

## 산소포화도 측정을 위한 신호처리방법 및 계산 알고리즘

김수진 · 황돈연 · 전계진 · 이종연 · 정성규 · 윤길원†

삼성종합기술원 의료전자 Lab.

Ⓣ 440-600 경기 수원우체국 사서함 111호

(2000년 10월 12일 받음, 2000년 11월 20일 수정본 받음)

동맥혈의 맥동성분에 의한 파장별 광흡수도를 측정하여 비침습적으로 산소포화도 값을 알 수 있는 펄스옥시미터 장치와 신호처리방법을 개발하고 예측 알고리즘을 적용하였다. 본 장치는 광원 및 검출기로 구성된 프로브와 광신호 처리부, LED 구동회로, PC 인터페이스부로 구성되었고 데이터의 수집을 위한 구동 소프트웨어 및 데이터 처리 소프트웨어를 개발하였다. 개발된 산소포화도 측정장치의 성능을 평가하는데에는 Bio-Tek사의 펄스 옥시미터 시뮬레이터를 사용하여 다양한 알고리즘 및 데이터처리 방법들을 비교분석한 결과 맥동파형의  $\ln(I_p/I_v)$  값을  $I_{avr}$ 값으로 보정하는 계산 알고리즘의 방법과 진폭비보다 면적비를 이용한 계산 방법이 산소포화도와의 상관관계가 우수한 것으로 나타났다. 정확한 신호 획득을 위해 개발된 맥동의 기저선 보상 처리 프로그램을 *in-vivo* 테스트의 데이터 처리방법에 적용하여 결과가 향상되는 것을 확인하였고 광원으로 660 nm(Red)와 805 nm(IR) 파장을 이용한 경우보다 660 nm(Red)와 940 nm(IR) 파장을 이용했을 때 산소포화도와의 상관관계 및 정밀도에서 더 우수한 결과를 얻을 수 있었다.

OCIS codes : 120.3890, 120.5240, 170.1470.

### I. 서 론

산소는 인간의 몸에 있는 각각의 세포의 기능이 정상적으로 유지되기 위해서 필수적이다. 산소량이 감소되면 조직의 세포 내 에너지 대사가 제한되고 장시간 동안 산소가 공급되지 않을 경우 인체의 활동을 정지시킬 수도 있다. 이처럼 중요한 산소의 공급을 책임지고 있는 것이 적혈구속에 포함된 헤모글로빈이다. 산소포화도는 총 헤모글로빈 농도에 대한 산소와 결합한 산화헤모글로빈 농도의 백분율을 말한다.<sup>[1]</sup> 펄스옥시미터는 생체조직으로 적색광과 적외광을 투과시켜 동맥혈의 맥동성분에 대한 파장별 흡광도를 구하고 그 값의 비로써 산소포화도(oxygen saturation, SpO<sub>2</sub>)를 측정하는 장치이다. 수술실이나 회복실, 중환자 병동 등에서 주로 사용되고 있고, 최근에는 분만실에서도 분만시 태아의 산소 상황을 모니터링하는데에 일반적으로 사용되고 있으며 구급차량에 필수적으로 구비되어야 하는 장비이다.<sup>[2,3]</sup> 그러나 이와 같은 임상에서의 증가되는 요구에 비해, 잠음이나 환자의 상태 및 측정시 손가락의 미세한 움직임(motion artifact) 등에 의해 영향을 크게 받아서 실제 산소포화도 값을 예측하는데 있어서 정확도가 떨어지는 문제점이 있다.

본 연구에서는 Bio-Tek사의 펄스 옥시미터 시뮬레이터를 이용하여 보다 높은 정확도가 요구되는 산소포화도 75~100% 범위에서 다양한 신호처리방법(peak-valley method, area measurement method) 및 알고리즘을 비교하고, 맥동 성분의 기저선을 보상하는 신호처리 방법(baseline correction method)을 개발하고 적용하여 실제 *in-vivo* 테스트 결과가 향상되는

것을 확인하였다.

### II. 실험 및 방법

#### 2.1. 산소포화도 측정원리

Beer-Lambert 법칙에 따라서 투과광에서 인체에 조사된 입사광세기에 대한 투과광세기의 비로부터 조직내에 존재하는 원하는 성분에 의해 흡수된 광량을 계산할 수 있다.

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd}$$

( $I$ : 투과된 광량,  $I_0$ : 입사된 광량,  $\epsilon(\lambda)$ : 흡수계수,  $c$ : 농도,  $d$ : 빛이 투과되는 구간의 길이)

그러나 광의 피부표면에서의 반사나 조직내의 산란효과에 대해서는 Beer-Lambert 법칙에서 설명되지 않는다. 그림 1에서 나타낸 바와 같이 인체에 조사된 빛의 흡수는 일정한 투과 경로를 갖는 때, 생체조직 등의 비 맥동성분에 의하여 대부분 이루어지고 이 성분의 1~2% 정도의 양이 동맥혈의 맥동성분에 의해 흡수된다.

투과광의 세기( $I_p, I_v$ )로부터 각 파장별 맥동성분과 비 맥동성분을 구할 수 있는데, 적색광 및 적외광의 두 파장에서 비맥동성분에 대한 맥동성분의 비(Ratio)는 동맥혈 속에 존재하는 헤모글로빈에 대한 빛의 흡수를 나타낸다. 결국, 두 파장의 비( $R_{Red}/R_{Infrared}$ )로부터 산소포화도를 결정할 수 있다.<sup>[4-7]</sup>

#### 2.2. 하드웨어 구성

시스템 하드웨어는 Probe, LED 발광회로, 수광회로 및 신호처리 회로, 전원회로, AD converter, 신호 획득 및 분석을 위한 PC로 구성된다. 전체 회로의 구성은 그림 2와 같다.

†E-mail: gyoon@sait.samsung.co.kr

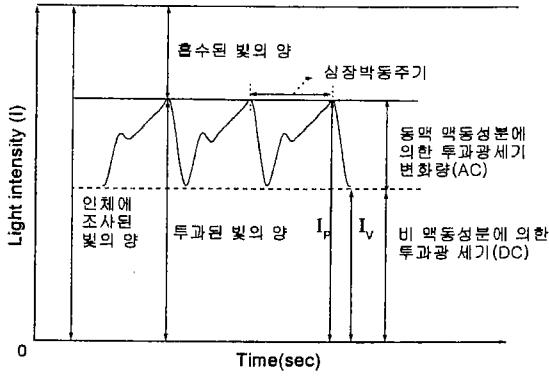


그림 1. 조직에서 흡수 및 투과된 광의 세기는 동맥혈의 맥동성분에 의한 변화를 나타낸다( $I_p$  : peak value for a pulse,  $I_v$  : valley value for a pulse).

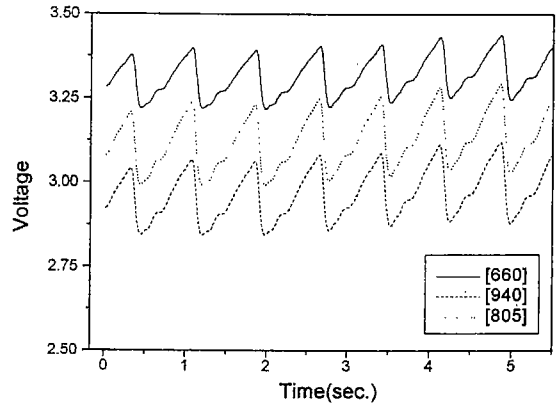


그림 3. 사람의 검지 손가락에 대한 1.8 kHz low pass filter 출력 파형.

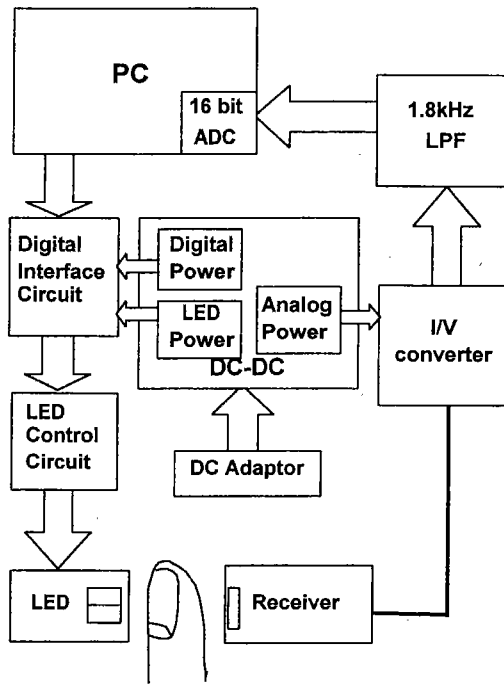


그림 2. 시스템의 block diagram.

2.2.1. Probe

광원으로는 peak wavelength가 각각 660, 805, 940 nm인 LED를 사용하였으며 LED와 silicon photodiode 사이의 거리는 15 mm정도로 유지하였다. probe의 표면은 회색 실리콘 고무를 입혀서 산소포화도 측정시 조직에 잘 밀착될 수 있게 하였다.

2.2.2. LED발광회로

투과광 측정시 20 kHz의 A/D 샘플링 신호에 동기하여 LED를 순차적으로 점멸시키도록 설계하여 각 파장별로 초당 80개의 sample을 획득하여 혈류량 변화에 따른 맥동성분을 관찰할 수 있도록 하였다. 수동모드에서는 각 파장별 LED를 해당 버튼을 이용하여 배타적으로 점멸시킬 수 있도록 하였다. 자동모드에서는 LED 점멸주기, 지속시간 및 순서를 소프트웨어에서 임의로 지정할 수 있도록 하여 최적의 구동조건을 정

할 수 있도록 고안하였다.

2.2.3. 수광 및 신호처리 회로

수광부 회로는 probe에서 감지한 전류 파형을 전압 파형으로 변환시켜주는 역할을 하는 회로와 저역 여파기(Low pass filter)로 구성된다. 저역여파기는 차단주파수가 1.8 kHz인 4차 butter-worth filter를 사용하였다. 수광회로의 증폭단의 이득은 2000배로 하였다. 신호처리 회로의 출력단에서는 감지된 투과광신호의 크기에 따라 0-10 V 사이에서 변화하는 전압파형을 AD converter에 보내주게 된다. 그림 3에 1.8 kHz LPF출력파형의 예를 나타내었다.

2.2.4. 전원회로

DC-DC converter 방식의 전원회로를 이용하였으며 아날로그 회로의 bias 전원으로  $\pm 15$  V, 디지털 회로의 작동전원은 +5 V를 사용하였으며, 아날로그 전원과 디지털 전원은 10  $\mu$ H의 코일을 통하여 그라운드를 분리하였다.

2.2.5. A/D converter 및 PC 입력회로

아날로그 신호 획득에는 AdvanTech사의 16 bit A/D board (PCL816)를 사용했으며, 총 8개의 차동 입력 채널 가운데 한 채널만 사용하였다.

2.2.6. 하드웨어 구동 소프트웨어

AD converter를 통해서 sampling된 출력신호를 화면에 나타내고, 수집된 데이터를 분석하여 혈액의 산소포화도를 나타내도록 PC에서 데이터 처리 과정을 거치게 된다. Windows 98 환경에서 interrupt driven 방식으로 A/D sampling을 하였고, 여기에 동기하여 LED를 구동시키기 위하여 전용 하드웨어 device driver를 제작하였다. 또한 획득된 신호를 실시간으로 윈도우즈 화면상에 표시하기 위한 프로그램을 C++ Builder 4.0을 이용하여 개발하였다. 획득된 데이터는 화면상과 동시에 별도의 메모리에 파장별로 보관하였다가 획득 과정이 끝나면 전용 파일 포맷으로 하드디스크에 저장된다. 모든 실험이 끝나면 저장되었던 파일을 text 포맷으로 변환할 수 있는 기능을 추가하여 다른 프로그램(Origin, Excel 등)에서도 쉽게 사용할 수 있도록 하였다.

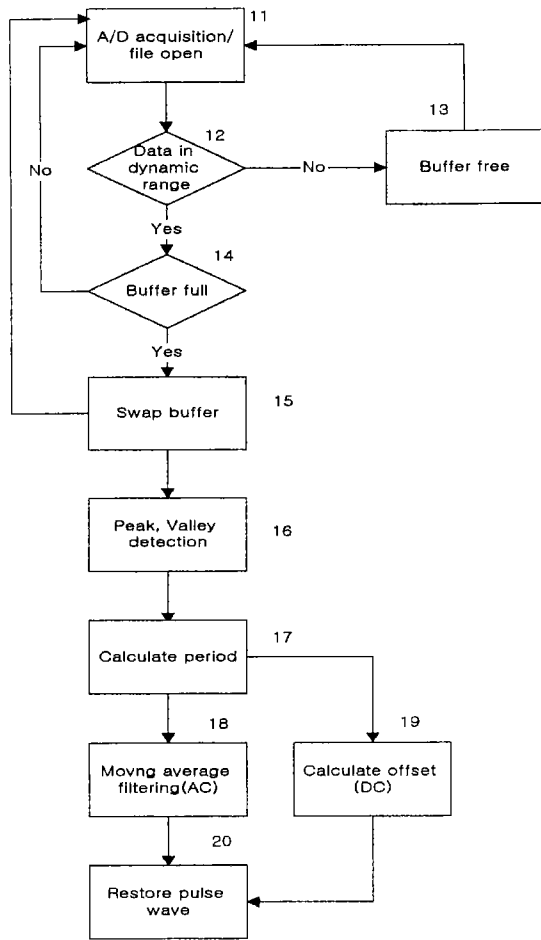


그림 4. 기저선 보상 알고리즘 flow chart.

2.2.7. 신호처리 방법

수집된 신호는 산소포화도와 상관관계를 입증하기 위한 신호처리 분석과정을 거치게 된다. 수집된 데이터는 30 Hz low pass filter를 거쳐서 그림 4의 block 16 이후의 flow chart와 같은 과정을 통하여 처리되고 이 결과를 가지고 산소포화도 측정을 위한 4가지 분석 알고리즘에 적용하였다. 분석 소프트웨어는 Microsoft의 Visual C++ 6.0으로 개발하였고 Windows 9X, NT 환경에서 구현하였다.

피검사자의 호흡이나 다른 요인에 의한 미세한 움직임이 투과된 광량을 나타내는 파형에는 기저선의 변화로 나타난다. 동맥혈의 흡수에 의한 성분(AC) 외에 기저선의 값(DC)도 중요한 의미를 가지므로 잡음에 해당하는 기저선 변화를 보상하는 방법을 다음과 같이 제안하였다.

$$\mu(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=n-\frac{(N-1)}{2}}^{k=n+\frac{(N-1)}{2}} x(k) \tag{1}$$

$$x^*(n) = x(n) - \mu(n) \tag{2}$$

$$\mu^*(n) = \frac{1}{M} \sum_{k=-\frac{M}{2}}^{k=\frac{M}{2}} (n+kL) \tag{3}$$

표 1. 4가지 알고리즘의 계산 방법

	$I_p$ : peak intensity of a pulse $I_v$ : valley intensity of a pulse $I_{avr}$ : average intensity for a pulse
알고리즘 1	$\frac{(I_p - I_v)_{\lambda_1} / I_{avr \lambda_1}}{(I_p - I_v)_{\lambda_2} / I_{avr \lambda_2}}$
알고리즘 2	$\frac{\ln[(I_p - I_v)_{\lambda_1} / I_{avr \lambda_1}]}{\ln[(I_p - I_v)_{\lambda_2} / I_{avr \lambda_2}]}$
알고리즘 3	$\frac{\ln(I_p / I_v)_{\lambda_1}}{\ln(I_p / I_v)_{\lambda_2}}$
알고리즘 4	$\frac{\ln[(I_p / I_v)_{\lambda_1} / I_{avr \lambda_1}]}{\ln[(I_p / I_v)_{\lambda_2} / I_{avr \lambda_2}]}$

$$x^{**}(n) = x^*(n) + I^*(n) \tag{4}$$

기저선 변동이 포함된 초기 신호를  $x(n)$ 이라 하고 임의의 주기동안 sample의 수를  $N$ 이라 하면 위의 식 (1)과 같이 임의의 주기동안 평균한 신호는  $\mu(n)$ 이 된다. 이동 평균한 신호를 초기 입력신호  $x(n)$ 에서 소거하면 식 (2)와 같이 보상된 결과를 얻게된다. 여기서 얻어진 결과는 기저선 변동은 제거되거나 AC 성분만 남게 되므로 식 (1)에서 선택한 임의의 펄스의 수 ( $M$ )와 한 주기마다 sample 수의 평균( $L$ )을 가지고  $M$ 개의 펄스를 비트 단위로 평균하면 식 (3)의 결과를 얻게되고 이 값에서 offset 값을  $x^*(n)$ 에 더하면 최종적으로 기저선 변동이 보상된 결과  $x^{**}(n)$ 를 얻게 된다.

이동 평균은 가장 간단한 형태의 저역 통과 필터로 제안된 방법의 장점은 맥파성분 이외의 신호를 비교적 정확하게 소거할 수 있으며 초기 조건에 무관하게 안정적이며 선험적인 위상응답 특성을 가진다.<sup>[5]</sup> 본 연구에서는 제안된 방법에 의한 신호처리 결과가 정량적으로 기저선 변동이 보상됨을 실제 임상데이터를 통하여 검증하였다.

2.3. 산소포화도 계산 알고리즘

산소포화도의 측정에 있어서 헤모글로빈의 흡광도 특성을 고려하여 주로 650~1100 nm 영역에서 적색광과 적외광의 두 개의 파장을 이용한다. 주로 산화, 환원 헤모글로빈의 흡광계수(extinction coefficient) 값의 차가 가장 큰 660 nm와 기준파장으로는 산화, 환원헤모글로빈의 흡광계수가 같아서 isosbestic point라고 불리는 805 nm 또는 산화 환원 헤모글로빈의 흡광계수가 660 nm파장과 반대의 특성을 보이면서 흡수 스펙트럼이 비교적 평평한 940 nm파장이 이용되고 있는데, 본 연구에서는 세 파장을 모두 측정하여 파장간의 비를 비교하였다. 각 파장에 대한 비를 구하기 위해서 표 1의 4가지 알고리즘을 적용하였다.<sup>[4,7]</sup>

III. 결과 및 토의

개발된 산소포화도 측정장치의 성능을 평가하기 위하여 Bio-

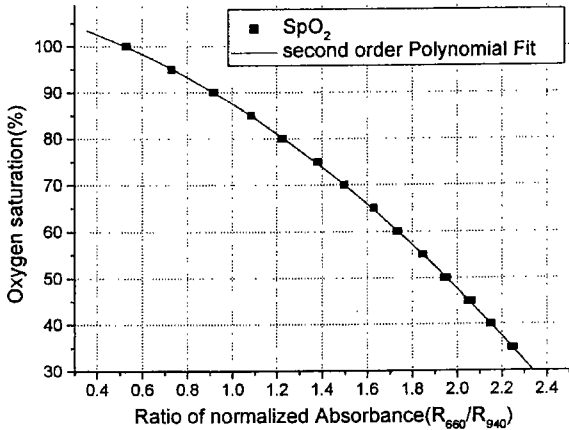


그림 5. 산소포화도 35~100%범위의 시뮬레이터 출력에 대한 측정값의 상관관계 그래프.

표 2. 4가지 알고리즘과 진폭 및 면적계산방법에 대한 선형적합결과(상관계수, 표준편차)의 비교

R <sub>660</sub> /R <sub>940</sub>	Peak-Valley		Area	
	r	SpO <sub>2</sub> sd (%)	r	SpO <sub>2</sub> sd (%)
알고리즘1	-0.99696	0.59192	-0.99737	0.55034
알고리즘2	0.97940	1.53441	0.98012	1.50758
알고리즘3	-0.99707	0.58119	-0.99708	0.57997
알고리즘4	-0.99736	0.55187	-0.99784	0.49915

Tek사의 펄스 옥시미터 시뮬레이터를 사용하여 산소포화도 35~100%에서 데이터를 획득하여 calibration curve를 얻었고 그림 5에 그래프를 나타내었다. Polynomial fitting 결과 상관계수(r-sq)가 0.99985, 산소포화도(SpO<sub>2</sub>)의 표준편차(sd)는 0.2551로 좋은 상관관계를 얻을 수 있었다.

더욱 정확한 측정 및 선형성이 요구되는 산소포화도 75~100% 범위의 시뮬레이터 출력값에 대한 측정 데이터를 얻고 위에서 제안된 4가지의 알고리즘을 맥동성분의 진폭비(Peak-Valley)를 이용한 방법 및 면적(Area)을 이용한 방법에 따라 처리하였다. 맥동성분의 면적비를 이용하는 계산은 정맥의 혈류량을 계산하는 방법으로 맥파의 진폭비를 구하는 방법보다 기기에 의한 고주파수 성분의 잡음과 동잡음(motion artifact)과 같은 저주파수 성분에 의한 영향에 덜 민감한 장점이 있다. 각각의 경우 데이터들에 대해 선형적합(Linear fitting)식을 만들어 상관계수(r, correlation coefficient) 및 산소포화도의 표준편차(sd, standard deviation)값을 비교한 결과를 표 2에 나타내었다. 각 계산방법에 대해 알고리즘 4와 3, 1의 순서로 correlation이 우수하게 나타났으며 맥동성분의 면적을 계산한 방법이 진폭값으로 계산하는 방법보다 좀 더 좋은 결과를 보여주었다.

In vivo 실험을 위해 실제 사람이 호흡을 멈추고 상용 Fukuda denshi사의 Dinascop(DC 5300)의 산소포화도(SpO<sub>2</sub>) 측정 모듈과 본 시스템의 프로브에서 4초 간격으로 동시에 측정된 값을 85~100%범위에서 비교하였다.

그림 6에서는 호흡을 멈추면(stop) 시간의 경과에 따라 Ratio of Ratio값이 증가하다가 약 90초 후, 호흡을 시작하면

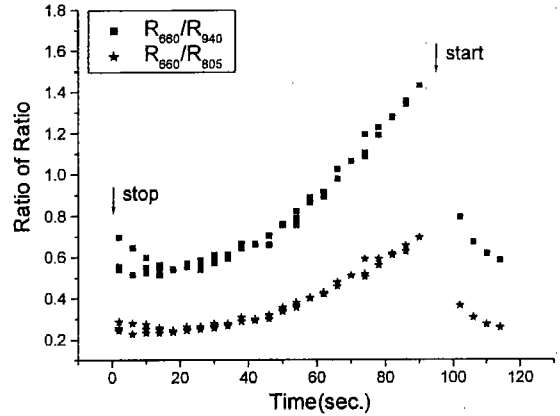


그림 6. 호흡을 멈춘 후(stop) 시간경과에 따라 산소포화도가 감소하다가, 호흡을 시작한 후(start) 다시 산소포화도가 증가하는 것을 파장별 Ratio값의 비로 나타낸 그래프.

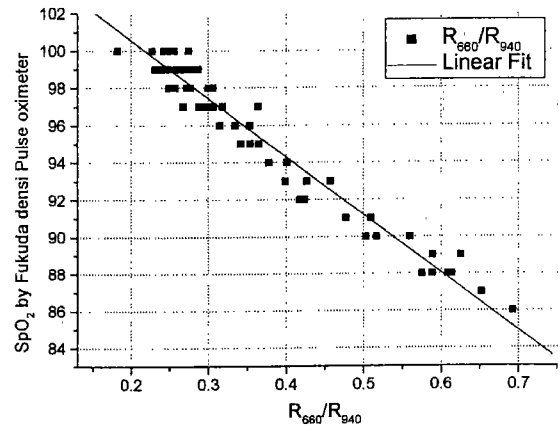


그림 7. 산소포화도 85~100%의 범위에서 65개 데이터(R<sub>660</sub>/R<sub>940</sub>)에 대해 Fukuda denshi pulse oximeter의 산소포화도 값으로 선형적합(Linear Fitting)한 결과.

(start) 다시 감소하는 결과로부터 산소포화도가 감소하였다가 증가하는 것을 알 수 있으며 측정데이터가 산소포화도를 잘 반영한다는 것을 확인할 수 있었다. 또한 R<sub>660</sub>/R<sub>805</sub>보다 R<sub>660</sub>/R<sub>940</sub> 파장 set이 산소포화도 변화에 대해 더 크게 변화하는 것을 알 수 있다.

산소포화도 85~100%의 범위에서 얻어진 65개 데이터(R<sub>660</sub>/R<sub>940</sub>)들을 동시에 측정하고 Fukuda denshi장비에서의 산소포화도 측정값을 기준값으로 하여 선형적합(Linear fitting)한 결과, r값은 0.958, 산소포화도의 sd값은 1.4033으로 본 연구에서 개발된 펄스옥시미터에서의 산소포화도 측정값이 상용 산소포화도 측정기의 값과 잘 맞는 결과를 얻을 수 있었다.

우수한 선형성을 보여주었던 알고리즘 4의 계산방법에서, 기저선 보상방법을 적용하거나 하지 않고 처리한 R<sub>660</sub>/R<sub>940</sub>, R<sub>660</sub>/R<sub>805</sub> 두 가지 파장 set의 데이터에 대해 산소포화도 기준값과의 상관계수(r) 및 표준편차(sd)를 비교한 결과를 표 3에 나타내었다.

기저선 보상방법을 적용했을 때 r값과 sd값이 모두 향상되었으며 또한 R<sub>660</sub>/R<sub>805</sub>의 데이터보다는 R<sub>660</sub>/R<sub>940</sub>파장으로 측정

표 3. 산소포화도 85~100%의 범위에서 기저선 보상방법 및 파장 특성을 비교한 *in vivo* test 결과

알고리즘4	기저선 보상방법 적용		기저선 보상방법 미적용	
	r	SpO <sub>2</sub> sd (%)	r	SpO <sub>2</sub> sd (%)
R660/R940	-0.97877	0.84656	-0.97793	0.86313
R660/R805	-0.97772	0.86709	-0.96679	1.05573

한 결과가 보다 선형성이 좋고 표준편차가 적었다.

#### IV. 결 론

본 연구에서는 동맥혈의 맥동성분에 대한 파장별 광흡수량을 이용하여 산소포화도를 비침습적인 방법으로 연속적으로 모니터링할 수 있는 장치 및 구동 소프트웨어, 기저선을 보상할 수 있는 신호처리 프로그램을 개발하였다. 개발된 장치를 평가하기 위해 Bio-Tek사의 펄스옥시미터 시뮬레이터로 산소포화도 35~100%에서 상관계수( $r$ -sq)가 0.99985인 calibration curve를 얻었고 높은 정확도와 선형성이 요구되는 산소포화도 75~100%범위에서는 다양한 알고리즘 및 신호처리 방법을 적용하여 데이터를 비교 분석하였다. 실험결과, 진폭비(Peak-valley method)를 사용하는 경우보다 적분비를 사용하는 방법과,  $\ln(I_p/I_v)$  값을  $I_{avr}$ 값으로 보정하는 알고리즘 4의 경우가 선형적합시 선형성( $r$ )과 정확도(sd)에서 보다 우수한 결과를 보여주었다. 실제 사람이 호흡을 멈추고 상용 산소포화도(SpO<sub>2</sub>) 측정장치의 프로브와 개발된 장치의 프로브에서 산소포화도를 동시에 측정한 결과, 산소포화도 85~100%범위에 대해 기저선

보상을 위한 새로운 신호처리방법을 적용한 경우, 데이터의 분석결과가 향상된 것을 알 수 있었으며 660 nm(Red)와 940 nm(IR) 파장의 비와 660 nm(Red)와 805 nm(IR) 파장의 비를 구하고 그 결과를 비교했을 때, 두 가지 경우 모두 우수한 선형성을 보여주었으나 660 nm와 940 nm 파장을 이용한 경우 ( $R_{660}/R_{940}$ )가 선형성( $r$ )이 더 좋고 표준편차(sd)값은 작아서 보다 정확도가 높은 결과를 얻게됨을 알 수 있었다. 위의 우수한 결과들을 신호처리방법으로 적용함으로써 등잡음에 의한 영향을 적게 받으면서, 산소포화도 75~100%에서  $\pm 2\sim 3\%$ 의 정확도를 갖는 기존의 상용 시스템보다 진단의 정확도와 신뢰도가 높은 비침습적 산소포화도 측정장치를 개발할 수 있을 것이다.

#### 참고문헌

- [1] 홍승길 편역, 인체생리학(고려의학, 1999), 663쪽.
- [2] D. R. Marble and P. W. Cheung, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual Conference of the IEEE, 542 (1988).
- [3] P. D. Mannheim, J. R. Cascini, S. L. Nierlich, Instrumentation and Measurement Technology Conference 1, 102 (1997).
- [4] J. G. Webster, *Design of Pulse Oximeter* (Institute of Physics Publishing, 1997), Chapters 1, 4, 9.
- [5] J. P. de Kock and L. Tarassenko, Med. Biol. Eng. Comput. 31(3), 291 (1993).
- [6] Y. Mendelson, Clin. Chem. 38(9), 1601 (1992).
- [7] H. M. Carim, U. S. Patent 5755226 (1996).

### Signal processing method and diagnostic algorithm for arterial oxygen-saturation measurement

S. J. Kim, D. Y. Hwang, K. J. Jeon, J. Y. Lee, S. G. Jung, and G. Yoon<sup>†</sup>

Medical Electronics Lab., Samsung Advanced Institute of Technology, Suwon 440-600, KOREA

<sup>†</sup>E-mail: gyoon@sait.samsung.co.kr

(Received October 12, 2000 ; Revised manuscript received November 20, 2000)

A measurement unit and signal processing algorithm have been developed for predicting arterial oxygen saturation non-invasively. The measurement set-up was composed of a probe including light source and photodetector, optical signal processing section, LED driving circuit, PC interface software for data acquisition and data processing software. Light from the LED's was irradiated onto the finger nail bed and transmitted light was measured at different wavelengths. An effective baseline correction method was developed and measured data were analyzed by using various data processing methods and prediction algorithms. For performance evaluation, a pulse oximeter simulator (Bio-Tek Instrument Inc.) was used as reference. The best performance in terms of the correlation coefficient and the standard deviation was obtained under the following conditions; when the arterial signals were computed in terms of area rather than peak-valley difference, and when the algorithm calculating by  $\ln(I_p/I_v)/I_{avr}$  value for pulsation waveform was used. In *in vivo* test, prediction was improved when the developed baseline correction method was used. In addition, wavelengths of 660 nm and 940 nm provided better linearity and precision than wavelengths of 660 nm and 805 nm.

OCIS codes : 120.3890, 120.5240, 170.1470.