

센서 기반 헤모글로빈의 산소 포화도 측정을 위한 아날로그 프론트 엔드 설계 기술 및 방법

Analog Front-End Design Techniques and Method for Saturation of Hemoglobin with Oxygen Sensor

박 세 진*, 이 호 규*, 박 중 선*, 김 철 우**

Sejin Park*, Hokyu Lee*, Jongsun Park*, Chulwoo Kim**

Abstract

This paper describes the design technique and the method of analog front-end to measure the saturation of hemoglobin with oxygen sensor. To process the SpO_2 value from the sensor, the current data from the sensor should be converted into voltage domain. Designed analog front-end usually converts the current data from the sensor into voltage domain data to pass it on analog-to-digital converter called ADC with a different level of gain characteristics. This circuit was fabricated in a $0.11\mu\text{m}$ CMOS technology and has 4 level of gain properties. The occupied area is 0.174mm^2 .

요 약

이 논문은 산소 포화도 측정을 위하여 설계되는 아날로그 프론트 엔드의 설계 기술 및 디자인 방법에 관한 것이다. 센서로부터 출력되는 데이터를 이용하여 산소포화도를 계산하기 위해서는 센서의 포토다이오드에서 흘러주는 전류 데이터를 전압 데이터로 바꿔주는 것이 필요하다. 설계된 아날로그 프론트 엔드는 센서로부터 출력되는 전류 데이터를 여러 가지 전압 이득을 가지는 형태로 후방의 아날로그 디지털 변환기에 전압을 전달하는 역할을 한다. 설계된 회로는 $0.11\mu\text{m}$ CMOS공정을 이용하여 설계되었으며, 0.174mm^2 의 면적을 차지한다.

Key words : Analog front-end, SpO_2 measurement, Sensor, Hemoglobin with oxygen, Analog-to-digital converter

1. 서론

최근 유비쿼터스 헬스 케어의 발전으로 인하여 병원이 아닌 개인의 집에서 환자 스스로 몸 상태를 확인하여 사전에 중요한 질병들을 예방할 수 있는 방법들이 많이 개발되고 있고, 그 방법 중 비 외과적으로 혈중 산소포화도를 측정하는 방법이 다년간 개발되어

왔다. 기존에 병원에서 사용되는 산소 포화도 측정기는 그 부피가 크고, 휴대성이 좋지 않아 실생활 상에서 사용이 어렵다는 문제가 있다. 이에 산소 포화도 측정을 위한 모든 모듈들을 온-칩 화 시켜 측정기기의 부피를 줄이고, 칩의 전력 소모를 최소화하여 예비 환자가 실생활 속에서 의료기기를 사용하여 간단히 몸 상태를 확인하고, 이 결과를 바탕으로 병원을 방문하여 큰 질병을 미리 예방하고 효율적으로 치료를 할 수 있다.

기존의 환자 진료 방식은 정기적인 검사 또는 환자가 통증 또는 특정 환부에 이상을 느껴서 병원을 방문하고 이에 대한 치료를 하는 방식이다. 하지만 이 방식은 이미 질병이 상당 부분 진척되었거나, 치료가 가능하다 하더라도 많은 시간과 부대적인 비용을 환자가 부담해야만 한다. 위와 같은 병원 진료 방식을

* School of Electrical Engineering, Korea University
psj@kilby.korea.ac.kr, 02-3290-3797

★ ckim@korea.ac.kr, 02-3290-3252

※ This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MEST)(No.2011-0020128).

Manuscript received Mar. 11, 2014; revised Mar. 24,2014 ; accepted Mar 27. 2014

보다 효율적으로 만들기 위해서 환자 개인이 실생활에서 몸의 상태를 확인하고, 몸의 이상 징조를 스스로의 상태를 확인함으로써 미리 인지 할 수 있는 방법이 필요하다. 이를 적용한 대표적인 홈 케어 방법 중 하나는 비 외과적인 방법을 사용한 혈중 산소포화도를 측정이다. 혈중 산소포화도란 혈액 속에 존재하는 헤모글로빈이 산소와 결합한 비율(%)을 나타낸 지표이다. 정상인의 산소포화도 값은 일반적으로 90% 이상이며, 90%미만일 경우에는 심박 수와 혈중 산소포화도를 비교하여 어떠한 질병의 가능성이 있는지 예측가능하다 [1].

현재 개발되어 있는 상용화 제품들은 그 부피가 매우 크고, 부피가 작다고 하더라도 각각의 부품이 개별의 외부 소자들로 이루어져 있기 때문에 소자들의 집적도가 낮을 뿐만 아니라 전력소모가 매우 크기 때문에 휴대성이 낮다. 이에 전력 소모를 줄이는 동시에 산소 포화도 측정을 위한 모든 모듈들을 단일 칩에 집적시킴으로써 부피와 전력소모를 감소시키는 연구의 필요성이 매우 크다.

산소포화도 측정을 하는데 있어, 많은 전력소모를 요구하는 블록은 센서로부터 출력되는 전류 데이터를 왜곡 없이 전압 데이터로 변환 시켜주는 아날로그 프런트-엔드 부분이다. 그렇기 때문에 아날로그 프런트-엔드 부분에서 전력 소모를 감소시키기 위한 연구가 보고 되고 있다 [2],[3].

이제까지 혈중 산소포화도 측정의 중요성과 연구의 동향에 대해서 알아보았다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. I 절에서는 혈중 산소포화도 측정의 중요성과 진행되는 연구의 방향에 대해서 알아보았다. II 절에서는 산소포화도 측정을 위한 아날로그 프런트-엔드 회로에 대해서 설명하고 III 절에서는 설계, 제작된 회로의 측정 결과에 대하여 기술하였다. 마지막으로 IV 절에서는 본 연구에 대한 결론은 맺고 있다.

II. 산소포화도 측정을 위한 아날로그 프런트-엔드 회로

1. 산소 포화도 측정 방법

산소포화도를 측정하는 방법은 일반적으로 외과적 방법과 비 외과적 방법이 존재한다. 기존에는 외과적 방법만이 사용되었으나, 비 외과적인 방법이 개발된 후로는 비 외과적인 방법이 많이 사용되고 있다. 비 외과적으로 산소포화도를 측정하는 원리는 다음과 같다.

혈액 속에 존재하는 산소와 결합한 헤모글로빈과

산소와 결합하지 않은 헤모글로빈은 적외선 근처의 파장에서 서로 다른 흡수율을 가지게 된다. 800nm 파장 근처에서 산소와 결합한 헤모글로빈과 결합하지 않은 헤모글로빈의 빛 흡수 특성은 반대가 된다. 그렇기 때문에 산소포화도를 측정할 때에는 이를 고려하여 800nm파장을 기준으로 작은 파장을 가지는 빛과 큰 파장을 가지는 빛을 사용한다. 서로 다른 2개의 파장을 가지는 빛이 준비되었다면 다음으로 빛을 방출하는 맞은편에 손가락을 통과하며 흡수되고, 통과된 빛을 감지하는 포토다이오드가 존재한다. 포토다이오드는 흡수되고 남은 빛을 감지하여 전류 형태로 그 출력 신호를 방출한다. 그림 1은 일반적으로 사용되는 센서의 간략한 블록 다이어그램이다. 상단부에 위치하는 두 개의 다이오드는 각각 적색과 적외선을 방출하는 2개의 LED이며 가운데에는 측정하고자 하는 손가락이 위치하게 된다. 그리고 손가락의 아래 부분에는 흡수하고 통과된 빛을 감지하는 포토다이오드가 존재한다.

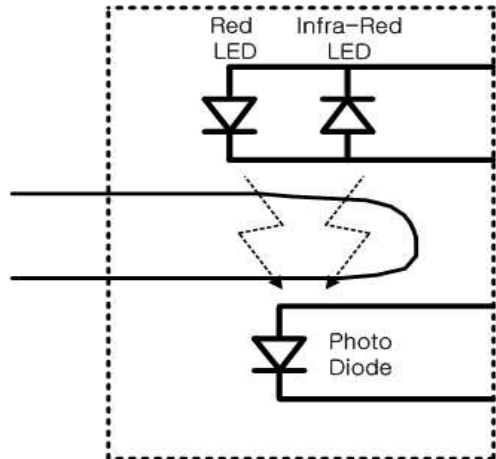


Fig. 1. Block diagram of the non-invasive SpO₂ measurement sensor

그림 1. 비외과적인 산소포화도 측정용 센서의 블록 다이어그램

포토다이오드로부터 전달 받은 전류는 아날로그 프런트 엔드 부와 아날로그-디지털 변환 부를 거쳐 디지털 신호 처리부로 전달된다. 디지털 신호부에서 얻은 입력 신호는 아날로그-디지털 변환기에서 처리되어 나온 양자화 된 디지털 신호이다. 디지털 처리부에서는 식 (1)의 원리를 이용하여 산소 포화도를 계산하게 된다[4]. 식(1)에서 %SpO₂는 혈중 산소포화도의 농도를 의미하며, HbO₂는 혈액 속에 산소와 결합한 헤모글로빈의 농도, Hb는 혈액 속에 산소와 결합

하지 않은 헤모글로빈의 농도를 의미한다.

$$\%SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} * 100 \tag{1}$$

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \tag{2}$$

$$\%SpO_2 = K * R \tag{3}$$

식 (2)에서는 적색(R)과 적외선(IR)의 교류 성분(AC)과 직류 성분(DC)의 비로 상수 R값을 결정한다. 이는 손가락을 투과한 적색과 적외선이 심장의 수축과 이완에 따라 변하는 혈류량에 의한 효과를 상쇄시키기 위함이다. 이렇게 계산된 R 값은 혈중 산소포화도의 축소된 비를 나타낸다.

식 (3)에서는 식 (2)에서 구한 상수 R과 사용자가 지정한 상수 K를 곱하여 최종 산소포화도 비율을 구할 수 있다.

2. 산소 포화도 측정을 위한 아날로그 프런트-엔드 회로의 구조

가. 아날로그 프런트-엔드와 센서와의 관계

그림 2는 설계된 아날로그 프런트-엔드, 센서, LED 드라이버가 어떠한 상관관계를 가지고 연결되는 지 보여주는 블록 다이어그램이다.

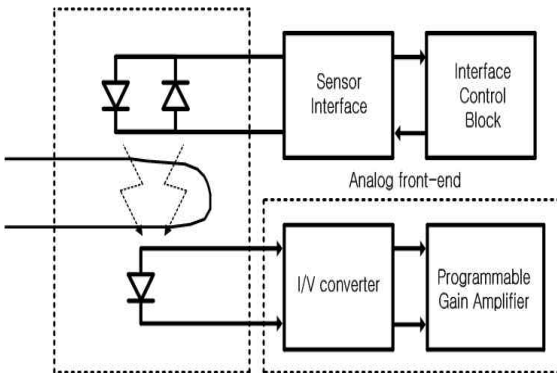


Fig. 2. Block diagram of the non-invasive SpO₂ measurement sensor and analog front-end
 그림 2. 비외과적인 산소포화도 측정용 센서 및 아날로그 프런트-엔드 블록 다이어그램

그림 2의 인터페이스 제어 블록은 센서를 작동시

키는 LED Driver를 번갈아 작동할 수 있도록 600Hz의 주파수를 가지는 클럭 신호를 발생시킨다. 센서 인터페이스 블록은 인터페이스 제어 블록에서 받은 클럭 신호를 이용하여, 센서의 적색과 적외선을 방출하는 LED를 번갈아서 동작 시킨다. 센서의 LED가 동작하면, 방출된 빛이 손가락을 통과하여 LED의 맞은편에 위치한 포토다이오드에 도달하게 된다. 포토다이오드는 손가락을 투과하고 잔류된 빛의 강도를 감지하여 감지된 강도에 비례하는 전류 값을 출력한다. 출력된 전류 값은 전류/전압 변환기를 통과하여 전압 형태로 변환되며, 전류/전압 변환기의 후방에 위치하는 가변 전압 이득 증폭기를 거쳐서 적당한 진폭을 가진 전압 신호로 증폭된다.

실험적으로 센서의 포토다이오드로부터 출력되는 전류는 센서가 '꺼짐'상태였을 경우 10nA의 암 전류를 흘렸으며, 센서가 '켜짐'상태인 동시에 측정하고자 하는 손가락이 삽입되었을 시, 최대 10μA의 전류가 출력되었다.

나. 전압/전류 변환기

그림 3은 설계된 전압/전류 변환기의 구조를 나타낸 다이어그램이다.

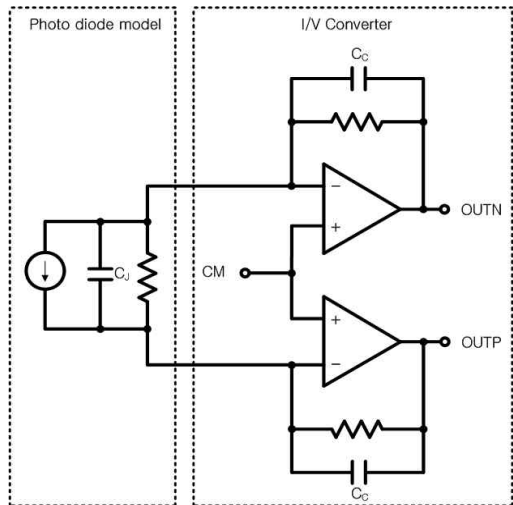


Fig. 3. Block diagram of the current/voltage converter in analog front-end block

그림 3. 아날로그 프런트-엔드 회로 안에있는 전류/전압 변환기의 블록 다이어그램

그림 3의 전류 원과 Cj 그리고 Cj와 병렬로 연결된 저항은 센서의 포토다이오드를 소자로 모델링 한 것

이다. 각 커패시터와 저항의 값은 센서에서 사용하고 있는 포토다이오드의 데이터 용지에 근거하여 결정하였으며 그 값은 실제로 회로 설계를 함에 있어 그대로 적용되었다. 포토다이오드의 모델링에 사용된 커패시터와 저항의 값은 각각 20pF 과 100MΩ이다. 포토다이오드의 병렬 성분 저항의 그 값이 매우 크기 때문에 회로 동작에 큰 영향을 미치지 않는다. 센서의 포토다이오드는 항상 역방향으로 바이어스 되어 있기 위해서 양단에 같은 전압이 잡히도록 설계되었다. 본 회로에서는 증폭기의 양극에 공통 모드 전압을 인가함으로써 포토다이오드와 연결되는 증폭기의 음극을 공통 모드 전압으로 바이어스 되도록 하여, 센서의 포토다이오드가 역방향으로 바이어스 되도록 하였다. 포토다이오드의 양단을 특정 전압으로 바이어스 하기 위하여 증폭기를 단일 출력 방식으로 사용하였다. 포토다이오드의 양(+), 음(-)단을 차동 모드 방식으로 증폭기에 연결할 경우, 포토다이오드의 양극과 음극을 원하는 전압으로 바이어스 하기 어려워진다.

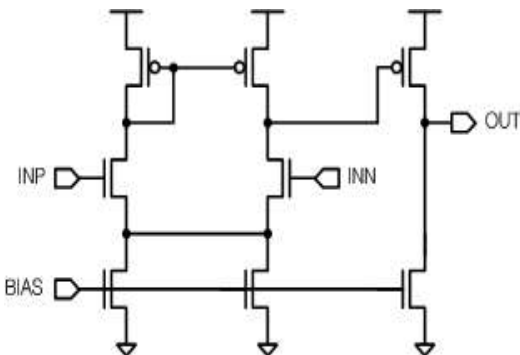


Fig. 4. Schematic of the amplifier used in the current/voltage converter

그림 4. 전류/전압 변환기에 사용된 증폭기의 회로도

포토다이오드로부터 흘러나오는 전류는 트랜스 임피던스 증폭기의 저항으로 흘러들어 가게 되며, 출력되는 전압은 입력 전류와 트랜스 임피던스 증폭기의 피드백과정에 있는 저항 값의 곱으로 결정되게 된다. 트랜스 임피던스 증폭기의 피드백 경로에 존재하는 Cc로 명명된 커패시터는 센서에 존재하는 기생 커패시터 Cj를 보상하며, 회로의 잡음 억제 특성을 증가시키는 역할을 한다. 전류/전압 변환기의 피드백을 구현하는데 사용된 커패시터와 저항의 값은 각각 2pF 과 5.32KΩ이다. 보상 커패시터의 값은 외부에서 추가적으로 증가시킬 수 있도록 설계 되었다.

그림 4는 전류/전압 변환기에 사용된 열린 루프 증

폭기의 구조도이다. 증폭기의 양(+) 단자는 공통 모드에 연결되고, 음(-) 단자는 전류 입력을 받아 피드백 패스에 연결된다. 출력 임피던스를 줄이기 위해서 Source Follower가 뒷단에 위치한다. 열린 루프 증폭기에 사용된 모든 MOSFET은 출력 전압의 선형성을 증가시키고 출력 노드의 전압 헤드 룸을 확보하기 위해서 낮은 문턱 전압을 가지는 소자가 사용되었다. 전류/전압 변환기에 사용된 증폭기는 40dB의 열린 루프 전압 이득, 55°의 페이즈 마진을 가진다.

그림 5는 전류/전압 변환기에 3μA의 진폭을 가지는 사인 곡선의 전류를 인가하였을 때, 출력 전압의 포스트 레이아웃 시뮬레이션 결과이다. 출력 전압은 입력 전류가 0μA일 경우에는 공통모드 전압인 0.5V에 수렴하고, 입력 전류가 6μA일 경우에는 공통 전압으로부터 31mV만큼 각각 떨어져 있다.

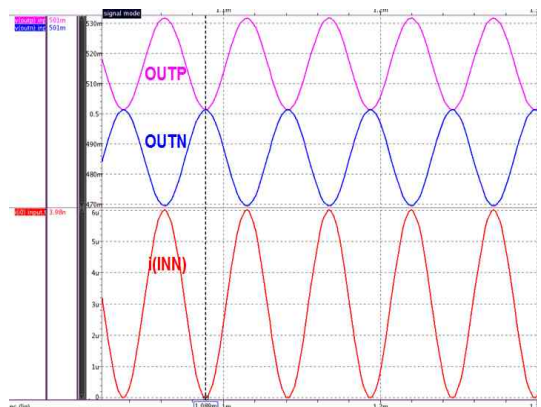


Fig. 5. Post layout simulation result of the current/voltage converter

그림 5. 전류/전압 변환기의 포스트 레이아웃 시뮬레이션 결과

다. 가변 전압 이득 증폭기

그림 6은 설계된 가변 전압 이득 증폭기의 블록 다이어그램을 보여준다.

설계된 가변 전압 이득 증폭기는 전류/전압 변환기가 출력하는 전압을 입력으로 취하여, 사용자 또는 디지털 신호 처리부에서 요구하는 적절한 전압 이득을 취하여 아날로그-디지털 변환기로 전달한다.

입력 신호가 차동모드이기 때문에 두 입력전압의 공통 모드 전압을 유지시키기 위해서는 공통 모드 귀환 회로를 필요로 한다. 공통 모드 귀환 회로는 가변 전압 이득 증폭기의 차동 모드 출력 전압의 공통 모드 전압을 감지하여 이에 상응하는 전류 원 바이어스

전압을 가변 전압 이득 증폭기에 공급하여 출력 전압의 공통 모드를 조절할 수 있다.

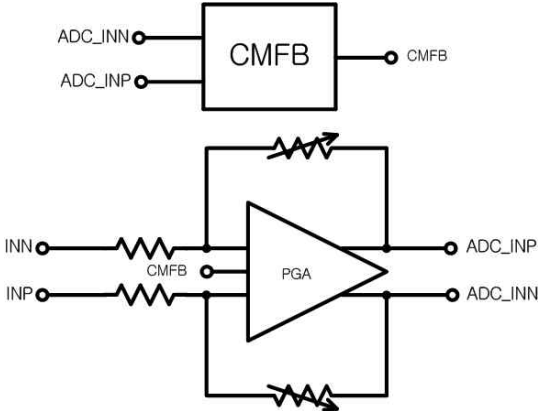


Fig. 6. Block diagram of the programmable gain amplifier in analog front-end block

그림 6. 아날로그 프런트-엔드 회로 안에 있는 가변 전압 증폭기의 블록 다이어그램

설계된 가변 전압 이득 증폭기는 4가지의 가변 전압 이득을 가졌으며, 이는 후방에 위치하는 디지털 신호 처리부의 요구사항에 따라 바뀔 수 있다.

그림 6의 가변 전압 이득 증폭기의 입력부에 사용된 저항 값은 31MΩ이며, 피드백 패스에 사용된 단위 가변 저항 값은 31MΩ이다. 사용된 저항의 공정 mismatch를 줄이기 위해서 모든 저항들은 Common-centroid 방식을 사용하여 레이아웃 되었다.

그림 7,8에서는 각각 그림 7에서 사용된 가변 전압 이득 증폭기와 공통 모드 귀환 회로의 회로도를 나타내었다. 공통 모드 귀환 회로의 OUTP와 OUTN의 평균값을 얻기 위해 사용된 저항 값은 2.85MΩ으로 가변 전압 이득 증폭기의 출력 임피던스를 감소시키지 않도록 설계하였다.

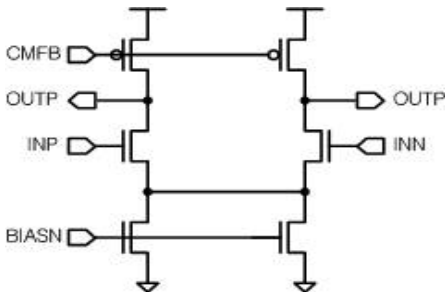


Fig. 7. Schematic of the PGA

그림 7. 가변 전압 이득 증폭기의 회로도

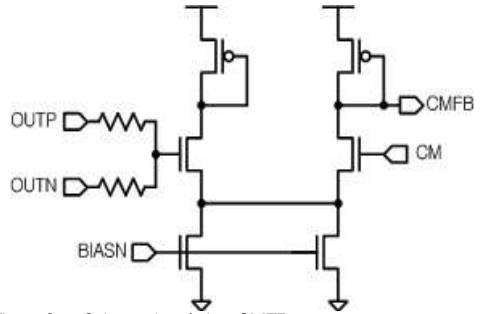


Fig. 8. Schematic of the CMFB

그림 8. 공통 모드 귀환 회로의 회로도

설계된 가변 전압 이득 증폭기는 45dB의 열린 루프 전압 이득과 58.5°의 페이즈 마진을 가진다. 전압/전류 변환기와 가변 전압 이득 증폭기의 설계 사양에서 측정된 산소포화도의 최대 오차는 기준 기기와 비교하였을 때 1%이다.

III. 측정 결과

그림 9는 설계된 아날로그 프런트-엔드의 테스트 칩의 사진이다. 제작된 유효 칩의 면적은 0.176mm²이다. 본 연구를 통해서 측정해야 하는 것은 상용 산소포화도 센서로부터 서로 다른 진폭을 가지는 전류가 인가되었을 때, 가변 전압 이득기의 전압 이득에 근거한 출력 전압의 진폭이다.

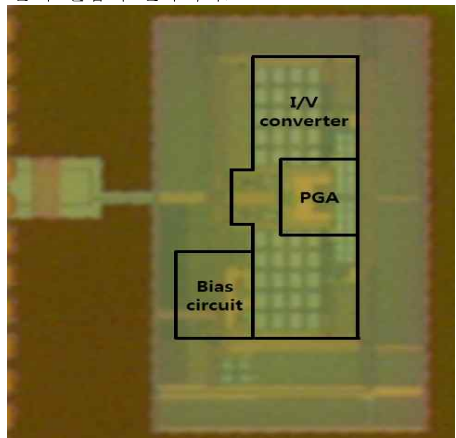


Fig. 9. Chip micrograph

그림 9. 칩 사진

그림 10은 10μA의 입력 전류가 인가되었을 때, 아날로그 프런트-엔드의 차동 모드 출력 값을 레이아웃 후 모의 실험으로부터 얻은 결과이다. 시간이 지남에

따라, 출력 전압의 진폭이 증가하는 경향을 확인 할 수 있으며, 증폭되는 비율은 1배, 2배, 4배, 8배이다. 증폭되는 비율은 아날로그-디지털 변환기 후방에 위치하는 디지털 신호 처리부에서 결정하게 되며, 입력 전류가 작을 경우에는 높은 증폭 비율을, 입력 전류가 클 경우에는 낮은 증폭 비율을 사용한다. 증폭 비율이 1배일 경우에는 차동모드 출력 값은 100mV이며, 증폭 비율이 8배일 경우에는 차동모드 출력 값은 800mV이다.

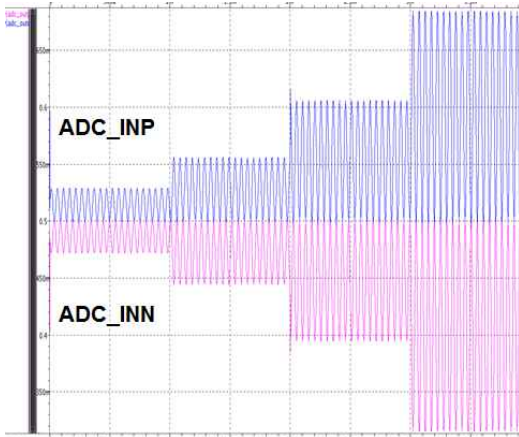


Fig. 10. Post-layout simulation results
그림 10. 레이아웃 후 모의 실험 결과

그림 11은 제작된 아날로그 프런트-엔드에 상용 산소포화도 센서를 연결하고, 산소 포화도 모의실험 장비를 이용하여 입력 신호를 칩에 인가하였을 때, 출력되는 파형을 오실로 스코프로 확인한 결과이다. 오실로 스코프의 결과 파형을 보면, 센서로부터 입력 전류가 없을 경우, 차동모드 출력 전압은 공통모드 근처에 위치하며, 센서로부터 출력 전류가 존재할 경우, 차동 모드 전압은 공통 전압을 기준으로 일정한 전압만큼 양(+)/음(-)으로 움직이는 파형을 관찰 할 수 있다. 회로의 동작 주파수는 1.2KHz이며 이는 상용 센서의 적색과 적외선 LED 동작 주파수의 2배이다. 센서에 위치하고 있는 LED는 각각 600Hz로 동작한다.

표 1에는 산소 포화도 측정을 위한 아날로그 프런트-엔드회로의 최종 측정 결과를 나타내었다. 상용 센서로부터 출력되는 전류의 최대값이 10 μ A일 때, 제작된 회로는 약 50 μ W의 전력을 1V의 전원 전압에서 소모하였으며, 전압 증폭 비율은 측정하고자 하는 손가락의 두께 및 측정환경을 고려하여 1배, 2배, 4배, 8배의 옵션을 가진다.

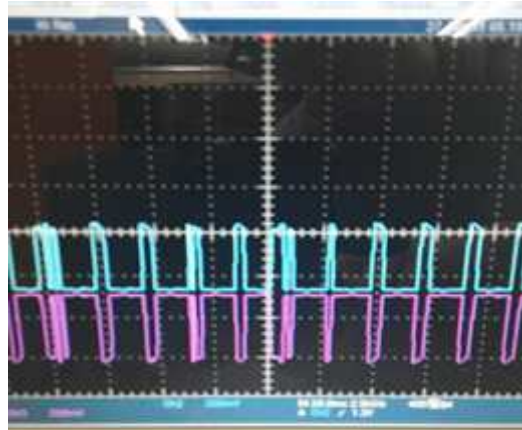


Fig. 11. Measured analog front-end differential output voltage
그림 11. 측정된 아날로그 프런트-엔드의 차동모드 출력 전압

Table 1.Measured performance summary

표 1.측정 성능 요약

공정	0.11 μ m CMOS
전원 전압	1V
회로의 동작 전압	1V
전압 증폭 비율	1X, 2X, 4X, 8X
소모 전력	50 μ W
면적	0.176mm ²

IV 결론

비 외과적으로 혈중 산소포화도를 측정함에 있어서 산소 포화도 센서로부터 출력되는 낮은 진폭의 전류 신호를 전압 신호로 변환하고, 그 전압 신호를 적절한 진폭을 가지도록 하는 과정은 아날로그 신호를 양자화하며 양자화 된 신호를 처리하는 측면에서 매우 중요하다. 이를 구현하기 위해서 0.11 μ m 1-poly 6-metal CMOS 공정을 사용하여 산소 포화도 측정을 위한 아날로그 프런트-엔드 회로를 제작하였다. 제작된 아날로그 프런트-엔드 회로는 1V의 전원 전압에서 공통 전압을 기준으로 4가지의 전압 증폭 비율을 가지면서 차동 모드로 동작하며, 상용 센서로부터 출력되는 최대 전류 값이 10 μ A일 때, 약 50 μ W의 전력을 소모하였다.

References

- [1] J. G. Webster, Design of Pulse Oximeters. Bristol, U.K.: Inst. Phys.,1997.
- [2] E. Jovanov, A. Milenkovic, S. Basham, D. Clark, D. Kelley, "Reconfigurable Intelligent Sensors for Health Monitoring: A Case Study of Pulse Oximeter Sensor",Proc. IEEE 26th Ann Intern Conf EMBS, Sep. 2004.
- [3] M. Tavakoli, L. Turicchia, R. Sarpeshkar "An Ultra-Low-Power Pulse Oximeter Implemented With an Energy-Efficient Transimpedance Amplifier," IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst., vol. 4, no. 1, pp. 27-38, Feb. 2012.
- [4] S. Bagha, L. Shaw, "A Real time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate", International Journal of Computer Application, vol. 36, no. 11, pp. 45-50, Dec. 2011.

BIOGRAPHY

Sejin Park (Student Member)



2012 : BS degree in Electrical Engineering, Korea University.
 2012.3 ~ : Integrated M.S. & Ph.D. degree in Electrical Engineering, Korea University.

Hokyu Lee (Student Member)



2007 : BS degree in Electrical Engineering, Korea University.
 2007.3 ~ : Integrated M.S. & Ph.D. degree in Electrical Engineering, Korea University.

Park Jongsun (Member)



2000 : B.S. degree in Electrical Engineering, Korea University.
 2005 : M.S. and Ph.D. degree in Electrical and Computer Engineering, Purdue University, US.
 2005~2008 : Marvell Semiconductors Staff Design Engineer.
 2008~ : Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Korea University.

Kim Chulwoo (Member)



1994 : B.S. degree in Electrical Engineering, Korea University.
 1996 : M.S. degree in Electrical Engineering, Korea University.
 2001 : Ph.D. degree in Electrical and Computer Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, US.
 2002~ : Professor, Department of Electrical Engineering, Korea University.