

생체 전위 측정에서 2-전극 차동 증폭 시스템과 2-전극 비차동 증폭 시스템의 비교

강대훈*, 이충근*, 이상준*, 이명호*
연세대학교*

Comparison between a differential and a non-differential amplifier system with two electrodes in bio-potential measurement

Daehun Kang*, Chungkeun Lee*, Sang Joon Lee*, MyoungHo Lee*
Yonsei University*

Abstract - In this paper, we compare performances of common-mode rejection between a differential and a non-differential amplifier system with two electrodes. A differential amplifier system is constant for common-mode rejection ratio(CMRR) on the frequency domain. But a non-differential amplifier's CMRR is determined by Z_{FB}/Z_c (Z_{FB} : feedback impedance, Z_c : electrode impedance). There is trade-off between a non-differential amplifier's CMRR and its differential input impedance. And a non-differential amplifier system has some advantages for a bio-potential measurement with two electrodes because a designer can control the impedance between the body and system's common.

1. 서 론

최근 e-Health를 위한 실제적인 단말기의 연구 및 개발이 가속화되고 있는 시점이다. 기존의 생체 정보, 특히, 맥박, 혈압, 혈당, PPG 등은 2-전극 생체 전위 측정 시스템으로 측정이 가능하였지만, 심전도 분야에서는 여전히 3-전극 생체 전위 측정 시스템이 선호된다.

임상적인 사용을 목적으로 하는 신호가 아닌 모니터링 레벨의 신호 계측을 위하여 더 적은 전극을 사용하는 2-전극 생체 전위 측정 시스템은 3-전극 생체 전위 측정 시스템에 비교하여 사용자의 편리성을 향상시키고, 시스템의 단순화에 유리하다. 2-전극 생체 전위 측정 시스템에 대한 새로운 시각으로 접근한 회로 설계 방법이 제안되었다[1]. 본 논문에서는 기존의 2-전극 시스템과 새로 제안된 시스템을 비교, 분석하고자 한다.

2. 본 론

2-전극 생체 전위 측정 시스템은 크게 두 부류로 나눌 수 있다. 기존에 사용되었던, 2-전극 차동 증폭 시스템 (이하 '차동 시스템')과 새로 제안된 2-전극 비차동 증폭 시스템 (이하 '비차동 시스템')으로 분류할 수 있다.

2.1 2-전극 차동 증폭 시스템의 전원 간섭 잡음의 분석

차동 시스템의 공통모드 제거비에 대한 이론은 Pallás-Areny and Webster[2]에 의하여 정리되었고, Huhta and Webster는 전원 간섭 잡음 (power interference noise)에 대한 다양한 원인을 분석하였다. 분석된 발생원을 바탕으로 전원 간섭 전압 (power interference voltage)에 대한 정량적인 방정식이 제시되었다[3].

대부분의 전기적인 간섭은 접지전극(ground electrode)을 통하여 흐르는 i_d 와 그에 의하여 발생하는 공통모드 전압에 기인한다 [4]. 그림 1은 전원 라인과 생체 그리고 차동 시스템에 대한 모델이다. 차동 시스템에서의 전기적인 간섭은 식 (1)과 같이 정리할 수 있다[4].

$$V_{n2} = i_{d2} \frac{Z_{cm}}{2} \left[\frac{1}{CMRR} + \frac{Z_c(\alpha - \beta)}{Z_{cm}(1 + \beta)} \right] \quad (1)$$

$$, \text{ where } \begin{cases} \bullet Z_{e1} = Z_{e2}(1 + \alpha) = Z_c(1 + \alpha) \\ \bullet Z_{cm1} = Z_{cm2}(1 + \beta) = Z_{cm}(1 + \beta) \\ \bullet Z_{cm} \gg Z_c \end{cases}$$

2.2 2-전극 비차동 증폭 시스템의 전원 간섭 잡음의 분석

D. Dobrev et al.[1]이 제안한 비차동 시스템과 생체 그리고 전원 라인의 모델은 그림 2와 같다. 식 (2)와 같이, 입력 전류 i_{a2} 와 i_{b2} 는 공통모드 전류 i_{com} 과 차동모드 전류 i_{diff} 로 나눌 수 있다. 60Hz 전원 간섭 잡음은 공통모드 전류의 대표적인 성분이 라고 할 수 있다.

$$\begin{cases} \bullet i_{com} = \frac{i_{a2} + i_{b2}}{2} = \frac{i_{d2}}{2} \\ \bullet i_{diff} = i_{a2} - i_{b2} \end{cases} \quad (2)$$

비차동 증폭 시스템에서 공통모드 전류 i_{com} 에 대한 전기적인 간섭 (V_{n2})은 식 (3)과 같이 정리할 수 있다.

$$V_{n2'} = V_a - 0|_{\text{common}}^{circuit} \quad (3)$$

$$= i_{d2}((Z_{ca} + Z_{FBa}) \parallel (Z_{cb} + Z_{FBb})) \left(\frac{Z_{ca}}{Z_{ca} + Z_{FBa}} - \frac{Z_{cb}}{Z_{cb} + Z_{FBb}} \right) + V_b$$

그리고 V_b 는 op-amp A1에 의하여 식 (4)와 같이 계산할 수 있다. 식 (4)에서 A_{1OL} 은 op-amp A1의 open-loop gain이다.

$$V_b = i_{com} \frac{Z_{FBb}}{A_{1OL} + 1} \approx i_{com} \frac{Z_{FBb}}{A_{1OL}} = \frac{i_{d2}}{2} \frac{Z_{FBb}}{A_{1OL}} \quad (4)$$

Z_{ca} 와 Z_{cb} 의 오차 백분율을 α , Z_{FBa} 과 Z_{FBb} 의 오차 백분율을 β 라고 정의하고, 식 (4)을 식 (3)에 대입하여 정리하면 식 (5)와 같다. 식 (5)은 비차동 시스템의 전원 간섭 전압을 표현하였다.

$$V_{n2'} \approx i_{d2} \frac{Z_{FB}}{2} \left[\frac{1}{A_{1OL}} + \frac{Z_c(\alpha' - \beta')}{Z_{FB}(1 + \beta')} \right] \quad (5)$$

$$, \text{ where } \begin{cases} \bullet Z_{ca} = Z_{cb}(1 + \alpha') = Z_c(1 + \alpha') \\ \bullet Z_{FBa} = Z_{FBb}(1 + \beta') = Z_{FB}(1 + \beta') \\ \bullet Z_{FB} \gg Z_c \end{cases}$$

2.3 2전극 차동 증폭 시스템과 2전극 비차동 증폭 시스템의 비교

비차동 시스템의 전기적인 간섭을 묘사한 식 (5)는 차동 시스템의 전기적인 간섭(식 (1))과 매우 유사한 모양을 지님을 알 수 있다. ' $\alpha = \beta$ ' 이고, ' $\alpha' = \beta'$ '인 경우, 식 (1)과 (5)의 비교를 통하여 식 (6)과 같은 사실을 확인할 수 있다.

$$\begin{cases} Z_{com}|_{(1)} = Z_{FB}|_{(5)} \\ CMRR|_{(1)} = A_{1OL}|_{(5)} = GBP_{A1} \end{cases} \quad (6)$$

일반적으로 차동 시스템에서 입력 임피던스인 Z_{com} 은 설계자 임의로 설정할 수 없다. 반면에 비차동 시스템은 Z_{FB} 가 그 역할을 대신하므로, 설계 시 자유롭게 설정할 수 있다. 그리고 차동 시스템에서 차동 증폭기의 공통성분 제거비(CMRR)는 비차동 시스템에서 증폭기의 open-loop gain 즉, gain-bandwidth product (GBP)와 같다.

2.4 비차동 시스템의 공통모드제거비의 주파수 특성 시뮬레이션

일반적인 차동 증폭기의 공통모드제거 능력은 주파수에 의존적인 특성을 보인다. 이러한 특성은 증폭기의 고유의 특성으로서 저주파 대역에서는 일정한 크기를 갖는다[2].

주파수 도메인에서 비차동 시스템의 특성을 시뮬레이션하기 위하여, ' $\alpha = \beta$ ' 이고, ' $\alpha' = \beta'$ '인 경우를 가정하였고, $Z_e = 10k\Omega$ 으로 고정하고, $Z_{FB} = 50k\Omega, 100k\Omega$, 그리고 $500k\Omega$ 으로 수행하였다. 시뮬레이션은 'TL082(GBP=3MHz)'의 spice model을 이용하였고, 대조군은 동일 소자의 차동 증폭 시스템으로 구성하였다.

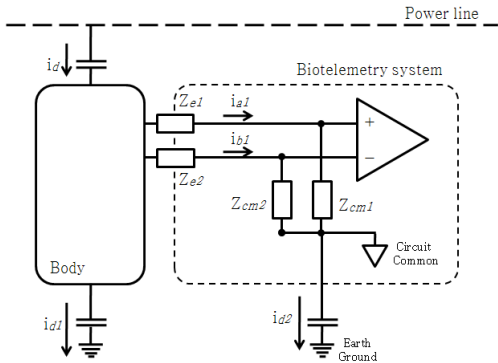
그림 3과 4는 주파수 도메인에 대한 비차동 시스템의 공통모드 이득과 차동모드 이득을 시뮬레이션을 통하여 구한 결과이다. 그림 5는 공통모드 이득과 차동모드 이득을 통하여 주파수 도메인에 대한 비차동 증폭 시스템의 공통모드제거비를 계산한 결과이다. 표 1은 60Hz 정현파에 대한 비차동 증폭 시스템의 공통모드 이득, 차동모드 이득, 그리고 공통모드제거비를 나타내었다.

3. 결 론

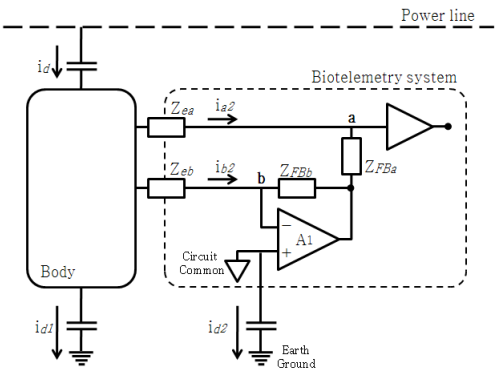
본 논문에서는 2전극 비차동 증폭 시스템의 공통모드제거 능력에 대한 특성을 2전극 차동 증폭 시스템의 것과 비교하였다. 증폭기의 주파수 가변적인 특성을 고려하지 않은 측면에서 비차동 증폭 시스템의 공통모드제거비는 증폭기의 GBP와 같다. 하지만, 생체 전위 측정 시 60Hz power interference noise가 주된 공통성분임을 고려한다면, 비차동 증폭 시스템의 공통모드제거비의 주파수 특성을 고려하지 않을 수 없다.

시뮬레이션 결과에서, 비차동 시스템의 공통모드제거비는 ' Z_{FB}/Z_e '와 반비례 관계를 갖는다. 표 1의 차동모드 이득에서 볼 수 있듯이, 비차동 시스템의 특성 상 ' Z_{FB}/Z_e '는 차동모드 입력 임피던스와 비례한다. 그러므로 비차동 시스템의 공통모드제거비와 차동모드 입력 임피던스는 trade-off 관계가 성립된다.

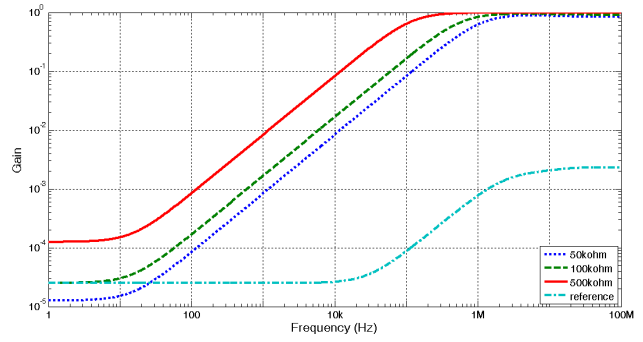
CMRR 측면에서 비차동 시스템은 차동 시스템에 비하여 취약점을 갖는다. 그러나 생체 신호 측정 시 생체와 시스템의 공통간의 임피던스를 설정하는 데에 있어서, 비차동 시스템은 높은 자유도를 제공한다. 이러한 점은 생체 전위 측정을 위한 2전극 시스템을 구성하는 데 있어서 차동 시스템보다 유리하게 작용할 수 있다.



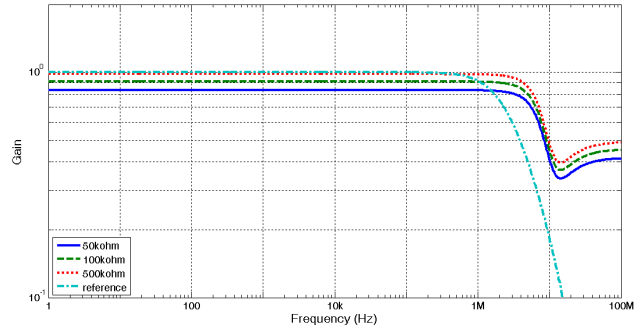
〈그림 1〉 2-전극 차동 증폭 시스템의 전원 간섭 잡음에 대한 모델



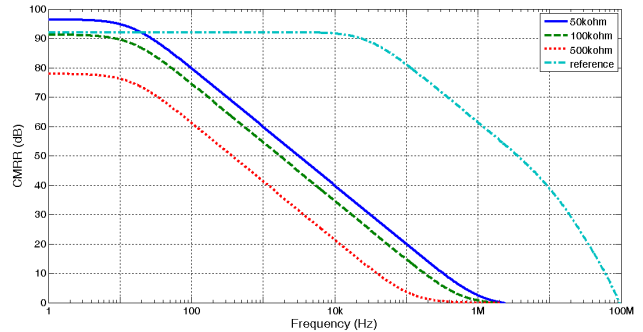
〈그림 2〉 2-전극 비차동 증폭 시스템의 전원 간섭 잡음에 대한 모델



〈그림 3〉 주파수 도메인에서 비차동 증폭 시스템의 공통모드 이득



〈그림 4〉 주파수 도메인에서 비차동 증폭 시스템의 차동모드 이득



〈그림 5〉 주파수 도메인에서 비차동 증폭 시스템의 공통모드제거비

〈표 1〉 60Hz Power interference noise에 대한 비차동 증폭 시스템의 특성 ($Z_e = 10k\Omega$)

| | 단위 (dB) | 공통모드이득 | 차동모드이득 | CMRR |
|-----------------------|---------------------|--------|--------|-------|
| 비차동 증폭 시스템 | $Z_{FB}=50k\Omega$ | -85.76 | -1.58 | 84.13 |
| | $Z_{FB}=100k\Omega$ | -79.75 | -0.83 | 78.88 |
| | $Z_{FB}=500k\Omega$ | -65.78 | -0.17 | 65.56 |
| 차동 증폭 시스템 (reference) | | -92.07 | 0 | 92.07 |

[참 고 문 헌]

- [1]D. Dobrev, T. Neycheva, and N. Mudrov. "Simple two-electrode biosignal amplifier". Med. Biol. Eng. Comput., vol 43. 2005
- [2]R. Pallas-Areny and J. G. Webster. "Common Mode Rejection Ratio in Differential Amplifiers". IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 40. no. 4. Aug. 1991
- [3]James C. Huhta and John G. Webster. "60-Hz Interference in electro-cardiography". IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-20. March 1973
- [4]Thakor N. and Webster J.. "Ground-free ECG recording with two electrodes". IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-27. no. 12. Dec. 1980