, α_a 를 통과한 광량 I_2 의 개념도
Fig. 2. A block diagram of light absorbance(I_2) through α_1 and α_a

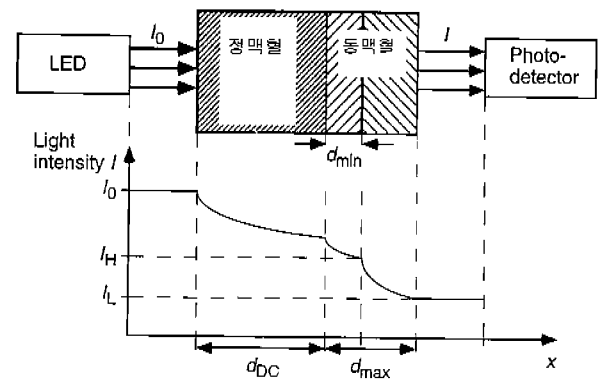


그림 3. 정맥혈, 동맥혈을 투과하는 광량의 변화
Fig. 3. Change of light absorbance through artery and venous blood

(3)

(단, I_0 : 손가락의 혈관에서 반사되어 나오는 광원, s : skin, v : vein, a : arterial, n : noise, t : $s+v+n$)

와 같이 되며 이중 s, n 을 생략한 간단한 혈관모델은 그림 3.으로 나타내었다.

정맥혈관의 경우는 직경의 변화가 없어서 광량의 변화 역시 일정하다고 보고 (d_{DC} , 동맥의 경우는 변화한다고 가정한다(d_{min} 에서 d_{max} 까지 변화).

시간에 따라 변화되는 흡수율 I 의 형태는 그림 4.와 같으며 여기서 DC offset은 정맥의 직경과 동맥의 최소시 직경에서 기인된 광량이고 AC component는 동맥의 직경변화에서 생긴 광량이다.

산소포화도의 측정원리

펄스 옥시메터는 Beer Lambert 법칙과 photon diffusion이론 [5]을 바탕으로 2개의 서로 다른 파장에 따른 흡수도의 비율

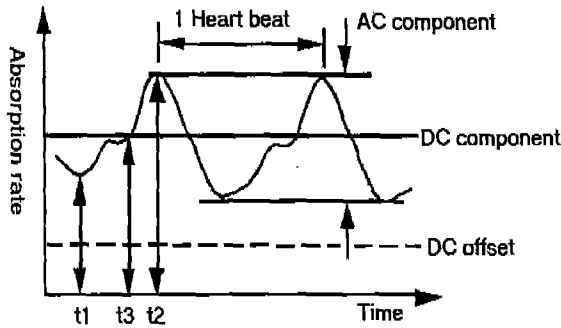


그림 4. 피부에서의 흡수광량과 시간과의 관계
Fig. 4. A waveform of light absorption rate vs. time in living tissue

측정함으로써 산소포화도를 측정하는 장비이다.

$$SpO_2 = X + Y\phi$$

여기서, SpO_2 : Oxygen Saturation

X, Y : 광학 특성 상수

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

광원은[1-2] 헤모글로빈(Hb)과 옥시헤모글로빈(HbO_2) 사이에 빛 흡수도의 차이가 큰 적색광(660nm)과 적외광(940nm)을 이용한다.

기존의 맥박산소농도계산의 경우는 1 채널 센서를 사용하여 산소포화도를 계산하였다. 그러나 1 채널 센서로 얻어진 신호 하나를 사용하여 산소포화도를 계산하는 방법은 많은 치러시간을 필요로 하나, 동잡음(motion artifact) 및 기저선 변동(baseline drift)을 제거하기 위한 고급 필터링 기술을 요구한다. 본 연구에서와 같이 2 채널 센서를 사용하여 맥박산소농도를 계산할 경우 유사한 2개 신호 파형에서 차동 신호만을 얻을 수 있으므로, 기존의 알고리즘에 비해 더 간단하고 빠르게 산소포화도를 계산할 수 있다.

방법 1 : Peak Valey Method [6-8]

산소 농도 검출방법으로 가장 먼저 시도했던 방법으로 AC 성분의 최대, 최소점으로 계산하며 여기에 Beer Lambert 법칙을 적용하여 동맥혈의 흡수계수에 대하여 고찰한다. 그림 4.에서 동맥직경의 변화분을 Δd 라 놓고, 임의의 파장 λ 에서 동맥혈 직경이 최대일때 흡수광량을 R_L , 동맥혈직경이 최소일때 흡수광량을 R_H 라 하면

$$R_L = I_0 e^{-(\alpha d + \alpha_a \Delta d)} \tag{5}$$

$$R_H = I_0 e^{-\alpha d} \tag{6}$$

이며

$$\therefore \frac{R_L}{R_H} = e^{-\alpha_a \Delta d} \tag{7}$$

와 같이 동맥직경에 관한 항만이 남게된다. 관심이 되는 αa

$$\Delta d \text{의 항만을 추출하기 위해 양변에 } \ln \text{을 취하면 특정주파수에 서의 } R \text{ of } R \text{은 } \frac{\ln(\frac{R_L}{R_H})_R}{\ln(\frac{R_L}{R_H})_{IR}} = \frac{\alpha_a(\lambda_R)}{\alpha_a(\lambda_{IR})} \tag{8}$$

그러므로 동맥의 산소농도는 R of R 을 계산함으로써 추출할 수 있다.

그러나 R_L, R_H 를 동시에 측정을 할 수가 없고 신호에 기저선 변동이 있는 경우 이를 제거시키기 위한 부가적인 계산을 필요로 하게 된다.

방법 2 : Differential Method [6],[9]

산소농도를 구하는 또 다른 방법으로서 Beer Lambert 법칙은 기하함수이므로 이를 미분할 경우 자기함수를 그대로 유지함을 이용한다. 즉,

$$I = I_0 e^{-\alpha_a d} \tag{9}$$

여기에서 경로 d 를 L 이라 할때

$$\frac{dI}{dt} = -\alpha_a \frac{dL}{dt} I_0 e^{-\alpha_a L} \tag{10}$$

이다. 그러므로,

$$-\frac{dI}{I} = -\alpha_a \frac{dL}{dt} \tag{11}$$

임으로 방법 1보다 \ln 을 취하는 부가적인 계산을 고려할 필요가 없다

$$R \text{ of } R = \frac{\frac{dI_R}{dt}}{\frac{dI_{IR}}{dt}} = \frac{-\alpha_a(\lambda_R)}{-\alpha_a(\lambda_{IR})} \tag{12}$$

또한 미분의 경우, 입력데이터 신호는 시간간격이 일정한 디지털 데이터이므로

$$\frac{dI_R(t)}{dt} \approx I_R(t_2) - I_R(t_1) \tag{13}$$

와 같이 차분방정식으로 대치할 수 있다

그러므로 그림 4.의 적절한 t_1, t_2, t_3 를 선정하여 계산하면 된다.

$$R \text{ of } R = \frac{\frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_R(t_3)}}{\frac{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)}{I_{IR}(t_3)}} = \frac{AC_R}{DC_R} \tag{14}$$

그러나 에러를 최소화 하기 위해서는 결국은 t_1, t_2, t_3 를 일정주기 동안 각 포인트마다 반복계산을 하여야만 한다. 또한 기저선 변동에 따른 잡음해소를 위해서는 결국치에 linear extrapolation 을 취한다.

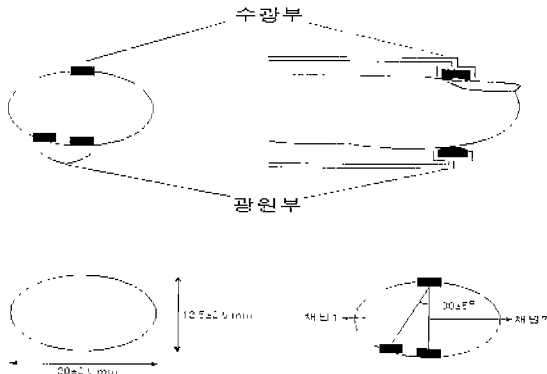


그림 5. 센서 구성도
Fig. 5. 2 channel sensor system

$$g(t) = f(t) + mt + b \tag{15}$$

(단, $f(t)$: 원하는 신호, mt : 기저선의 기울기, b : 기저선의 값)로 볼 수 있고 기저선 변동은 제거한 R of R 은 n 을 샘플계수로, $x_j(-I_R \cdot \frac{d_{IR}}{dt})$, $y_j(-I_{IR} \cdot \frac{d_R}{dt})$ 를 ()안과 같이 각각 정의 할때,

$$R \text{ of } R = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \tag{16}$$

로 계산하여 보정하는 방법등이 제시되어 있으나 실시간 처리의 상우 많은 계산시간이 소요되며 계산상의 오차 역시 배제할수 없다.

방법 3 : 적분비에 의한 계산방법 [1-2]

방법 1을 실제 프로세서에 구현한 것으로 맥과의 형태를 sinc 함수로 가정하여 모델링한 후 rms 값을 구하고 이 값의 ln 비를 이용한 것이다.

함수 $f(x)$ 에 대한 적분비에 의해 구해진 I_{ACrms} 는 Beer Lambert의 법칙을 고려할 때 다음과 같다.

$$\ln I_{ACrms} \approx -\alpha_a \wedge drms - \alpha_n d + \ln I_o \tag{17}$$

$$\ln I_{DC} = -\alpha_n d + \ln I_o \tag{18}$$

$$R \text{ of } R \propto \ln(R \text{ of } R) = \frac{\ln \frac{(I_{ACrms})}{(I_{DC})} |_R}{\ln \frac{(I_{ACrms})}{(I_{DC})} |_{IR}} = \frac{\alpha_{aR}}{\alpha_{aIR}} \tag{19}$$

그러나 이 또한 기저선 변동의 영향을 제거하기 위한 알고리즘 추가가 불가결하다.

방법 4 : 2 채널 이용법(제안된 방법)

방법 1, 2, 3 은 모두 기저선 변동을 제거시키는데 복잡한 처리를 요구한다. 제안된 방법은 A_{Lrms} 를 상쇄시키기 위하여 사용한 방법으로서 기저선 변동이 경로의 길이 변화에 의한 것

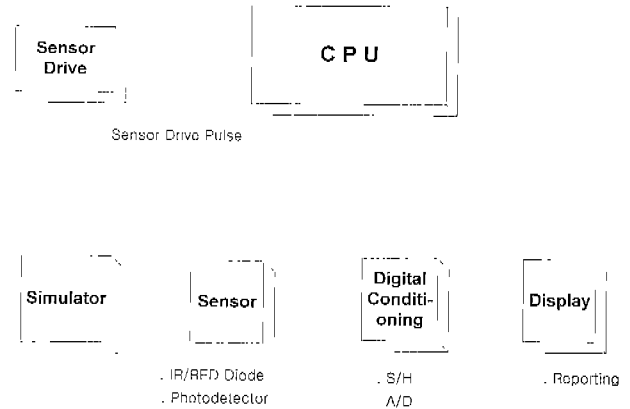


그림 6. 전체 시스템 블록선도
Fig. 6. A block diagram of the system

이 주된 것이라고 보면 기저선 변동은 채널 1과 채널 2에서 동일하게 발생한다고 볼수 있다. 그러므로

$$R \text{ of } R_1 = \frac{\alpha_{aR}}{\alpha_{aIR}} + baseline \ drift \tag{20}$$

$$R \text{ of } R_2 = \frac{\alpha_{aR}}{\alpha_{aIR}} + baseline \ drift \tag{21}$$

와 같이 표현할 수 있다.

그러므로 양쪽의 경로차를 각각 Δd_1 , Δd_2 라 하면 새로운 α'_{aR} , α'_{aIR} 를 구할 수 있다.

$$R \text{ of } R = R \text{ of } R_1 - R \text{ of } R_2 = \frac{\alpha_{aR}}{\alpha_{aIR}} - \frac{\alpha'_{aR}}{\alpha'_{aIR}} \neq 0 (\because \Delta d_1 \neq \Delta d_2) \tag{22}$$

$$= \frac{\alpha'_{aR}}{\alpha'_{aIR}} \tag{23}$$

(단, α'_{aR} , α'_{aIR} 은 기저선 변동의 영향을 보정한 흡광계수) 그러므로 기저선 변동을 간단하면서 효과적으로 제거시킬 수 있다.

실 험 방 법

그림 6.은 본 연구에서 2 채널 센서를 사용하여 산소포화도를 계산하기 위한 시스템의 블록선도이다.

센서부는 센서와 센서구동부로 나눌 수 있다. 본 연구에서 사용된 센서는 두 개의 광원부와 한 개의 수광부로 구성되며, 각각의 광원부는 채널 1에서 660nm와 940nm의 파장을 갖는 두 개의 LED, 채널 2에서 660nm와 940nm의 파장을 갖는 두 개의 LED로 구성된다. 이 두 개의 광원부는 각각 채널 1, 채널 2로 명기되며, 서로 다른 위치에서 산소포화도 계산을 위한 데이터를 측정하도록 설계되었다.

채널 2의 광원은 수광부에 수직인 방향에 위치하며, 채널 1

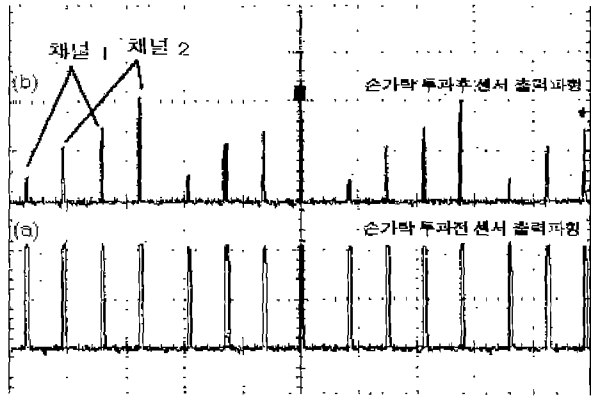


그림 7. 손가락 투과후 센서 출력파형과 투과전 출력파형
Fig. 7. Simultaneous recording of waveform.
(a) Transmitted signal. (b) Received signal.

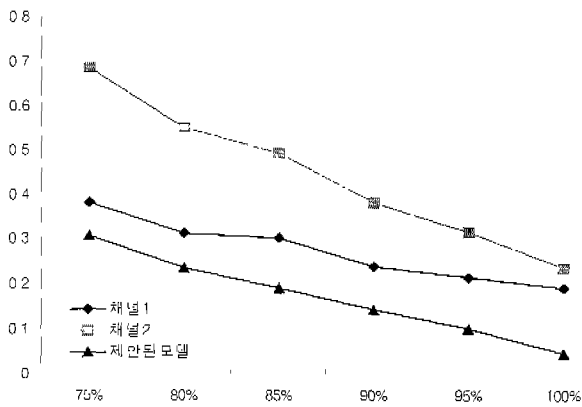


그림 9. 채널 1과 채널 2를 통해 얻어진 제안된 모델의 상관계수 곡선
Fig. 9. The correlation curves of proposed method using 2 channel sensor.

의 광원은 채널 2의 광원과 30°의 간격을 두고 떨어져 있다. 센서의 위치는 Bio-Tek사의 SpO₂ 시뮬레이터의 모양에 의해 채널 1과 채널 2의 광원부의 크기와 두 채널에서 나온 신호가 가장 적절히 통과되는 위치는, 30°의 간격을 두고 신호를 측정하였을 때였다.

본 연구에서 제안한 알고리즘으로 2 채널 센서를 사용한 옥시메터에서 얻어진 데이터와 기존의 1 채널 센서를 사용한 옥시메터에서 얻어진 데이터를 비교 분석하였다.

결과 및 고찰

그림 7. 은 제작된 2 채널 센서에서 손가락 투과 전 출력파형과 투과 후 출력파형을 나타내고 있다. 펄스 옥시메터에서 펄스를 이용하여 센서를 구동하게 되면 동잡음과 같은 잡음성분과 기저신 번동에 의한 영향을 줄일 수 있게 된다. 구동펄스는 적색광과 적외광의 두 광원에 대하여 샘플링 주파수를 고려

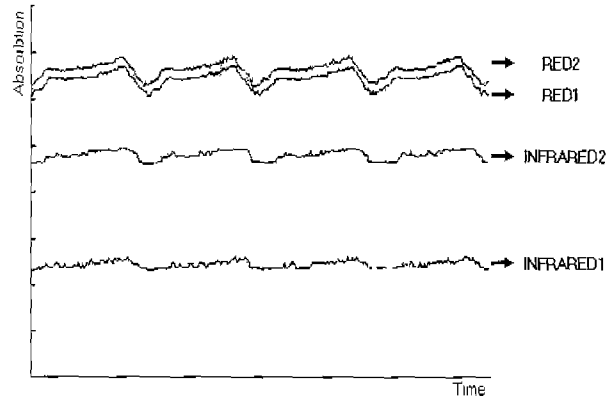


그림 8. 적색광과 적외광에 대한 시뮬레이터의 실제 흡수도
Fig. 8. Real absorbance of simulator for RED1, 2 and INFRARED1, 2

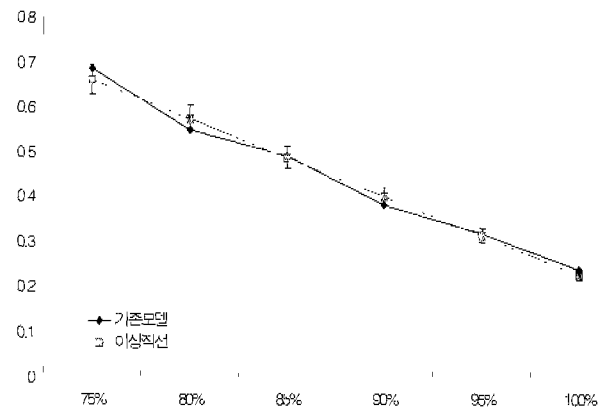


그림 10. 기존 모델의 산소포화도에 대한 상관계수 곡선
Fig. 10. The correlation curve of existing method.

하여 400μs의 펄스 폭과 14ms의 주기를 가지고 구동하였다.

그림 7.(a)는 센서 구동신호이고, 그림 7.(b)는 손가락 투과후 photo detector에 감지된 광신호이다. 그림 7.(b)를 보면, 네 개의 신호가 주기적으로 나타나는 것을 볼 수 있다. 이 네 개의 신호는 각각 채널 1의 적색광, 채널 1의 적외광, 채널 2의 적색광, 그리고 채널 2의 적외광에 의해 나타난 신호이다. 그림 7.(b)에서 채널 1의 센서는 photo detector와 수직인 각도로 위치한 채널 2 센서에 비해서 30°의 각도만큼 떨어져서 위치해 있기 때문에 신호 파형이 작은 것을 알 수 있다.

그림 8. 은 산소포화도가 75%인 신호를 시뮬레이터로 만들어 센서에 보냈을 때, A/D에 의해 받은 데이터를 도시한 것이다. RED1과 RED2가 적색광에 대한 흡수도를, INFRARED1과 INFRARED2가 적외광에 대한 흡수도를 나타낸다.

받아 들어진 신호는 자동증폭기 원리를 이용하여 2 채널의 신호에서 서로 상쇄시켜 가면서 가장 효율적인 R of R을 구하고자 하였다.

- 1) 원신호에서의 차감방법
- 2) 적분비를 구한후의 차감방법

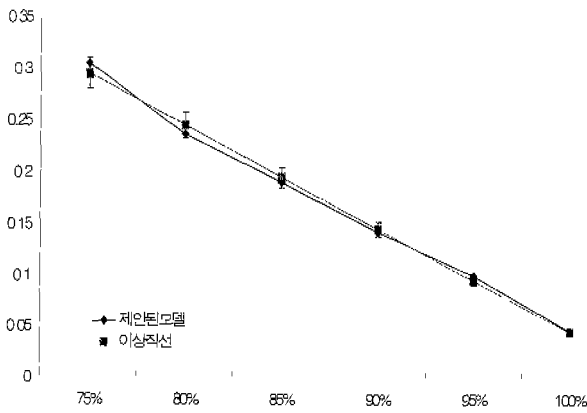


그림 11. 제안된 모델의 산소포화도에 대한 상관계수 곡선
Fig. 11. The correlation curve of proposed method.

3) 각 채널별 R of R 계산후의 차감방법

등은 적용한 결과, 3)의 방법이 가장 효율적임을 알 수 있었다.

본 연구에서 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 산소포화도가 75~100% 범위에서의 시뮬레이터 출력을 기준으로 하여 기존모델에서 계산되어진 R of R 값과 제안된 모델에서의 R of R 값을 5% 간격으로 각각 출력을 구하여 상관관계를 도시함으로써 알고리즘의 효율성을 검토하였다. 계산은 심박주기(n)를 4로 놓고 수행하였다.

그림 9.는 2 채널 센서의 채널 1과 채널 2에서 얻어진 상관계수(즉, 채널 1에서 구해진)를 사용하여 얻어진 제안된 모델의 상관계수를 보여준다.

그림 10. 과 그림 11. 은 변적계산 주기 n값이 4일 때 각각에 대해 75% 에서부터 100% 까지 산소포화도를 변화시키면서 기존 알고리즘인 백동성분의 적분비(방법3)와 제안된 알고리즘의 산소포화도에 대한 상관계수 그래프를 도시한 것이다.

표 1.은 그림 9. 부터 그림 11. 의 그래프에서 산소포화도가 75%로부터 100% 범위에 있을 때 각각의 산소포화도에 대한 R of R 의 값이 1차 선형예측 계수와의 격차를 오차율로 정의하여 보여주고 있다. 실질적인 자료 분석을 위하여 표 2. 에는 평균오차와 결정상관계수를 보여준다. 각각의 계산주기 범위에 대해 선형성을 평가하기 위하여 최소자승법을 써서 자료값에 가장 적합한 회귀 직선을 구하고, 이 회귀직선과 실제 데이터 간의 평균오차와 결정계수[10] r^2 를 보여준다. 결정계수 r^2 는 데이터 표본과 회귀직선 사이의 관계를 수치적으로 보여줌으로써, 회귀직선의 신뢰도를 나타낼 수 있다.

표 2. 에 의하면, 본 알고리즘에서 제시한 방법이 기존방법보다 평균오차에서 0.7%가량 더 나은 성능을 가지고 있다. 또한, 광학특성상수를 산출하는데 있어서도 보다 좋은 선형성과 신뢰성을 보여주고 있음을 알 수 있다.

표 1. n=4일 때, 각각의 산소포화도에 대한 오차율 (단위 : %)
Table 1. The error rate of SpO₂ at each percent (n=4)

	기존 모델	제안된 모델
75%	3.29	1.38
80%	3.44	2.64
85%	1.28	0.91
90%	6.60	2.30
95%	0.11	4.37
100%	8.91	7.47

표 2. 제안된 알고리즘과 기존방식의 평균오차 및 회귀직선과의 결정계수 비교

Table 2. Comparison average of error and regression coefficient between existing and proposed method.

	ErrorAvg(%)	r^2
기존 모델	3.94	0.979
제안된 모델	3.18	0.995

결 론

산소포화도를 계산하는 기존의 방법인 진폭비나 백동성분의 적분비를 사용한 방법의 경우는 저주파 동잡음을 제거하는 알고리즘이 따로 필요하였으며, 복잡한 알고리즘에 의해 빠르고 고가인 시스템 사양을 요구하였다. 본 연구에서는 손가락에서 각각 다른 방향으로 센서의 위치를 구성하여 각 채널에서 서로 다른 데이터를 얻기 위한 2 채널 센서를 설계하였으며, 각각의 채널에서 얻어진 데이터를 이용한 산소포화도 계산알고리즘을 제시하였다.

연구결과 얻은 결론은 다음과 같다.

- 1) 백동성분의 적분비를 이용하여 산소포화도를 계산한 모델을 이론적으로 분석 하였다.
 - 2) 1)을 이용하여 A_{1noise} 가 제거되는 기전을 이론적으로 고찰하였다.
 - 3) 2개의 채널을 이용하여 A_{1noise} 를 효과적으로 제거함으로써 정확도 및 간편성을 향상시켰다.
- 결과적으로 기존의 적분비를 이용한 방법과 비교해 본 때 선형성과 평균오차에 있어서 더 정확한 결과를 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. 김윤영, 김동철, 이운선, "펄스 옥시메터의 산소포화도 추출 알고리즘을 위한 계산모델 설계에 관한 연구", 대한의

- 용생체공학회, 19권, 1호, pp. 25-31, 1998
2. 김운영, 김동철, 이윤선, "맥동성분의 적분비를 이용한 펄스 옥시메터의 산소포화도 계산모델 설계 및 분석", 대한 의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 19권, 1호, pp. 267-270, 1997
 3. T. Ukawa, K. Ito and T. Nakayama, "*Pulse Oximeter*", United States Patent, No. 5355882, 1994
 4. P. D. Mannheimer, D. C. Chung, C. Ritson, "*Multiple Region Pulse Oximetry Probe and Oximeter*", United States Patent, No. 5218962, 1993
 5. J. M. Schmitt, "*Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 38, No. 12, pp. 1194-1203 Dec., 1991
 6. J. G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*, London, Institute of Physics Publishing Ltd. 1997
 7. Y. Mendelson and B. D. Ochs, "*E. C Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography*", IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 35, No. 10, pp. 798-805, 1988
 8. W. New. Jr. and Jorenman, "*Pulse Oximeter Monitor*", United States Patent, No. 4653498, 1987
 9. G. R. Blackwell, "*The Technology of Pulse Oximetry*", Biomed. Instrum. & Tech. pp. 188-193, May/June, 1989
 10. 이동우, 보건통계학방법, 서울, 신광출판사, pp. 213-236, 1985