
산소포화도 측정을 위한 모듈형 펄스 옥시메터 개발

이한우*, 이주원*, 이종희*, 조원래**, 이건기*

A Development of Pulse Oximeter module for Measurement of SpO₂

Han-Wook Lee, Ju-Won Lee, Jong-Hoe Lee, Weon-Rea Cho, Gun-Ki Lee

요 약

펄스 옥시메터는 수술실, 회복실, 집중 치료실 등에서 사용되는 산소포화도(SpO₂)를 측정하는 방법 중 광흡수도를 이용하여 비관혈적인 방법으로 산소포화도를 측정하는 장비이다. 펄스 옥시메터는 동맥혈의 광흡수도를 측정함으로써 혈액의 산소포화도를 나타낼 수 있다. 산소포화도를 측정하는 기존의 방법은 잡음을 제거하는 필터링 기술과 복잡한 처리 알고리즘, 그리고 많은 연산 수행 시간을 필요로 한다. 본 연구에서는 신호 검출 단계에서 적색광과 적외선광 각각의 AC 성분과 DC 성분을 분리하여 처리함으로써, 연산 알고리즘을 단순화 할 수 있었다. 그리고 시스템을 구현한 결과 기존의 방법(로그연산법, 미분법) 보다 속도향상과 0.3% 이상의 성능개선 을 보였다.

Abstract

Pulse oximetry is a well established non-invasive optical technique for monitoring the SpO₂ during anaesthesia, recovery and intensive care. Pulse oximeters determine the oxygen saturation level of blood by measuring the light absorption of arterial blood. 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 been required to signal processing. In this research, we separate AC signal and DC signal in the stage of signal detection. Therefore we simplify the calculation algorithm for SpO₂. The implemented system have the high performance such an accuracy and a processing time than the traditional method.

* 경상대학교 전자공학과 생산기술연구소

** 포항1대학 전기과

접수일자 : 2000년 8월 8일

I. 서 론

오늘날 전자의료기기 산업의 발달에 힘입어 환자감시장치의 개발과 연구에 지속적인 관심을 보이고 있으며, 단일 기능의 환자감시장치보다 효율적인 모니터링을 위하여 다기능 환자감시장치를 일선 병원에서는 원하고 있다. 따라서 본 연구에서는 다기능 환자감시 장치 중의 일부인 혈중 산소포화도 측정을 위한 모듈을 개발하였다.

혈중 산소포화도(SpO₂)는 제5의 생체신호라 불릴 정도로 현대 의학에서 중요한 위치를 차지하고 있다.^{[1][2]} 혈중 산소포화도는 총 헤모글로빈의 농도에 대해 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈 농도의 비율로서 정의되어 있는데, 저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학 등 임상분야에서 중요한 파라메터로 사용된다. 특히 연속적인 산소포화도의 측정은 위독한 환자의 임상 관리에 있어 매우 중요하다.^{[1][2]} 혈중 산소포화도를 측정하는 방법으로는 동맥혈을 채취하여 직접 분석하는 관혈적인 방법과 혈액내의 헤모글로빈이 산소와 결합해 있을 때의 광흡수도와 결합하고 있지 않을 때의 광흡수도를 측정하여 그 비를 이용하여, 혈액을 직접 채취하지 않고 혈중 산소포화도를 측정하는 방법인 비관혈적인 방법이 있다. 펄스 옥시메터(pulse oximeter)는 혈중 산소포화도를 비관혈적으로 측정하는 장비를 말한다.^[1]

펄스 옥시메터를 이용한 산소포화도 측정법은 비관혈적이고, 연속적인 모니터링이 가능하며, 사용이 간편하고, 휴대하기 쉬운 장점이 있다.^[7] 특히 관혈적인 방법에 대해 느끼는 환자의 불안감을 해소시켜 줄 수 있다. 그러나 측정원리의 모호성과 측정결과가 빨畀 및 동작음(motion artifact) 등에 크게 영향받는 단점 때문에 신뢰성이 떨어져 현실적으로는 보조기구로서의 역할에 그치고 있는 실정이다. 특히 로그연산이 필요한 기존의 방법은 잡음을 제거하는 필터링 기술과 복잡한 처리 알고리즘, 그리고 많은 연산 수행 시간을 필요로 한다.^[9] 이를 개선하기 위해서는 보다 효율적인 알고리즘의 도입 또는 신호 검출 단계에서의 새로운 방법의 도입이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 후자에 초점을 맞추어 모듈형 다기능 환자 감시장치를 위

한 펄스 옥시메터를 개발하였다. 먼저 신호 검출 단계인 아날로그 신호처리 모듈과 SpO₂를 연산하는 단계인 디지털 신호처리 모듈을 분리하여 개발하였으며, 아날로그 신호처리 모듈에서 SpO₂의 연산 파라미터로 사용되는 적색광 신호와 적외선광 신호의 AC 성분과 DC 성분을 분리하여 처리함으로써, 신호 처리를 단순화할 수 있었다.

II. 산소포화도(SpO₂)

호흡은 생명체가 산소(O₂)를 받아들이고 이산화탄소(CO₂)를 버리는 과정이다. 우리는 호흡을 통해 외계로부터 산소를 얻어 이를 조직세포에 나누어 주고, 조직세포에서 생산된 이산화탄소를 외계로 제거할 수 있다.^{[1][2]}서 호흡의 가장 중요한 역할은 생체조직에 산소를 공급하는 것이다. 충분한 산소의 공급이 이루어지지 못하면 근육기능의 약화, 두뇌활동의 저하, 그리고 궁극적으로 세포의 괴사를 초래할 수 있다.^[3]

산소포화도는 대부분의 산소를 운반하는 적혈구의 헤모글로빈과 밀접한 관계가 있다. 완전히 산소와 결합한 혈액은 선홍빛을 띠며 산소와 결합하지 않은 혈액은 어두운 빛을 띠고 피부의 광산란 효과에 의해서 육안으로는 파란빛으로 보이게 된다.^[4] 이로 인해 헤모글로빈의 광흡수 스펙트럼은 본질적으로 다르게 나타나며, 빛을 이용하여 2가지 헤모글로빈의 상태를 관찰할 수 있는 근거를 마련해 준다. 여기서 헤모글로빈에는 산소와 결합할 수 있어 폐에서 결합한 산소를 조직까지 운반하는 기능성 헤모글로빈(functional hemoglobin)과 산소와 결합할 수 없어 산소 운반의 기능이 없는 부기능성 헤모글로빈(dysfunctional hemoglobin) 등이 있다. 부기능성 헤모글로빈에는 MetHb (methemoglobin)과 COHb (carboxyhemoglobin) 등이 있으나, 그 양이 미약하고 산소와 가역적으로 결합하지 못하므로 산소포화도를 정의할 때는 기능성 헤모글로빈의 항목만을 사용하여 산소포화도를 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.^{[1][8]}

$$S_pO_2[\%] = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \times 100\% \quad \dots \dots \dots (1)$$

즉, 산소포화도는 전체 혈액(산소를 포함하고 있는 헤모글로빈(oxyhemoglobin)과 산소를 포함하지 않은 헤모글로빈(reduced hemoglobin)의 합)과 산소를 포함한 헤모글로빈과의 비를 백분율로 나타낼 수 있다.

III. 산소포화도의 연산 알고리즘

1. 산소포화도의 측정

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

발광부에서 교대로 점멸하면서 손가락을 투과한 두 가지 파장의 광원이 반대편에 있는 수광센서에 도달하면 빛의 강도는 전압의 형태로 나타나며, 증폭기에서 증폭한 후 맥동성분을 분리하여 포화도를 측정할 수 있다.^[1]

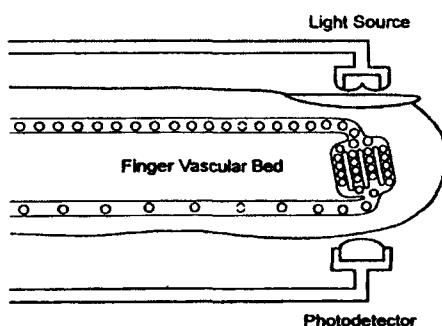


그림 1 산소포화도 측정을 위한 단면도
Fig. 1. A profile for oxygen saturation.

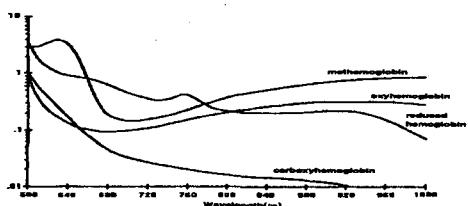


그림 2. 헤모글로빈에 대한 파장대의 흡광 계수
Fig. 2. Extinction coefficients of wavelength for the hemoglobins.

광원에 사용되는 파장은 적색광(660nm)과 적외선광(940nm)을 주로 사용하는데, 그림 2에서 보는 바와 같이 적색광에서의 Hb(reduced hemoglobin)과 O₂Hb(oxyhemoglobin)과의 흡광계수 차가 가장 크다.^{[1][2][3][4]} 그리고 광원으로부터 발광된 빛은 동맥 헤모글로빈뿐만 아니라 피부, 연질조직, 정맥과 모세혈관 등 많은 흡광 인자가 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, 비맥동성인 동맥혈을 포함하는 조직층에 의해 나타나는 부분이다.^{[1][4][5]}

2. Beer-Lambert 법칙

Beer-Lambert 법칙은 빛의 흡수물질을 포함하는 균질의 매체를 통과하는 빛의 감쇠에 대한 물리적 법칙이다. I₀의 강도를 갖는 단색 입사 광원이 매체에 투과되면 일부는 통과하고 일부는 흡수되게 되는데, 투과광의 강도는 입사광의 강도에 지수함수적으로 감소하게 된다.^[1]

$$I = I_0 e^{-\alpha d} \quad \dots \dots \dots \quad (2)$$

여기서 α 는 각 파장에서의 매질의 흡광계수를 나타내며, d 는 광원의 투과거리를 나타낸다.

3. 산소포화도의 계산

손가락에 두 파장의 빛을 투과시켜 각각 흡수된 용량을 측정하면 혈액 속의 산소를 포함한 헤모글로빈 용량의 정보를 얻을 수 있다. 손가락의 굽기나 빛의 투과 거리 등을 고려한 정확한 산소포화도 추정을 위해 Beer-Lambert 법칙을 수정할 필요가 있다.

산소포화도의 측정대상이 되는 생체조직(본 논문에서는 손가락)을 그림 3과 같이 입사광 I₀, 투과광 I₂, 그리고 변함없는 기본적인 빛의 투과거리 d 와 측정대상의 두께에 따라 변할 수 있는 투과거리의 변화량 Δd 로 모델링할 수 있다.

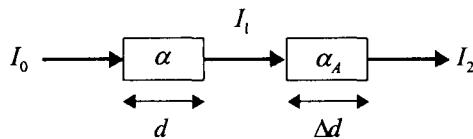


그림 3. 생체조직(손가락)의 모델

Fig. 3. A block model of components of a finger.

기저선 부분을 통과한 빛 I_1 , 투과광 I_2 는 각각

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha d} \quad \dots \dots \dots (3)$$

$$I_2 = I_1 e^{-\alpha_A \Delta d} \quad \dots \dots \dots (4)$$

과 같이 나타낼 수 있으며, 두 식을 연립하면 투과광 I_2 는

$$I_2 = I_0 e^{-[\alpha d + \alpha_A \Delta d]} \quad \dots \dots \dots (5)$$

과 같이 나타낼 수 있다.

따라서 동맥혈의 양의 변화에 의한 투과도의 변화는

$$T_{\Delta A} = I_2 / I_1 = e^{-\alpha_A \Delta d} \quad \dots \dots \dots (6)$$

로 나타낼 수 있게 된다. 이 장치는 이 원리를 이용하여 효과적으로 입력광 I_0 에 독립적인 자기 보정(self-calibrating)을 할 수 있다. 이 식을 좀 더 간단히 하기 위해 양변을 로그화(logarithmic)하면,

$$\ln T_{\Delta A} = \ln(e^{-\alpha_A \Delta d}) = -\alpha_A \Delta d \quad \dots \dots \dots (7)$$

로 나타낼 수 있다.

측정대상의 두께에 따라 변할 수 있는 변수 Δd 를 제거하기 위해 파장이 다른 두 광원을 사용한다. 두 광원을 사용하여 얻은 식의 비는

$$\frac{\ln T_{\Delta AR}}{\ln T_{\Delta AIR}} = \frac{-\alpha_A(\lambda_R) \Delta d}{-\alpha_A(\lambda_{IR}) \Delta d} \quad \dots \dots \dots (8)$$

와 같고, Δd 는 같으므로

$$\frac{\ln T_{\Delta AR}}{\ln T_{\Delta AIR}} = \frac{-\alpha_A(\lambda_R)}{-\alpha_A(\lambda_{IR})} = R_{OS} = Ratio \quad \dots \dots \dots (9)$$

각각의 투과율은 I_0 와 Δd 의 영향을 받으므로 이

값들은 정확한 산소포화도를 추정할 수 없다. 그래서 이들의 비를 이용함으로써 I_0 와 Δd 의 변화에 영향을 받지 않는 정확한 산소포화도를 추정할 수 있다.

4. 일반적인 산소포화도 검출 알고리즘

4.1. Peak and Valley Method

산소포화도 검출방법으로는 가장 먼저 시도했던 방법으로 맥동 성분의 최대, 최소점으로 계산하여 여기에 Beer-Lambert 법칙을 적용하여 동맥혈의 흡수계수에 대하여 고찰한다.

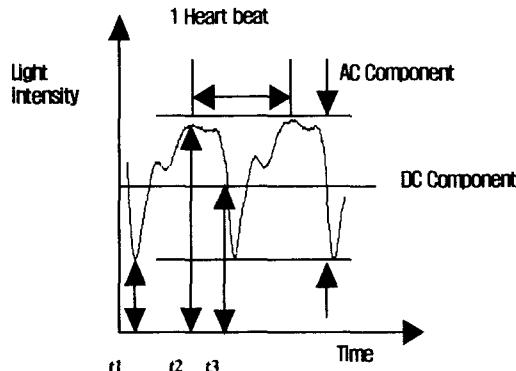


그림 4. 피부에서 시간 변화에 따른 흡수광량의 변화

Fig. 4. A waveform of the transmitted light intensity through a finger.

그림 4에서 동맥직경의 변화분, 즉 AC 성분을 Δd 라 놓고, 임의의 파장 λ 에서 동맥혈 직경이 최대일 때 흡수광량을 R_L , 동맥혈 직경이 최소일 때 흡수광량을 R_H 라 하면

$$R_L = I_0 e^{-[\alpha d + \alpha_A \Delta d]} \quad \dots \dots \dots (10)$$

$$R_H = I_0 e^{-\alpha d} \quad \dots \dots \dots (11)$$

이며

$$R_L / R_H = e^{-\alpha_A \Delta d} \quad \dots \dots \dots (12)$$

와 같이 동맥성분에 관한 항만이 남게 된다. 관심

이 되는 $\alpha_A \Delta d$ 의 항만을 추출하기 위해 양변에 \ln 을 취하면 특정 주파수에서의 흡수도의 비(Ratio of Ratio)는

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right)_R}{\ln\left(\frac{R_L}{R_H}\right)_{IR}} = \frac{\alpha_A(\lambda_R)}{\alpha_A(\lambda_{IR})} \quad \dots \dots \dots (13)$$

그러므로 동맥의 산소포화도는 흡수도의 비를 계산함으로서 추출할 수 있다. 그러나 R_L , R_H 를 동시에 측정할 수가 없고 신호의 기저선 변동이 있는 경우 이를 제거시키기 위한 부가적인 계산을 필요로 하게 된다.

4.2. Differential Method

산소포화도를 구하는 또 다른 방법으로서 Beer-Lambert 법칙은 기하함수이므로 이를 미분할 경우 자기함수를 그대로 유지함을 이용한다.

$$I = I_0 e^{-\alpha L} \quad \dots \dots \dots (14)$$

$$\frac{dI}{dt} = I_0 e^{-\alpha L} \left(-\alpha \frac{dL}{dt} \right) \quad \dots \dots \dots (15)$$

이다. 그러므로

$$\frac{\frac{dI}{dt}}{I} = -\alpha \frac{dL}{dt} \quad \dots \dots \dots (16)$$

로 나타낼 수 있다. Peak and Valley method에 비해 로그를 취하는 부가적인 계산을 고려할 필요가 없다. 두 파형으로부터 얻은 AC 성분의 미분값으로 흡수도의 비를 구할 수 있다.

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{\frac{dI_R}{dt}}{\frac{dI_{IR}}{dt}} = \frac{-\alpha(\lambda_R)}{-\alpha(\lambda_{IR})} \quad \dots \dots \dots (17)$$

또한 미분의 경우, 입력 데이터 신호는 시간간격이 일정한 디지털 데이터이므로

$$\frac{dI_R(t)}{dt} \approx I_R(t_2) - I_R(t_1) \quad \dots \dots \dots (18)$$

와 같이 차분방정식으로 대치할 수 있다. 그러므로 그림 4에서 t1, t2, t3에서의 값을 선정하여 다음과 같이 흡수도의 비를 구할 수 있다.

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{\frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_R(t_3)}}{\frac{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)}{I_{IR}(t_3)}} \quad \dots \dots \dots (19)$$

IV. 제안된 방법

특히 로그연산과 특징점 검출이 필요한 미분처리 기법인 기존의 방법은 잡음 제거를 위한 필터링 기술과 복잡한 처리 알고리즘, 그리고 많은 연산 수행 시간을 필요로 한다. 이를 개선하기 위해서는 보다 효율적인 알고리즘의 도입 또는 신호검출 단계에서의 새로운 방법의 도입이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 먼저 신호 검출 단계에서 SpO₂의 연산 파라미터로 사용되는 적색광 신호와 적외선광 신호의 AC 성분과 DC 성분을 분리하여 처리함으로써, 신호 처리를 단순화하였다.

기존의 미분을 이용한 방법의 연산 알고리즘을 단순화하기 위해 t3지점의 값은 DC 성분, t2-t3은 AC 성분이기 때문에 식(20)과 같이 단순화 할 수 있으며, 보다 효율적인 시스템구현을 위해 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 개발하였다. 아날로그 신호처리 모듈에서 연산속도 향상을 위해 적색광과 적외선광에 의한 신호의 AC 부분과 DC 부분을 분리하게 하였다.

$$\text{Ratio of Ratio} = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad \dots \dots \dots (20)$$

AC_R , AC_{IR} : 적색, 적외선 광의 AC성분

DC_R , DC_{IR} : 적색, 적외선 광의 DC성분

본 연구에서 개발한 시스템의 전체 블록도를 그림 5에 나타내었다.

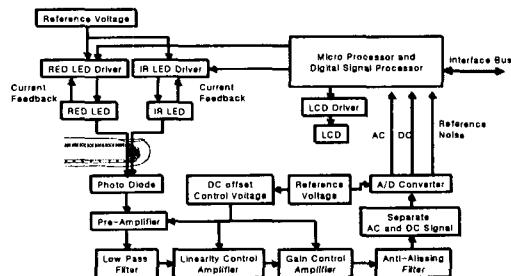


그림 5. 제안된 시스템 블록도

Fig 5. a block diagram of the proposed system.

V. 시스템의 설계

시스템은 크게 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈로 나누어 개발하였으며, 그림 6,

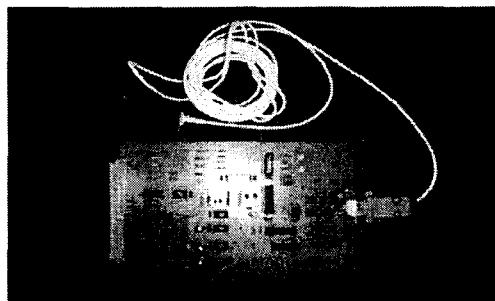


그림 6 아날로그 신호처리 모듈

Fig 6. A implemented analog signal processing module

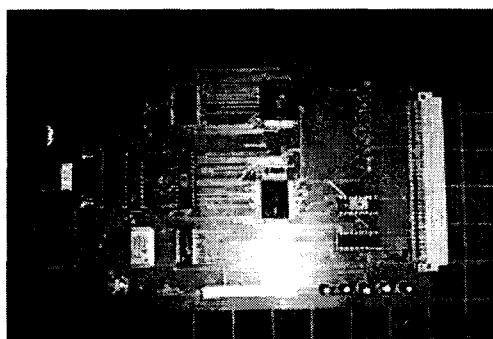


그림 7 디지털 신호처리 모듈

Fig. 7. A implemented digital signal processing module

7에 개발된 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 나타내었다.

아날로그 신호처리 모듈은 89C2051 마이크로프로세서를 사용하여 LED 드라이버와 자동이득조절 장치를 제어하였다.

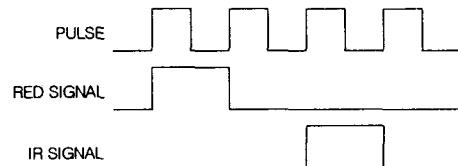


그림 8. LED 구동 순서

Fig. 8. Sequences for the LED driving

그림 8과 같은 순서로 적색광과 적외선광을 1kHz의 속도로 번갈아 투과시키고 광원이 없을 때의 신호를 외부 광원에 의한 잡음 항으로 하였다. 적색광원으로 이용한 LED는 660nm의 파장을, 적외선광원으로 이용한 LED는 940nm의 파장을 사용하였다. 1kHz로 발광된 광원은 손가락을 통과하여 수광 센서(photodiode)를 통해 전기적 신호로 변환된다. 수광 센서로부터 받은 신호는 센서의 리드 선로부터 발생되는 고주파 잡음을 제거하고 자동이득조절장치를 이용하여 신호처리에 적절한 이득의 신호를 만든 후, 적색광에 의한 신호와 적외선광에 의한 성분, 외부광의 영향을 받는 잡음성분으로 각각 분리하였다. 분리된 각 신호들을 50Hz 저역 통과 필터를 이용하여 50Hz 이상의 잡음을 제거하였다. 그리고 보다 정확한 계산 결과를 얻기 위해 선택도(Q factor) Q=12로 설정하여 1[KHz] 대역의 발광주파수를 제거하였다. 0.15Hz 저역 통과 필터를 사용하여 신호의 DC 성분을 분리해 낸 후, A/D 변환기의 분해능을 고려하여 미약한 AC 부분의 신호를 다시 50배 증폭하였다. DC 성분, 50배 증폭된 AC성분과 잡음 성분을 A/D변환의 입력으로 사용하였다. 아날로그 신호처리 모듈로부터 받은 5개의 신호를 ADG508 아날로그 MUX를 이용하여 차례대로 A/D 변환하였다. A/D 변환을 위해 12bit 해상도를 갖는 A/D 변환기 AD7875를 사용하였다. A/D 변환한 적색광과 적외선광에 의한 신호의 AC 성분과 DC 성분은 각각 그림 9와 그림

10과 같이 나타났다.

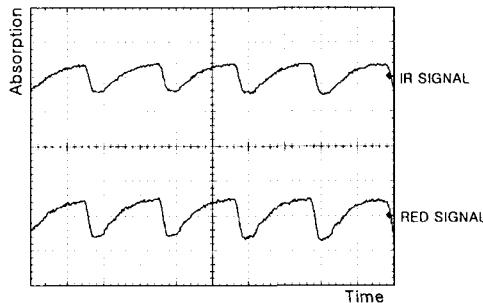


그림 9. AC 신호
Fig. 9. AC component.

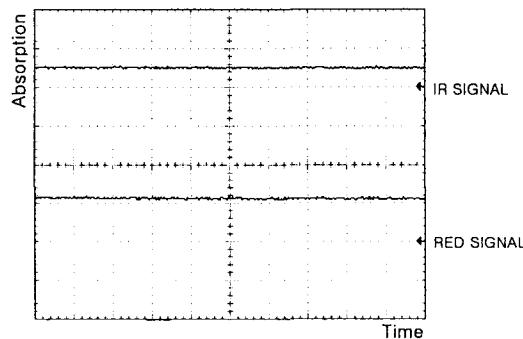


그림 10. DC 신호
Fig. 10. DC component.

A/D 변환된 신호를 DSP 코어를 가진 80C296 마이크로프로세서를 사용하여 제안된 알고리즘으로 실시간으로 신호처리를 할 수 있게 하였고, 디지털 신호처리 블록은 그림 11과 같다.

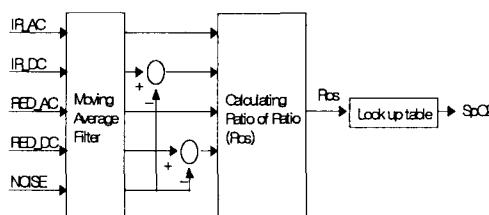


그림 11 디지털 신호처리의 구조

Fig. 11. A structure of the digital signal processing.

전처리 과정으로 이동 평균 필터를 이용하여 고주파 잡음, 전원 잡음을 제거하였으며, 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(20)을 통해 적색광과 적외선광에 대한 혈액의 흡수도의 비를 얻었다.

제작된 시스템의 보정을 위해 NON-IN사의 펄스 옥시메터 시험 장비인 Finger Phantom(모델명 9440)을 이용하여 20회의 실험을 통해 흡수도의 비와 산소포화도 사이의 상관관계를 구하였으며, 얻어진 상관관계에 의해 계산표(lookup table)를 만들어 산소포화도를 구하였다.

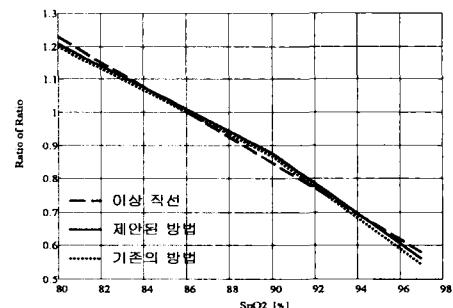


그림 12. 흡수도의 비와 산소포화도의 상관관계
Fig. 12. Relation curves between the ratio of ratio and the oxygen saturation

표 1. 기존의 방법과 제안된 방법의 비교 결과

Table 1. The results compared a proposed method with the traditional method.

	80%	90%	97%	오차 평균
이상 직선	1.230	0.847	0.580	
기존의 방법(오차:%)	1.198(2.6)	0.866(2.3)	0.544(4.4)	3.1
제안된 방법(오차:%)	1.208(1.7)	0.875(3.3)	0.560(3.4)	2.8

그림 12에 나타난 바와 같이 제안된 시스템의 상관관계 그래프는 이상적인 직선과 2.8%의 평균

오차를 보이며, 그 결과를 표 1에 나타내었다. 여기서 로그 연산처리보다 속도가 빠른 미분 방법인 기준의 방법에 비해 성능이 0.3% 향상됨을 알 수 있었다.

VII. 결 론

본 연구에서는 모듈형 다기능 환자 감시장치를 위한 펄스 옥시메터를 개발하였다. 산소포화도 추출을 위한 연산 알고리즘의 단순화를 위해 아날로그 신호처리 모듈에서 연산에 필요한 신호 성분을 분리하여 알고리즘을 적용하는 방법을 제시하였다.

제시된 기법을 토대로 구현된 시스템은 아날로그 신호처리 모듈과 디지털 신호처리 모듈을 각각 개발하여, 아날로그 모듈에서 분리된 적색광 신호와 적외선광 신호의 AC 성분과 DC 성분을 A/D 변환하여 단순히 적색광의 성분의 비를 구하여 적외선광의 성분의 비를 나누어줌으로써, 원하는 흡수도의 비를 얻을 수 있었다. 그리고 시스템의 선형성 확인을 위한 실험에서는 기존의 시스템보다 0.3% 적은 오차율을 보임으로써, 기존의 방법보다 우수한 정밀성을 보였다.

본 연구에서 설계한 시스템은 신호처리 알고리즘을 단순화하고, 시스템의 선형성에서 성능의 향상을 보였으나, 여전히 동작음(motion artifact)에는 영향을 받는 단점을 보였다. 향후 동작음 제거에 관한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] J. G. Webster, "Design of Pulse Oximeters", Institute of Physics Publishing, 1997.
- [2] L. G. Lindberg, "Pulse oximeter signal at various blood flow conditions in an in vitro model", Medical & Biological Engineering & Computing, January 1995, vol. 33, 87-91.
- [3] J. F. Kelleher, "Pulse Oximetry", Journal of Clinical Monitoring, vol. 5, pp.37-62, 1989.
- [4] Paul D. Mannheimer, "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] Eichhorn J. H. "Pulse oximetry as a standard of practice in anesthesia" Anesthesiology 78 423-6, 1993.
- [7] Hutton P and Clutton-Brock T. "The benefits and pitfalls of pulse oximetry", Brit. Med. J. 307 457-8, 1993
- [8] T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, "Pulse Oximeter", U. S. Patent, No. 5,355,882, Oct. 18, 1994.
- [9] 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.

이 한 육(Han-Wook Lee)

1999년 2월 : 경상대학교 전자공학과(공학사)
1999년 3월 ~ 현재 : 경상대학교 대학원 전자공학
과 석사과정 재학

*주관심분야 : 디지털신호처리, 생체신호처리, 의료
영상처리

이 주 원(Ju-Won Lee)

1997년 2월 : 진주산업대학교 전자공학과(공학사)
1999년 2월 : 한국해양대학교 대학원 전자통신공학
과(공학석사)

1999년 3월 ~ 현재 : 경상대학교 대학원 전자공학
과 박사과정 재학

*주관심분야 : 디지털신호처리, 생체 신호처리, 의
료영상처리, 인공지능

이 종 회(Jong-Hoe Lee)

1985년 2월 : 경북대학교 전자공학과(공학사)
1998년 2월 : 경상대학교 대학원 전자공학과
(공학석사)

1998년 3월 ~ 현재 : 경상대학교 대학원 전자공학
과 박사과정 재학

*주관심분야 : 디지털신호처리, 생체 신호처리

조 원 래(Weon-Rea Cho)

1990년 2월 : 경상대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1992년 2월 : 경상대학교 대학원 전자공학과 졸업
(공학석사)
1998년 2월 : 경상대학교 대학원 전자공학과 박사
과정 수료
1998년 3월 ~ 현재 : 포항 1대학 전임강사

*주관심분야 : 디지털신호처리, 생체신호처리

이 건 기(Gun-Ki Lee)

1978년 2월 : 연세대학교 전기공학과 졸업
(공학사)
1980년 2월 : 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업
(공학석사)
1990년 2월 : 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업
(공학박사)
1985년 ~ 현재 : 경상대학교 전자공학과 교수, 경
상대학교 생산기술연구소 연구원
*주관심분야 : 디지털신호처리, 생체신호처리