

생체 임피던스 측정을 위한 새로운 네가티브 커패시턴스 프론트 엔드

권석영, 김영필, 황인덕*

대전대학교 전자공학과

*전화 : 042-280-2581

New negative capacitance front-end for bioimpedance measurements

Seok-Young Kwon, Young-Feel Kim, In-Duk Hwang*

Dept. of Electronic Engineering, Daejeon University

*E-mail : idhwang@dju.ac.kr

Abstract

A convenient, tunable loop-gain negative impedance circuit that increases input impedance of a front-end in a bioimpedance measurement has been proposed. Since the proposed circuit comprises wide-band operational amplifiers, selecting operational amplifiers is easy, while an operational amplifier of proper bandwidth should be chosen to use conventional circuit. Also, since loop-gain can be controlled by a feedback resistor connected serially with a feedback capacitor, loop-gain is tunable with a potentiometer. The input impedance of the proposed circuit is two times larger than that of the conventional circuit. Furthermore, closed loop phase response of the proposed circuit is better than that of the conventional circuit or without a negative capacitance circuit. The implemented, proposed circuit showed stable operation and a zero input capacitance.

I. 서론

생체임피던스(Bioimpedance)분석은 EIT (Electrical impedance tomography), 체성분분석 (Body composition analysis), ICG (Impedance cardiography)

등 여러 분야에 응용될 수 있는 가능성이 큰 기술이다 [1,2]. 그러나 생체 임피던스 분석에서는 여러가지 오차가 발생할 수 있으며 그 중의 하나는 전압 측정을 하기 위한 프론트 엔드의 유한한 입력 임피던스에 의한 오차이다[2]. 전압 측정에 사용되는 프론트 엔드의 입력 커패시턴스는 부하 오차>Loading error), 누설전류의 발생, 공통모드 제거비(CMRR)의 저하를 야기한다 [2].

입력 커패시턴스를 감소시키기 위한 기존의 방식으로는 연산증폭기를 사용한 비반전증폭기의 출력을 입력으로 정귀환을 인가하는 네가티브 커패시턴스 (Negative capacitance) 방식이 있다[3]. 후에 이 회로는 버퍼의 입력 커패시턴스를 최소화하기 위하여 사용되었다[4]. 또한 전류원의 출력 임피던스를 증가시키기 위하여 네가티브 커패시턴스 회로에 사용되는 비반전 증폭기의 이득을 프로그래머블 포텐쇼메터를 채용하여 조절하는 방식도 사용되었다[5].

이 회로에서 loop gain 과 gain margin은 비반전증폭기를 구성하기 위한 연산증폭기의 GBP와 전극의 임피던스에 의하여 결정된다. 그러므로 이 방식은 다음과 같은 단점을 갖는다. 1) 적당한 GBP를 갖는 연산증폭기를 선택해야 하는 불편함이 있다. 2) 전극의 임피던스가 바뀌어도 loop gain을 변경하기 어렵다. 3) 비반전 증폭기가 gain peaking 특성을 갖으면 gain margin이 없어지고 따라서 발전하기 쉽다. 본 논문에서는 위와 같은 기존 회로[4,5]의 단점을 개선할 수 있

는 새로운 회로를 제안한다. 회로 해석 및 시뮬레이션을 통하여 새로 제안된 회로는 기존의 회로가 갖는 단점을 해소하는 외에 입력 임피던스와 주파수 특성에서 기존의 회로보다 우수한 특성을 나타냄을 확인하였다.

II. 새로운 네가티브 커패시턴스 회로 고안

프론트 엔드 증폭기의 입력 임피던스 C_{in} 은 공통모드 커패시턴스에 의하여 결정된다. 이것은 연산 증폭기를 이용하여 비반전 증폭기를 구성하는 경우 차동모드 입력 임피던스는 연산 증폭기의 개회로 이득만큼 증가하여 매우 크지만 공통모드 커패시턴스는 그대로 남기 때문이다.

생체임피던스 측정에서 전극과 피부사이의 임피던스를 통상적으로 전극의 임피던스라고 하며 전극의 임피던스는 통상 직렬로 연결된 저항과 커패시터로 모델링하지만 고주파에서는 커패시터의 임피던스가 저항성분보다 작아지므로 전극은 단순히 저항으로 모델링할 수 있다.

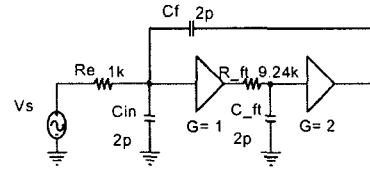
프론트 엔드의 입력 커패시턴스를 감소시키기 위하여 기존에 사용된 회로는 그림 1.a)와 같다. 그림에 나타낸 기존의 방법에서는 입력 커패시턴스 C_{in} 을 감소시키기 위해서 프론트 엔드의 출력을 커패시터 C_f 를 통하여 입력에 연결하는 정귀환을 사용한다.

이 때 주파수가 높아질수록 루프이득이 커지고 정귀환의 루프이득이 커지면 발진의 위험이 있으므로 루프이득을 제한하기 위하여 대역폭이 제한된 연산 증폭기(그림에서는 RC 저역통과 여파기와 뒤에 연결된 이득 단으로 모델링함)를 사용한다. 그러나 이 방식은 적절한 대역폭의 연산 증폭기를 선택해야 한다는 단점과 대역폭을 튜닝하기 어렵다는 단점을 갖는다. 이 단점을 개선하기 위하여 이 논문에서는 그림 1(b)의 새로운 회로를 제안한다. 새로 제안하는 방식(b)에서는 광대역의 프론트 엔드를 사용하며 루프이득을 제한하기 위해서는 출력에서 입력으로 연결되는 피드백 커패시터 C_f 에 직렬로 저항 R_f 를 연결한다.

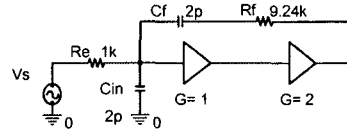
이 논문에서는 기존의 방식과 새로 고안한 방식의 차이점을 쉽게 나타내기 위하여 회로 해석 결과는 생략하며 시뮬레이션과 실험 결과에 대하여 기술한다.

III. 기존의 방식과 새로 고안된 방식의 회로에 대한 시뮬레이션

기존의 방식과 새로 고안된 방식에 대하여 Pspice를



a)



b)

그림 1. 입력 커패시턴스를 제거하기 위하여 정귀환을 이용하는 Negative Capacitance 회로 a): 기존의 방식. b): 새로 고안된 방식

사용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션에 사용된 회로는 그림 1과 같다. 즉 전극의 임피던스 R_e 는 1 kOhm, 입력 커패시턴스 C_{in} 은 2 pF를 가정하였으며 정귀환으로 연결되는 커패시턴스 C_f 는 2 pF를, 증폭기의 이득은 2V/V(6dB)로 하였다.

앞에서 기술한 바와 같이 네가티브 커패시턴스 회로가 안정된 동작을 하도록 하기 위해서는 루프 이득을 제한하여야 한다. 그림 2는 이득 마진(Gain Margin)이 15 dB(0.178)일 때 기존의 방식과 새로 고안된 방식의 루프 이득을 나타낸다. 두 방식에서 루프 이득은 주파수에 따라 20dB/dec의 비율로 증가하다가 최대점에 도달한 후 다시 주파수에 따라 -20dB/dec의 비율로 감소한다. 시뮬레이션에서 루프 이득을 제한하기 위해서, 즉 루프 이득의 최대값을 조절하기 위해서 기존의 방식에서는 RC저역 필터의 저항 값을 변화시켰으며 새로운 방식에서는 피드백 루프의 저항 R_f 의 값을 변화시켰다. 두 방식에서 루프 이득의 최대값이 정해지면 루프 이득이 최대가 되는 주파수가 결정된다.

그림 3은 이득 마진을 15 dB로 하였을 때 기존의 방식과 새로운 방식의 입력 임피던스를 네가티브 커패시턴스 방식을 사용하지 않았을 때 즉 전극의 임피던스와 입력 커패시턴스에 의하여 형성되는 저역통과 필터의 입력 임피던스(그림에서 C_{in} 으로 표시함)와 비교한 것이다. 두가지 네가티브 커패시턴스 방식의 입력 임피던스는 낮은 주파수에서 -40 dB/dec의 기울기를 나타낸다. 기존의 방식과 새로운 방식에서 입력 임피

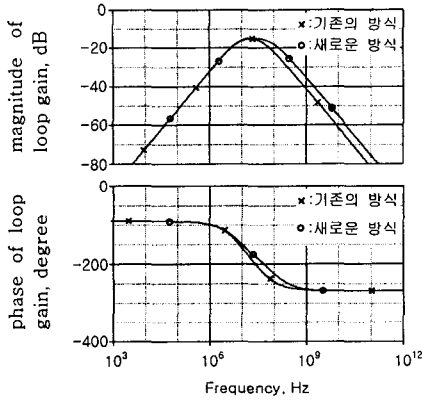


그림 2. 이득 마진(Gain Margin)이 15 dB일 때 기존의 방식과 새로 고안된 방식에서 루프 이득의 크기(a)와 위상(b).

던스의 기울기가 $-40\text{dB}/\text{dec}$ 에서 $-20\text{dB}/\text{dec}$ 로 변하는 주파수는 루프이득이 최대가 되는 주파수이다. 주파수 1 MHz에서 새로운 방식의 입력 임피던스는 800 kOhm이며 네가티브 커패시턴스 방식을 사용하지 않았을 때의 입력 임피던스(80 kOhm)보다 10 배(20 dB) 크다.

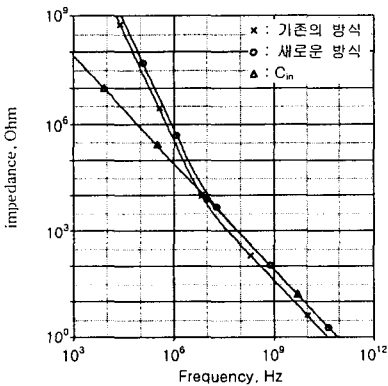


그림 3. 이득 마진을 15 dB로 하였을 때 기존의 방식과 새로운 방식의 입력 임피던스(Ohm).

그림 4는 이득 마진을 15 dB로 하였을 때 크기 응답을 비교한 것이며 그림 4의 아래 그림은 크기가 2인 부근을 확대한 것으로 이득이 2로 부터 벗어나는 주파수는 네가티브 커패시턴스 방식을 사용하지 않았을 때

가 가장 높고 그 다음이 새로운 방식이고 기존의 방식 일 때는 이득이 2로 부터 벗어나는 주파수가 가장 낮다. 주파수가 1 MHz일때 새로운 방식의 출력은 2.003 V이므로 부하오차는 0.15%이다.

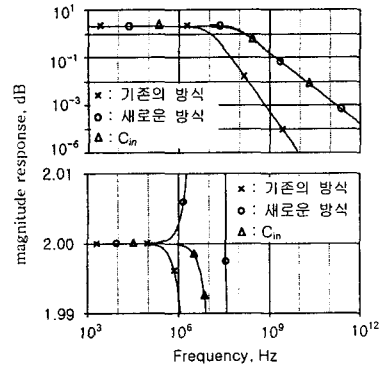


그림 4. 이득 마진을 15 dB로 하였을 때 기존의 방식과 새로운 방식의 페루프 크기 응답.

그림 5는 이득 마진이 15 dB일 때 페루프 위상 응답을 나타낸다. 크기 응답에서 예상할 수 있는 바와 같이 고주파에서 기존의 방식은 180도 위상 지연을 나타내며 새로운 방식과 정귀환을 하지 않았을 때는 90도의 위상 지연을 나타낸다. 위상 지연이 커지는 것은 공통모드 피드백과 같은 피드백을 사용할 때 매우 불리한 요소가 될 수 있다.

그림 5의 아래 그림에는 위상지연이 발생하기 시작하는 주파수를 나타낸 것으로 위상 지연이 발생하는 주파수는 새로운 방식의 경우가 가장 높고 그 다음이 정귀환을 하지 않았을 때(그림에서 C_{in} 으로 표시함)이며 기존의 방식의 경우가 가장 낮다. 새로운 방식이 가장 높은 주파수를 보이는 이유는 새로운 방식의 페루프 응답은 낮은 주파수의 극점보다 조금 낮은 곳에 하나의 영점을 갖기 때문이다. 생체 임피던스 측정에서 위상 정보가 중요하기 때문에 위상을 정확히 측정할 필요가 있는데[6] 이런 면에서 새로운 방식이 가장 높은 주파수까지 위상을 정확히 측정한다는 점은 주목할만하다. 네가티브 커패시턴스를 사용하지 않았을 때 1 MHz에서의 위상 오차는 0.7도이며 기존의 네가티브 커패시턴스 방식을 사용하였을 때의 위상오차는 주파수가 100 kHz정도에서 벌써 0.7도의 오차를 나타낸다.

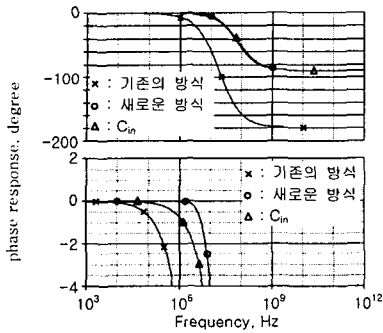


그림 5. 이득 마진이 15 dB일 때 기존의 방식과 새로운 방식의 페루프 위상 응답.

IV. 새로 고안된 네가티브 임피던스 회로에 대한 실험 결과

새로 고안된 네가티브 커패시턴스 방식의 고 입력 임피던스 프론트 엔드에 대한 실험을 실제 PCB로 제작하여 수행하였다. 회로는 2장에 소개된 회로와 소자 값을 사용하였으며 300 MHz의 광대역 연산 증폭기를 사용하였다. 측정에는 HP 4192A 고정밀 임피던스 분석기를 사용하였으며 특별한 측정지그없이 입력 커패시턴스를 측정하였다.

측정에 사용된 임피던스 분석기의 Oscillator level은 0.1V로 하였다. 정귀환을 하지 않았을때 오실로스코프로 측정된 주파수 이득이 1.43이었으며 측정된 커패시턴스는 측정 주파수가 2 MHz이하에서 4.1 pF 정도로 일정한 값으로 측정되었다.

이 회로에 새로운 네가티브 커패시턴스 방식을 적용하기 위하여 $C_f=2$ pF, $R_f=10$ kOhm을 추가하였을 때 회로가 안정되게 동작하였으며 입력 커패시턴스는 1 MHz이하의 주파수에서 0.0 pF로 측정되었다. 이로써 새로운 방식에 의한 네가티브 커패시턴스 회로가 안정되게 동작하며 입력 커패시턴스를 측정 범위 안에서 영으로 만들 수 있음을 실험적으로 확인하였다.

V. 결론

기존의 네가티브 커패시턴스 방식은 루프이득을 제한하기 위하여 적당한 대역폭을 갖는 연산 증폭기를 선택해야 한다는 불편함과 정귀환 대역폭을 튜닝하기 어렵다는 단점을 갖는다. 또한 기존 방식의 페루프 크기 응답과 위상 응답은 특성이 제일 저조하였고 위상 지연이 커질 수 있으므로 피드백에서 불리하다. 한편

새로운 방식은 광대역 연산 증폭기를 사용하므로 연산 증폭기의 선택이 쉬우며 피드백 저항 R_f 로 대역폭을 튜닝할 수 있다. 새로운 회로는 기존의 회로보다 입력 임피던스를 2배 크게 할 수 있다. 또한 생체 임피던스 측정에서 위상 응답의 정확성이 중요한데 새로운 방식의 페루프 위상 응답이 가장 우수하였다. 새로운 방식의 회로를 제작하여 새로운 방식의 회로가 안정되게 동작하며 커패시턴스를 영으로 감소시킬 수 있음을 실험으로 확인하였다. 그러므로 새로 제안된 고입력 임피던스 프론트 엔드는 정확한 생체 임피던스 측정에 유용하게 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

References

- Boone, K. G., and Holder, D. S.: 'Current approaches to analogue instrumentation design in electrical impedance tomography', *Physiol. Meas.*, 1996, 17, pp. 229-247
- Riu, P. J., Rosell, J., Lozano, A., and Pallas-Areny, R.: 'Multi-frequency static imaging in electrical impedance tomography: Part 1 instrumentation requirements', *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, 1995, 33, pp. 784-792
- Rigaud, B., Shi, Y., Chauveau, N., and Morucci, J. P.: 'Experimental acquisition system for impedance tomography with active electrode approach', *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, 1993, 31, pp. 593-599.
- Rigaud, B., Record, P. M., Anah, J., and Morucci, J. P.: 'Active electrodes for electrical impedance tomography: The limitation of active stray capacitance compensation', *Annual Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc.*, 1991, 13, pp. 1587-1588.
- Cook, R. D., Saulnier, G. J., Gisser, D. G., Goble, J. C., Newell, J. C., and Isaacson, D.: 'ACT3: A high-speed, high-precision electrical impedance tomography', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1994, 41, pp. 713-722.
- Fitzgerald, A. J., Holder, D. S., Eadie, L., Harc, C., and Bayford, R. H.: 'A comparison of techniques to optimize measurement of voltage changes in electrical impedance tomography by minimizing phase shift errors', *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002, 21, pp. 668-675.