

동잡음의 영향을 개선한 비관혈식 산소포화도 측정 알고리즘에 대한 연구

영남대학교 의과대학 생리학교실

이 준 하

펄스옥시메트리는 서로 다른 두 파장의 빛을 이용하여 동맥혈의 산소포화도를 측정하는 비침습성의 광에 의한 측정 방법이다. 동맥혈의 맥동성분은 정맥혈, 피부 그리고 기타의 비맥동성분들에 의해 감소되는 직류 성분에 중첩되어 있다. 본 논문에서는 맥동 성분의 적분비를 이용하여 산소포화도를 계산하는 알고리즘을 사용하였다. 알고리즘에서는, 심장의 수축과 관련된 맥동신호의 1/2 싸이클만을 이용한다. 이용하는 시간은 1 cycle의 약 1/4이다. 1/4 주기를 이용하는 본 알고리즘은 기존의 방식과 유사한 결과가 나타났다. 신호의 진폭이 낮고, 시간의 점유가 많은 부분을 계산에서 배제했기 때문에, 동잡음의 영향이 감소되었다.

중심 단어 : 펄스옥시메트리, 산소포화도, 적분비율, 맥동신호

서 론

펄스 옥시메터는 손가락 혹은 귓볼과 같은 맥동혈관상에서 동맥혈속에 포함되어 있는 산소포화도를 측정하는 비관혈식 장비로서, 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈(HbO₂)과 전체 헤모글로빈(Hb) 사이의 흡수 스펙트럼의 차이에 의한 농도의 비를 측정한다. 이러한 비관혈식 측정법은 혈액의 채취나 카테터의 삽입 없이 혈액내의 산소포화도를 측정함으로써 환자에게 고통을 주지 않으면서 장시간 연속적인 감사가 가능하므로 호흡요법, 신생아 중환자, 저산소증 환자 및 응급의학 등의 임상부분에서 중요한 정보로 사용되고 있다[1],[2]. 측정방법으로는 스펙트럼 피크가 각각 적색광과 적외광 영역에서 나타나는 두 개의 발광다이오드를 포함하고 있는 발광부와, 혈관상의 반대편에 광다이오드를 설치한 수광부로 구성된 듀얼-파장 측정법이 일반적으로 사용된다.

근래의 임상적인 연구에서는 SaO₂가 약 70%보다 높은 수치에서, 펄스 옥시메터에서의 수치와 관혈적으로 측정한 산소포화도(SaO₂) 사이에 좋은 상관관계를 보여 주고 있다. 그러나,

SaO₂가 70%보다 낮을 경우에 펄스 옥시메터의 정확도는 실험 조건들이나 사용된 펄스 옥시메터에 따라 다르게 나타나는 것으로 알려져 있다. 펄스 옥시메터 신호는 색소, 주변의 빛, 헤모글로빈 장애, COHb, MetHb, 그리고 haematocrit 등과 같은 여러 가지 요소들에 의해 영향을 받는 것으로 알려지고 있다.

사람에 있어서 혈류상태의 변화는 펄스 옥시메터 신호에 영향을 주는 것으로 알려지고 있다. 작은 혈액관류 레벨에서는, 펄스 옥시메터의 기능 저하가 나타나고 정확도도 감소된다고 보고되고 있다. 낮은 관류 레벨에서 산소포화도가 감소되는 것은 정맥성 울성 그리고 정맥성 맥박 혹은 국소적인 저산소증 등으로부터 기인한 것이라고 주장하는 경우도 있었다

본 연구에서는 기존의 펄스 옥시메터의 단점으로 지적되고 있는 발열로 인한 센서의 내구성 문제와 측정 시에 발생할 수 있는 외부 동잡음에 대한 측정치의 부정확을 개선하기 위하여, 첫째, 센서의 구동방식을 정전류 전원방식으로 설계하여 발광소자의 성능 개선 및 수명 연장을 꾀하였으며, 둘째, 맥동성분에서 동맥혈에 대한 산소포화도를 이론적으로 모델링

하며, 셋째, 동잡음의 영향을 최소화하기 위하여, 신호의 특정부분만을 가지고 신호처리에 적용함으로써 산소포화도 계산에서 나타나는 동잡음의 영향을 개선한 알고리즘을 제시하고, 마지막으로 기존의 방법과의 비교를 통해 본 연구에서 제시하고 있는 센서 구동방식과 알고리즘의 효율을 비교, 검토하였다.

내용 및 원리

펄스 옥시미터는 Bouguer-Lambert-Beer 법칙 (주어진 파장에서의 흡수도는 샘플의 흡수율, 통로길이, 그리고 흡수하는 샘플의 농도에 비례한다)을 바탕으로 한 광-계산 방식으로, 두 개의 서로 다른 파장을 가지고 있는 빛을 조직에 투과하여 흡수된 두 파장의 흡수도의 비를 측정함으로써 산소포화도를 측정하는 장비이다.

빛을 조직에 투과하면 그림 1과 같이 정맥혈, 조직, 그 외의 비맥동 성분에 의한 감소로 인해 발생한 직류성분에 중첩해서 동맥혈에 의한 흡수로 인해 발생한 맥동성분으로 나타난다. 이러한 직류성분과 맥동성분이 혼재된 신호에서 산소포화도의 계산에 필요한 부분은 심장의 수축이완 작용에 의해 영향을 받는 맥동성분이다. 각 파장에서의 직류(DC) 성분은 맥동신호 진폭에 대한 정규화에 이용된다[3]. 두 파장에서의 이들 맥동신호 진폭의 비율은 동맥의 산소포화도에 대한 함수로 나타나는데, 이러한 것이 펄스 옥시미터 기술의 기초이다[4][5]. 두 파장의 비 R_{12} 는 다음과 같이 정의된다:

$$R_{12} = \frac{R}{IR} = \frac{\log(I_{(DC+AC1)}/I_{DC1})}{\log(I_{(DC+AC2)}/I_{DC2})} \quad (1)$$

여기서, $I_{(DC+AC)}$: 투과된 전체 빛의 강도
 I_{DC} : 직류성분의 강도

혈중 산소포화도의 정의에 따라, 다음과 같은 식으로 나타내고

$$SpO_2 = SaO_2 = C_o / (C_o + C_r) \times 100\% \quad (2)$$

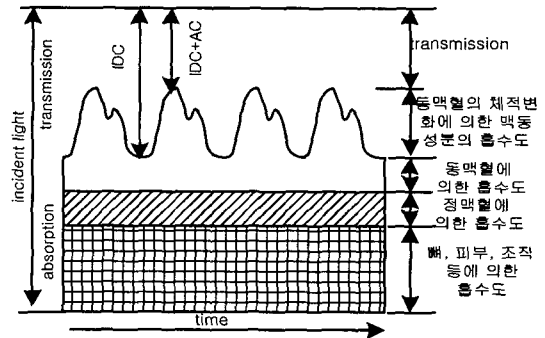


Fig. 1. Relation of absorption and time in tissue

SaO_2 의 계산식을 다음과 같이 얻을 수 있다:

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_r R_{12} - \epsilon_o}{(\epsilon_r - \epsilon_o)R_{12} - (\epsilon_o - \epsilon_r)} \quad (3)$$

여기서, 첨자 1과 2 : 적색광과 적외광의 파장

- ϵ_o : HbO₂의 구분계수
- ϵ_r : Hb의 구분계수

이 식에서는 산소포화도가 농도와 깊이에 영향을 받지 않는 것으로 나타나고 있다. 위의 식들에서 신호에 나타나는 직류성분은 두 신호에서 같은 비율로 영향을 미치게됨으로 동맥혈에 대한 산소포화도의 계산과정에서는 자연스럽게 무시될 수 있다. 따라서 산소포화도 계산에 있어서 맥동성분의 흡수율에 대한 선형성 여부와 동잡음에 대한 영향을 최소화하는 것이 장비에 대한 신뢰도를 높이는 결과가 된다. 동맥혈에서 맥동성분의 비율을 결정하는 방법으로는 두 파장의 흡수도에 의한 맥동성분의 비를 이용하는 방법이 주로 사용되지만, 미소한 신호의 특성상 동잡음(motion artifact)에 대한 영향을 최소화하는 알고리즘이 시스템의 성능을 좌우하는 중요한 요소이다.

시스템 구성

본 연구에서 사용하고 있는 시스템은 그림 2와 같이, 센서, 센서 구동회로, 광 검출회로, A/D 변환기, 마이크로프로세서(8051) 및 디스플레이

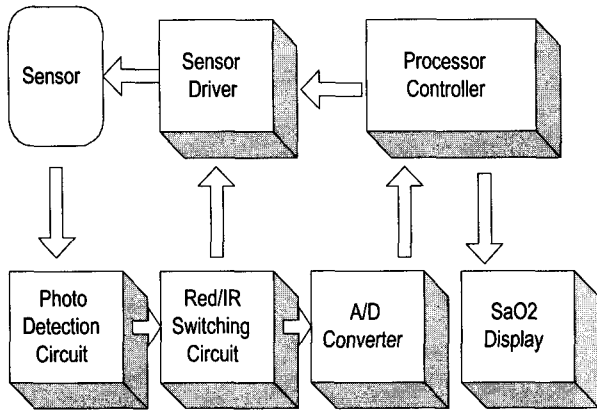


Fig. 2. Block diagram of system

로 구성되어 있다. 센서 구동회로에서 클럭신호는 100kHz의 구형파를 사용하였다. 빛의 밝기와 각 LEDs의 타이밍은 D/A Converter(DAC0808)과 함께 마이크로프로세서에 의해 제어된다. 서로 다른 파장을 가지고 있는 두 개의 LEDs에 공급되는 정전류원 펄스를 10 μs 주기로 교번해서 연속적으로 여기 및 단속한다. 빛의 세기는 측정 초기의 기준값으로 검출된 신호를 교정함으로서 일정하게 제어된다. 교정 절차에 의해, 피부의 색깔과 조직의 부피 등에 의한 변이가 제거된다. 광 검출회로는 응답특성이 좋은 증폭기를 사용하였으며, 두 파장의 신호를 검출하여 증폭하며, 센서 구동회로로부터의 펄스신호에 의해 제어된다. A/D 변환기는 샘플링된 이 신호를 12bit A/D Converter에 의해 디지털 신호로 변환되고, 실시간으로 디스플레이되고 동시에 메모리에 저장된다. 마지막으로 저장된 데이터는 마이크로프로세서에 의해 처리 및 분석된다.

신호의 모델링

센서로부터 검출된 수광부에서의 신호는 그림 3과 같은 형태를 가지게 있다. 이 신호는 심장의 수축이완과 동기가 되는 정현파의 특성을 가지는 신호라면, 전체 흡수도 A_{total} 은 정맥, 피부 및 조직 등과 같은 고정된 파라미터에 의한 직류성분 A_{ref} 와 동맥혈의 맥동성분에 의한

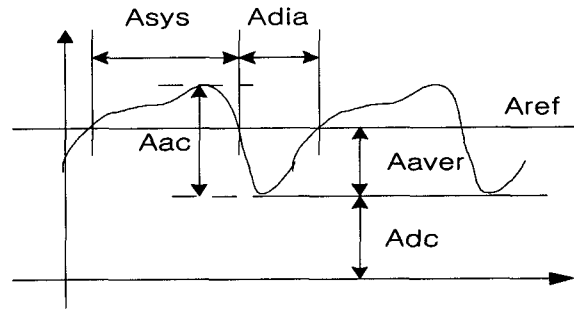


Fig. 3. Classified to dc and ac component

$A_{ac} \sin \omega t$, 그리고 잡음 성분 A_{noise} 로 표현할 수 있다.

$$A_{total} = A_{ref} + A_{ac} \sin \omega t + A_{noise} \quad (3)$$

여기서, $A_{ref} = A_{dc} + A_{aver}$
 A_{ref} : dc reference
 A_{aver} : 맥동성분의 평균치
 A_{noise} : noise factor

로 표현할 수 있으며, A_{ref} 에서는 맥동성분이 전혀 나타나지 않는 직류성분에 대한 offset 이라고 한다면,

$$A_{ref} = \frac{\sum_{i=1}^m [A_{dc(i)} + A_{aver(i)} + A_{noise(i)}]}{N} \quad (4)$$

여기서, m은 신호에 대한 샘플링 횟수.

A_{noise} 는 불특정의 임의변수이고, 샘플링 횟수를 충분히 크게 한다면 노이즈에 대한 영향을 무시할 수 있으므로, A_{ref} 는 정맥, 피부, 조직 등의 맥동성분에 대한 기준선으로 가정할 수 있다.

맥동성분에 대한 평균면적 S_{Aac} 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$S_{Aac} \cong \left| \sum_{i=1}^m [A_{total} - A_{ref}] \right| \quad (5)$$

이 식을 한 주기 내에서 샘플링 횟수를 충분히

크게 하면,

$$S_{Aac} \cong \left| \int_{(2n-2)\pi}^{2n\pi} [A_{total} - A_{ref}] dt \right| \quad (6)$$

과 같이 나타낼 수 있다. 그러므로, A_{ref} 로 표현되는 기준선을 중심으로 한 주기에 대한 맥동성분의 신호를 분석하면, 그림 3에서와 같이, 심장의 수축과 관련한 성분 A_{sys} 와 이완에 관련된 성분 A_{dia} 로 표현한다면,

$$\left| \sum_{i=1}^n (A_{ref} - A_{sys}) \right| = \left| \sum_{i=1}^n (A_{ref} - A_{dia}) \right| \quad (7)$$

와 같이 나타낼 수 있다. 따라서, 위의 식에서 직류성분에 대한 기준선 A_{ref} 를 기점으로 심장 수축시의 맥동성분의 합은 이완시의 맥동성분의 합과 같다는 것을 알 수 있다. 따라서 이 식을 식 (6)에 적용하여 계산하면, 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$S_{Aac} \cong kA_{ac} \quad (8)$$

k : 상수

따라서, 평균면적 S_{Aac} 와 맥동성분에 의한 흡수도 A_{ac} 는 비례한다는 것을 알 수 있다. 따라서, 맥동성분의 면적비를 Φ 라고 하면,

$$\Phi = \frac{S_{AacR}}{S_{AacIR}} = \frac{A_{acR}}{A_{acIR}} \quad (9)$$

A_{acR} : 적색광에 의한 흡수도

A_{acIR} : 적외광에 의한 흡수도

와 같이 얻을 수 있으며, 이 식은 아래와 같은 일차 방정식으로 표현되어 흡수도의 비에 의한 산소포화도 계산에 이용된다.

$$SpO_2 = X + Y\Phi \quad (10)$$

그러므로, 맥동신호에 대한 흡수도의 계산에서

신호의 점유시간은 수축시의 시간이 이완시의 시간보다 약 1/3 정도로 짧고, 산소포화도의 계산에서 적색광과 적외광의 흡수도에 기여하는 진폭비는 결과적으로 같은 비율로 적용된다. 따라서, 계산 알고리즘에서 적용되는 신호는 그림 4에서와 같이, 전체점유주기의 약 1/4에 해당하는 심장의 수축과 관련된 수축기 흡수도 A_{dia} 만을 샘플링하여 두 파장에 대한 흡수도의 비를 구할 수 있다.

실험 및 결과

본 연구에서 사용한 센서는 노년사의 660nm와 950nm의 두 광원을 가지는 투과형 센서를 사용하였다. 산소포화도의 변화에 사용하기 위하여 BIO-TEK의 SpO_2 시뮬레이터(Index 2)를 사용하였으며, 장비의 정확도는 75~100%에서 $\pm 1\%$, 50~74%에서는 $\pm 3\%$ 를 나타내고 1%의 해상도를 가지고 있다. 실험에 선행해서 고려할 사항으로는, 첫 째로, 그림 3에 정의된 직류의 기준선으로 정의된 A_{ref} 의 허용 범위를 설정해야 한다. 센서에서 수신된 신호의 맥동성분은 피측정자의 움직임 등에 의한 동잡음의 영향을 고려해야 하기 때문에, 신호 진폭의 최대와 최소값 사이에서 존재하도록 설정한다. 둘 째로는, 신호의 전체 주기를 이용한 계산 알고리즘과 본 연구에서 제안한 심장의 수축과 관련한 일부분의 면적비 계산에 의한 알고리즘의 비교를 통해, 결과에 있어서 얼마나 정확하게 나타나는지의 여부를 비교, 검토하기로 한다. 세 번째로는 산소포화도의 범위설정이다. 환자감시에 있어서, 70% 이하의 산소포화도를 나타내는 경우는 위급한 상황이므로, 감시의 목적보다는 환자 상태의 경중을 판단하는 정도로 사용되고 대부분의 경우는 70~100%의 산소포화도가 환자감시에 사용되고 있으므로, 산소포화도의 범위는 신뢰성을 고려하여 50~100%의 범위를 설정하였다. 그림 4는 시뮬레이터에 의해 발생한 신호를 입력으로 했을 때, 센서로부터 검출된 신호의 형상을 나타내고 있다.

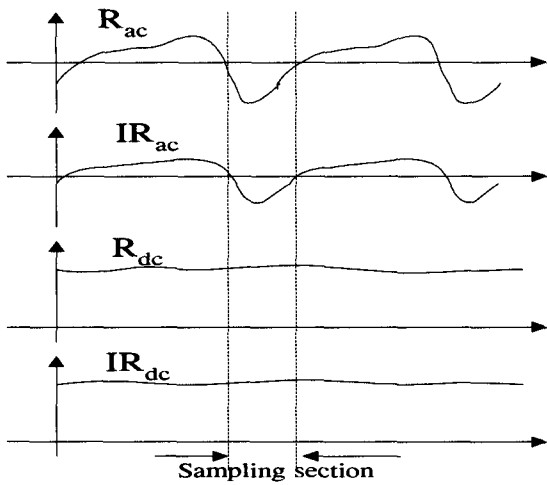


Fig. 4. A shape of absorption of red and infrared light

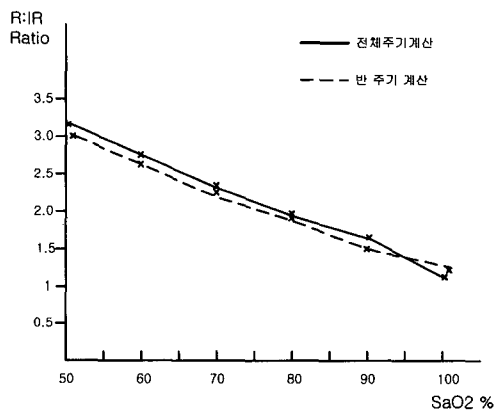


Fig. 5. The comparison of method by integral ratio of full period with suggested method in this study

식 (5)에 의하면, 직류성분으로 가정한 맥동성분의 한주기에 대한 적분값은 0이 된다. 따라서, 우리는 시간이 길고 진폭이 낮은 기저선을 중심으로 한 상단 부분을 배제시키고, 짧은 시간을 차지하지만 동일한 면적을 가지는 하단 부분만을 이용하여 흡수율을 계산하였다. 그림 5는 전체주기에 대한 흡수율과 본 논문에서 제시한 방법에 의한 결과를 도시하고 있으며, 그림 6은 심박동수를 80으로 지정했을 때, 알고리즘에 적용되는 심장의 수축과 관련되는 A_{dia} 부분의 맥동성분을 샘플링하는데 소요되는 시

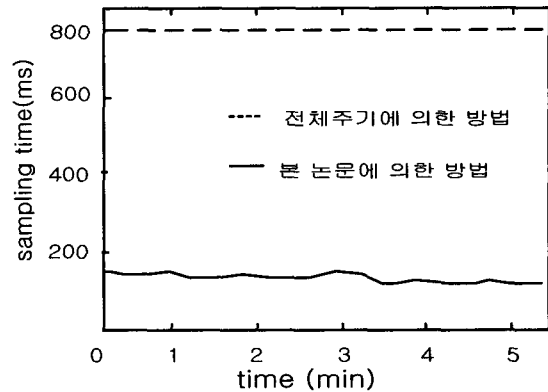


Fig. 6. Comparison of required time in sampling of signal related to calculation

간을 기존의 전체주기에 의한 방법에서 예상되는 시간과 비교하였다. 실험을 통해 나타난 결과를 토대로 분석하면, 기존의 전체 주기에 대한 알고리즘에 비해 본 논문에서 제시한 알고리즘에 의한 방법에서는 신호의 샘플링시간이 약 4배 가량 단축되고, 결과에서도 신뢰할 수 있도록 나타났다.

결 론

본 연구에서는 펄스 옥시메터의 신뢰성에 많은 영향을 주고 있는 동잡음에 의한 영향을 개선하기 위하여 맥동 성분의 면적비를 이용한 산소포화도의 계산 알고리즘을 제시하였다. 이 알고리즘을 바탕으로 기존의 전체주기에 대한 진폭비를 이용한 방식과 제안된 심장의 수축과 관련한 신호의 진폭이 상대적으로 크고, 시간의 점유가 상대적으로 낮은 부분의 면적비에 의한 알고리즘을 비교하였다. 실험 결과에서는 신호의 샘플링에 사용되는 시간이 한 주기에 평균 약 0.15초 정도를 나타내고 있으며, 산소포화도의 결과에서는 전체주기의 계산에 의한 기존 방식과 근사하다는 것을 알 수 있다. 따라서, 본 논문에서 제시한 알고리즘에 의해 동잡음의 영향을 현저히 축소시킴과 동시에 계산에 사용되는 시간을 축소시킴으로서 마이크로프로세서의 처리 효율 및 디스플레이 속도를 향상시켰다.

참고문헌

1. J. P. de Kock and L. Tarassenko, "Pulse oximetry: theoretical and experimental models", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1993, 31, pp291-300
2. Y. X. Yang, B. S. Xie, Z. X. Zhou et al., "computer analysis system of blood oxygen saturation in an animal hypoxia model", *Med. Boil. Eng. Comput.*, 1998, 36, 355-358
3. 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
4. T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, "Pulse Oximeter", U. S. Patent, No.5, 355-882, Oct. 18, 1994
5. 김윤영, 김동철, 이윤선, "펄스 옥시메터의 산소포화도 추출 알고리즘을 위한 계산모델 설계에 관한 연구", *J. of KOSOMBE*, Vol. 19, No. 1, 25-31, 1998

A study on non-invasive SaO₂ measurement algorithm to improve on effect of the motion artifact

J.H. Lee

Department of Physiology, College of Medicine, Yeungnam University

Pulse oximetry is a non-invasive optical method which measures arterial oxygen saturation with two different wavelength. We can obtain the pulsing component of the arterial blood superimposed on DC level attenuated by venous blood, skin and other nonpulsatile components. This study is based on computing algorithm of oxygen saturation using the integral ratio of pulsatile components. In this algorithm, we used the half cycle of the pulsatile signal rely on arterial contraction. It's period is about 1/4 in 1 cycle. In the result, Our algorithm with 1/4 period of 1 cycle is similar to existing model. Because of removal that A part have low amplitude and possession in long term from calculating, the effect of the motion-artifact is decrease.

Key words : Pulse Oximetry, Oxygen Saturation, Integral Ratio, Pulsatile signal