

센서 프로브 최적화에 의한 광학적 헤모글로빈 측정

Optical measurement of hemoglobin by the design optimization of a sensor probe

윤길원, 김수진*, 전계진**

서울산업대학교 전자정보공학과, *서울대학교 환경대학원, **삼성종합기술원 u-Health

Project Team

gyoon@snut.ac.kr

1. 서론

동맥혈의 산소포화도는 적색과 근적외선 두 파장의 빛을 손톱에 조사하고 손가락을 투과한 빛을 측정함으로써 얻는다. 그림 1에서 보는 바와 같이 예를 들어 적색인 660nm에서는 환원헤모글로빈(Hb)의 흡수도가 산화헤모글로빈(HbO₂)의 흡수도 보다 높다. 근적외선인 940nm에서는 이와 반대로 HbO₂의 흡수도가 더 높다. 손가락을 투과한 적색과 근적외선 빛의 비율을 변수로 산소포화도를 측정하는 것이 펄스옥시미터의 기본 원리이다. 펄스옥시미터는 응급실이나 건강상태를 모니터링 하는데 널리 쓰이고 있다. 펄스옥시미터와 같은 비침습적인 광학적 진단기기의 개발이 연구되고 있는데, 그 중 하나가 헤모글로빈 진단 기술이다.

헤모글로빈 검사는 헌혈 시 헌혈자의 건강 상태를 측정하기 위하여, 또 응급실에는 출혈의 모니터링에도 필요한 수치이다. 광학적 기술은 피를 뽑지 않고 측정할 수 있기 때문에 큰 장점을 가지고 있다. 569, 660, 805, 940과 975nm의 발광다이오드(LED) 어레이를 센서로 이용한 헤모글로빈 진단 기술이 발표되었다.⁽¹⁾ Hb와 HbO₂의 흡수가 같은 파장을 isobestic wavelength라고 하는데 569와 805nm가 이에 속한다. 975nm는 물에 대한 흡수도가 높은 파장으로 물에 대한 보상을 위하여 사용되었다. 광원으로 사용한 LED 어레이는 펄스옥시미터와 마찬가지로 손가락 프로브라고 불리는 센서부에 장착되어 있다. 그림 2에 보는 바와 같이 손가락을 삽입하면 LED에서 방출된 빛이 광검출기(photodetector)에서 검출되게 되어있다.

그러나 펄스옥시미터와는 달리 헤모글로빈 측정 시에는 센서부의 설계나 측정 조건에 따라 예측 값이 영향을 더 받는 것으로 나타났다. 펄스옥시미터의 경우 적색과 근적외선의 흡수도의 비율은 산소포화도에 따라 변화가 뚜렷한 반면, 헤모글로빈과의 상관관계가 덜 뚜렷하기 때문으로 여겨진다. 헤모글로빈의 경우에는 다섯 파장을 회귀방식으로 계산하기 때문인데, 이 문제를 개선하기 위하여 그림 2에 있는 센서부를 최적화하여 정확도를 개선하는 것이 필요하였다.

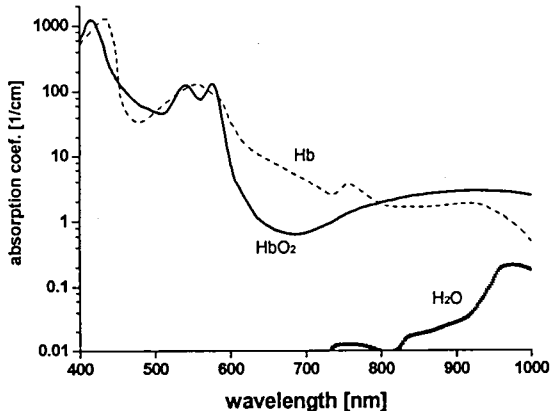


그림 1. 파장별 산화헤모글로빈(HbO₂), 환원 헤모글로빈(Hb)과 물의 흡수도

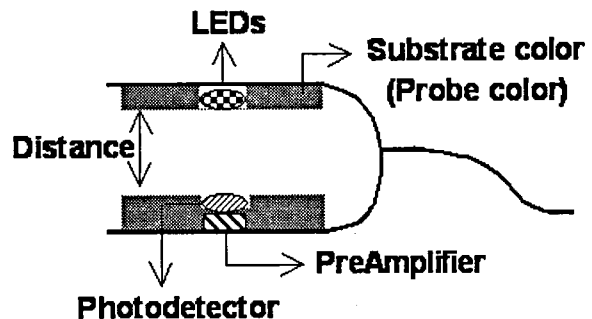


그림 2. 손가락 프로브의 센서부

2. 실험 및 분석

본 발표에서는 손가락 프로브의 센서부 제작을 최적화함으로써 헤모글로빈의 예측의 정확도를 향상시키고자 한다. 센서부의 파라메타로는 프로브의 색깔(substrate color), 광검출기의 크기, LED와 광검출기 사이의 거리, LED의 빛 방출면적을 설정하였다. 사실상 센서부 설계 파라메타의 영향에 대한 정확도 분석은 어려운 일이다. 이 목적을 위하여 본 연구에서는 다꾸지 실험계획법에 의거 분석하는 방법을 적용하였다.⁽²⁻³⁾ 다꾸지실험계획법에 의하여 프로브의 색깔이 흰색일 때와 검은 색일 때, 광검출기의 크기가 큰 경우와 작은 경우, 광원과 검출기의 사이가 고정되었을 때와 그렇지 않을 때, LED chip 크기가 큰 경우와 작은 경우 즉 설계 파라메타의 값을 2 수준으로 나누어 분석하였다. 이렇게 하여 최적화 설계된 센서부의 구조는 검은색 substrate color, 작은 광검출기 크기 (2.3 x 2.3mm), 손가락의 두께에 따라 변하는 LED와 광검출기 사이의 거리, 작은 LED 어레이의 빛 방출면적 (3x1mm)로 되었다.⁽⁴⁾ 이렇게 최적화를 통하여 제작된 센서부의 측정기기를 이용하여 임상시험을 하였다.

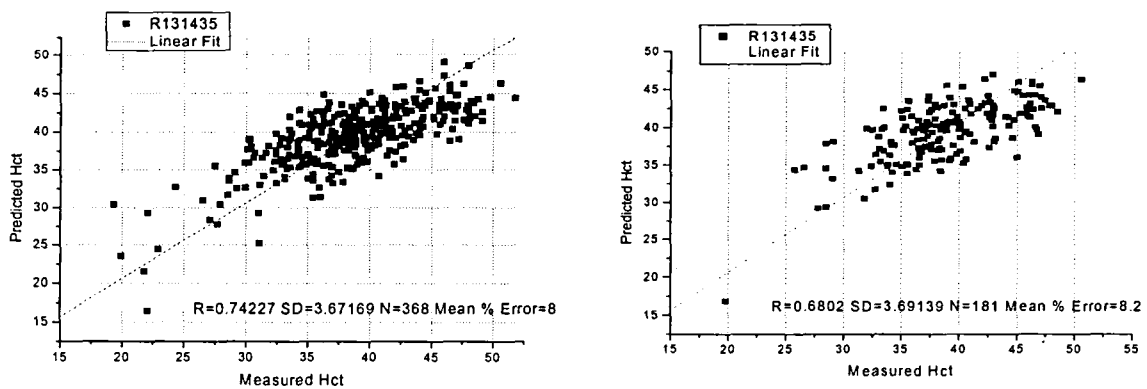


그림 3. 퍼센트 헤마토크릿 임상시험. (左)368명에 의한 측정 모델, (右) 181명에 대한 예측 모델

실험은 헤마토크릿(Hct) 수치로 결과를 비교하였다. 예측에 사용된 빛의 산란모델은 Hct에 기준을 두고 있어 Hct 값으로 분석하였다.⁽¹⁾ 헤모글로빈 수치는 % Hct x 0.35 로 구하면 된다. 삼성서울병원에서 총 549명을 대상으로 측정하였다. 368명의 데이터로부터 교정모델(calibration model)을 만들고, 나머지 181명에 대하여 예측(prediction model)하였다. 위 그림 3의 좌측은 368명에 대한 교정모델 결과이고, 이를 이용한 181명에 대한 예측모델이 우측 그림이다. Hct 19.3-51.8 범위에서 측정모델의 상관계수는 0.74, 표준편차(sd)는 3.67, 평균오차는 8% 이다. 상기 우측 그림에 나타난 바와 같이 예측모델의 상관계수는 0.68, sd는 3.69, 평균오차는 8.2% 이다. 참조치는 전혈구 산정검사법에 의하여 획득하였다.

본 발표에서는 LED 어레이와 실리콘 광검출기를 내장한 손가락 프로브 센서의 설계 최적화를 통하여 제작하였으며 이를 이용하여 확대된 실험군을 대상으로 헤모글로빈(헤마토크릿)을 예측하였다.

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R 01-2004-000-10965-0) 지원으로 수행되었음.

참고문헌

1. K.J. Jeon, S.J. Kim, K.K. Park, JW Kim, G. Yoon, Noninvasive total hemoglobin measurement, *J of Biomedical Optics*, 7:1:45-50, 2001.
2. G. Taguchi, System of experimental design: engineering methods to optimize quality and minimize costs, UNIPUB/Kraus International Publications; American Supplier Institute, White Plains, NY., 1987.
3. S.H. Park, Robust Design and Analysis for Quality Engineering, Chapman & Hall, 1996.
4. G. Yoon, S-J Kim, K.J. Kim, Robust design of finger probe in non-invasive total haemoglobin monitor, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43:121-125, 2005

