

논문 2016-53-9-8

의료기기용 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기

(A MedRadio-Band Low Power Low Noise Amplifier for Medical Devices)

김 태 종*, 권 구 덕**

(Taejong Kim and Kuduck Kwon[©])

요 약

본 논문에서는 의료기기용 MedRadio 대역의 저전력 저잡음 증폭기를 제안한다. 제안한 저잡음 증폭기는 전류 재사용 저항 피드백 증폭기 구조를 채택하여 g_m 을 증폭시키고 소스 인덕터 없이 입력 매칭을 가능하도록 하였다. 추가적으로 제안한 직렬 저항, 인덕터, 커패시터 입력 매칭 네트워크의 Q-factor를 통해 저잡음 증폭기의 전압 이득을 증가시켜 잡음 지수를 최소화했다. 로드저항이 없는 구조를 채택하여 낮은 전원 전압으로 전력 소모를 줄였다. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기는 0.13 μm CMOS 공정을 사용하여 설계하였고, 전원 전압 1 V에서 0.18 mA의 전류를 소모하면서 0.85 dB의 잡음 지수, 30 dB의 전압 이득, -7.9 dBm의 IIP3의 성능을 보인다.

Abstract

This paper presents a MedRadio-band low power low noise amplifier for Medical Devices. A proposed MedRadio-band low power low noise amplifier adopts a current-reuse resistive feedback topology to increase overall g_m and reduce power consumption. The gain of the LNA increases by the Q-factor of the additional series RLC input matching network, and its noise figure is minimized by the similar factor. Furthermore, it consumes low power because of low supply voltage and current reuse technique. By exploiting the g_m -booting and matching network property, the proposed MedRadio-band low noise amplifier achieves a noise figure of 0.85 dB, a voltage gain of 30 dB, and IIP3 of -7.9 dBm while consuming 0.18 mA from a 1 V supply voltage in 0.13 μm CMOS technology.

Keywords : LNA, Low-power, MedRadio, Matching-Q, Resistive-feedback

I. 서 론

MedRadio(Medical Device Radio-communications Service)는 생물의학 원격측정 전용 무선통신 규약으로 최근 노령인구와 만성질환의 증가로 가격대비 효율이 높은 의료서비스의 필요성과 집과 병원에서의 효과적인 의료 서비스의 필요성이 높아지면서 주목 받고 있다.

1999년에 US 연방 통신 위원회(FCC)는 402 MHz - 405 MHz의 MICS (Medical Implant Communications Service) 대역을 규정했다.^[1] 2009년에는 MICS 밴드와 401 MHz - 402 MHz, 405 MHz - 406 MHz의 "wing band"라 불리는 대역을 포함한 401 MHz - 406 MHz에 MedRadio 대역을 규정했다.^[2]

이식하거나 착용하는 모니터링이 가능한 의료기기는 오랜 기간 동안 배터리를 교체하지 않고 사용해야하기 때문에 요구되는 성능을 만족시키는 저전력의 MedRadio 대역 송수신기를 필요로 한다. 저잡음 증폭기가 MedRadio 대역 송수신기의 전력 소모에서 큰 비중을 차지하기 때문에 성능 열화 없이 전력 소모를 줄일 수 있는 회로 설계 기술이 중요하다.

따라서 본 논문에서는 의료기기용 401 MHz - 406 MHz MedRadio 대역을 지원 할 수 있는 저전력 저잡

* 학생회원, ** 정회원, 강원대학교 전기전자공학부
(Dept. of Electronics Engineering, Kangwon National University)

© Corresponding Author (E-mail : kdkwon@kangwon.ac.kr)

※ 이 논문은 2014년도 강원대학교 학술연구조성비로 연구하였음. 이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구 사업임(No. 2015R1C1A1A02036348)

Received ; July 18, 2016

Revised ; August 1, 2016

Accepted ; August 29, 2016

음 증폭기를 제안하고 0.13 μm CMOS 공정을 사용하여 설계하였다.

II. 저전력 저잡음 증폭기의 설계

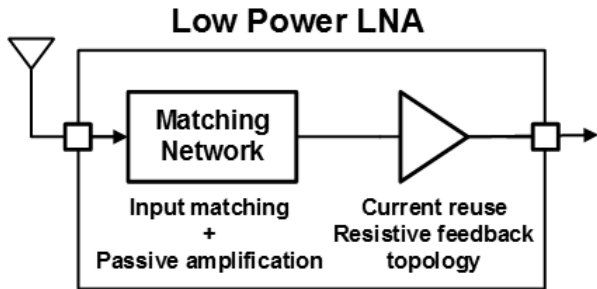


그림 1. 401 MHz - 406 MHz MedRadio 대역을 지원하는 제안한 의료기기용 저전력 저잡음 증폭기의 블록도

Fig. 1. Block diagram of a 401 MHz - 406 MHz MedRadio-band low power low noise amplifier for Medical devices.

그림 1은 401 MHz - 406 MHz MedRadio 대역을 지원하는 제안한 저잡음 증폭기의 간략한 블록도를 보여주고 있다. 제안된 저잡음 증폭기는 입력 매칭 네트워크와 전류 재사용 저항 피드백 증폭기로 구성된다. 입력 매칭 네트워크의 Q-factor를 통해서 전압 이득의 증가와 잡음 지수 감소의 효과를 얻을 수 있고 협대역 입력 매칭을 통한 필터링 효과에 의해 선형성 향상을 얻을 수 있다.^[3~4] 제안한 저잡음 증폭기는 전류 재사용 기술을 사용하여 전력 소모를 줄이고 g_m 을 증폭시켜 잡음 지수를 낮춘다.

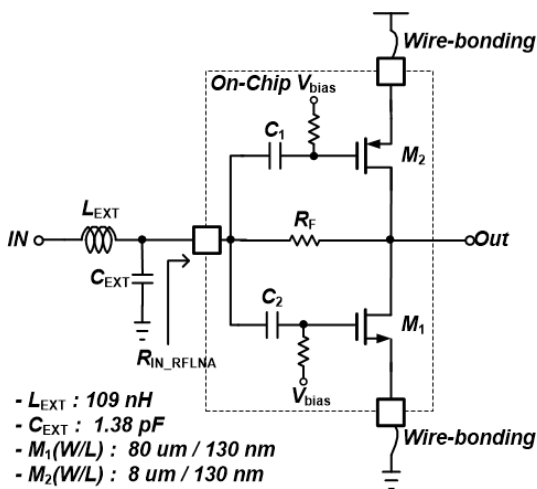


그림 2. 제안한 MedRadio 대역 저잡음 증폭기의 회로도
Fig. 2. Schematic of the proposed MedRadio-band low noise amplifier.

제안한 저잡음 증폭기의 회로도도 그림 2와 같다. 저항 피드백 구조는 소스 인덕터를 이용한 입력매칭이 필요하지 않고 광대역으로 입력매칭이 가능하지만 잡음 지수가 높은 단점이 있다. 이에 제안한 저잡음 증폭기는 저항 피드백 구조 앞단에 직렬 매칭 네트워크를 추가하여 매칭 네트워크의 Q-factor를 통해 전압 이득을 증가시키고 잡음 지수를 줄였다. 또한 협대역 입력 매칭에 의한 필터링 효과를 통해 선형성의 향상을 가질 수 있다.

저항 피드백 저잡음 증폭기는 전력 소모를 줄이기 위해 NMOS 위에 PMOS를 올려 만든 전류 재사용 구조를 사용하였다. 이 구조는 DC 전류를 재사용하고, 로드 저항이 없기 때문에 낮은 전압을 사용함으로써 전력 소모를 최소화 할 수 있다. 또한 전류 재사용 구조는 같은 전류소모를 가지는 기존의 증폭기와 비교할 때 더 큰 g_m 값을 가지기 때문에 잡음 지수도 줄일 수 있다.^[5]

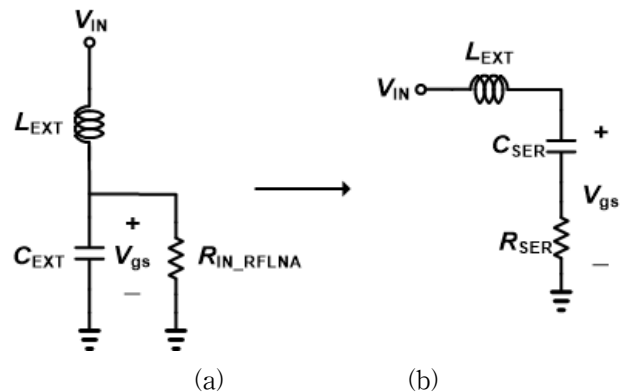


그림 3. (a) 제안한 저잡음 증폭기의 입력 매칭 네트워크 등가회로 (b) 직렬네트워크로 변환된 등가회로

Fig. 3. (a) Equivalent input matching network of the proposed low noise amplifier. (b) Equivalent series RLC matching network.

MedRadio가 협대역을 지원하기 때문에 저항 피드백 저잡음 증폭기의 입력 임피던스와 안테나 임피던스를 매칭 네트워크로 매칭 할 수 있다. 그림 3은 제안한 저잡음 증폭기의 입력 매칭 네트워크의 등가회로이다. R_{IN_RFLNA} 는 저항 피드백 증폭기의 입력 임피던스이고

$$R_{IN_RFLNA} = \frac{R_F + (r_{o1} // r_{o2})}{1 + g_m(r_{o1} // r_{o2})} \quad (1)$$

와 같다. g_{m1} 과 g_{m2} 는 각각 M_1 과 M_2 의 트랜스컨덕턴스이고 r_{o1} 과 r_{o2} 는 각각 M_1 과 M_2 의 출력 임피던스이다. R_F 는 피드백 저항이고 $g_m = g_{m1} + g_{m2}$ 이다. 그림 3의 직렬

매칭 네트워크에서 커패시터는

$$C_{SER} = C_{EXT}(1 + 1/Q_L^2) \quad (2)$$

와 같고, 저항은

$$R_{SER} = \frac{R_F + (r_{o1}/r_{o2})}{[1 + g_m(r_{o1}/r_{o2})](1 + Q_L^2)} \quad (3)$$

와 같다. 이 때 Q_L 은 매칭 네트워크의 Q-factor는 동작 주파수 ω_0 에서

$$Q_L = (\omega_0 L_{EXT})/R_{SER} \quad (4)$$

와 같다. 위 식들을 바탕으로 그림 2의 제안한 저잡음 증폭기의 입력 임피던스는

$$Z_{IN}(s) = sL_{EXT} + \frac{1}{sC_{EXT}(1 + 1/Q_L^2)} + \frac{R_F + (r_{o1}/r_{o2})}{[1 + g_m(r_{o1}/r_{o2})](1 + Q_L^2)} \quad (5)$$

같다. MedRadio 대역에서 공진이 되도록 L_{EXT} 와 C_{SER} 값을 정하면 입력 임피던스는

$$Z_{IN}(s) = \frac{R_F + (r_{o1}/r_{o2})}{(1 + g_m(r_{o1}/r_{o2}))(1 + Q_L^2)} \quad (6)$$

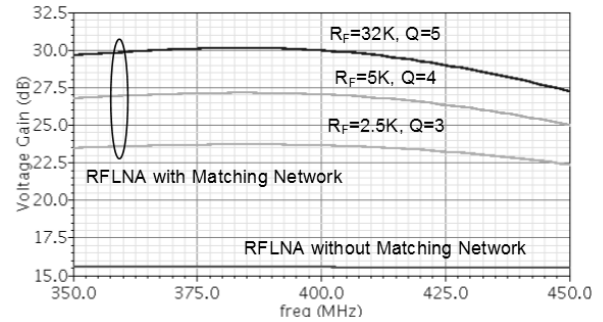
와 같이 간략화 된다. 이때의 임피던스가 제안한 MedRadio 대역 전류 재사용 저항 피드백 증폭기의 입력 임피던스가 된다. 따라서 R_F , r_{o1}/r_{o2} , g_m , Q_L 를 통해 입력 임피던스를 안테나 임피던스와 같게 만들어 입력 매칭을 한다.

제안한 저잡음 증폭기의 전체적인 잡음 지수는

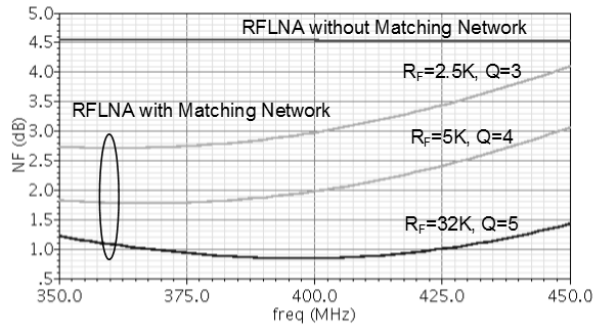
$$F = 1 + \frac{1}{g_m(r_{o1}/r_{o2})} + \frac{\gamma}{\alpha(1 + Q_L^2)g_m R_S} + 2|cl|\sqrt{\frac{\gamma\delta}{5}}\left(\frac{\omega_o}{\omega_T}\right) + \frac{\alpha\delta}{5}(1 + Q_L^2)g_m R_S\left(\frac{\omega_o}{\omega_T}\right)^2 \quad (7)$$

와 같다.^[3] 식(7)에서 R_S 는 소스 저항이고, ω_T 는 단위

이득 주파수이고, α 는 소자의 트랜스컨덕턴스와 제로 바이어스 드레인 컨덕턴스사이의 비율이고, γ 는 채널의 열잡음 계수이고, δ 는 게이트 잡음의 계수이고, c 는 게이트 잡음과 드레인 잡음의 상관계수이다.



(a)



(b)

그림 4. Q_L 에 따른 제안한 저잡음 증폭기의 (a) 전압 이득과 (b) 잡음 지수

Fig. 4. (a) Voltage gain and (b) noise figure of the proposed low noise amplifier with respect to Q_L .

그림 4는 매칭 네트워크가 없는 전류 재사용 저항 피드백 저잡음 증폭기와, 피드백 저항 R_F 와 Q_L 값이 다른 매칭 네트워크가 있는 전류 재사용 저항 피드백 저잡음 증폭기의 전압 이득과 잡음 지수 특성을 시뮬레이션 한 결과이다. 전압 이득과 잡음 지수의 시뮬레이션 결과로부터 직렬 RLC 입력 매칭 네트워크가 있는 구조가 없는 구조보다 잡음 지수와 전압 이득 특성이 모두 좋은 것을 알 수 있다. 직렬 입력 매칭 네트워크가 있는 저잡음 증폭기들은 R_F 의 값이 크고 그에 따라 Q-factor값도 큰 것이 더 높은 전압 이득과 더 낮은 잡음 지수를 보여준다. 따라서 제안한 저잡음 증폭기는 전압 이득, 잡음 지수와 선형성을 고려하여 최적의 RF, L_{EXT} , C_{EXT} 를 선택하였다. 모든 시뮬레이션은 그림 2에서 볼 수 있듯이 전원과 입출력 핀의 wire-bonding 효과를 포함하고 있다.

III. 시뮬레이션 결과

제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기는 0.13 μm CMOS 공정을 사용하여 설계되었다. 설계한 저잡음 증폭기는 전류 재사용 구조의 장점을 통해 1 V 전원 전압에서 0.18 mA의 전류를 소모한다.

설계한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 S11은 그림 5에서 볼 수 있듯이 401 MHz - 406 MHz 대역에서 -20 dB 이하의 값을 갖는다. 그림 6은 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 전압 이득 특성을 보여주고 있다. MedRadio 대역에서 약 30 dB의 이득을 가지도록 설계하였다. 그림 7은 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 잡음 지수 특성을 보여주고 있다. 직렬 RLC 입력 매칭 네트워크의 Q-factor와 전류 재사용 구조를 통한 g_m -증폭을 통해 401 MHz - 406 MHz 에서 0.85 dB의 잡음 지수를 가진다. 그림 8은 -55 dBm의 크기를 가지는 401 MHz와 402 MHz 두 개의 톤에 대한 제안한 저전력 저잡음 증폭기의 IIP3 값을 보여주고 있다. -7.92 dBm의 IIP3 값을 가지는 것을 볼 수 있다.

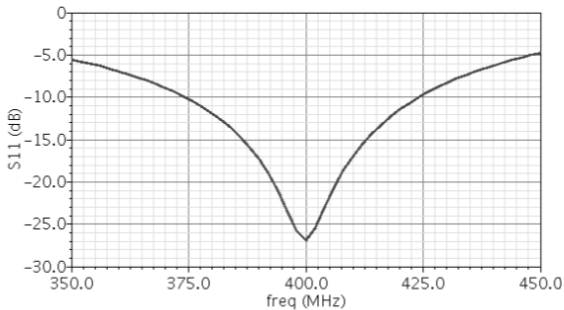


그림 5. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 S11 시뮬레이션 결과

Fig. 5. Simulated S11 of the proposed MedRadio-band low power low noise amplifier.

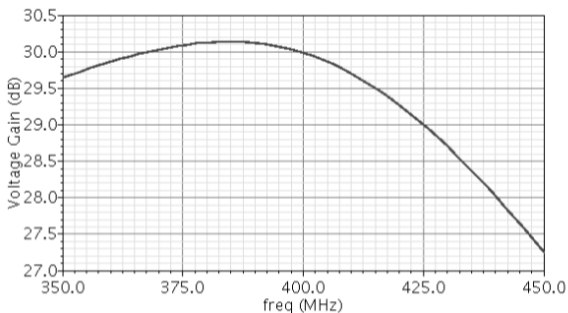


그림 6. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 전압 이득 시뮬레이션 결과

Fig. 6. Simulated voltage gain of the proposed MedRadio-band low power low noise amplifier.

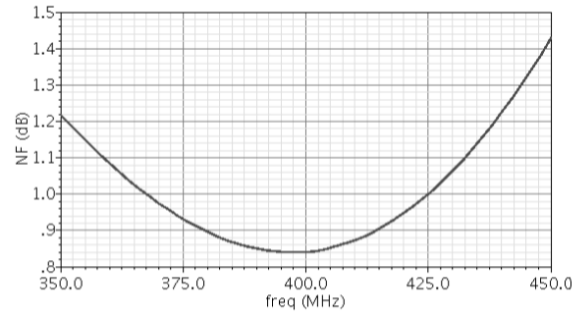


그림 7. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 잡음 지수 시뮬레이션 결과

Fig. 7. Simulated NF of the proposed MedRadio-band low power low noise amplifier.

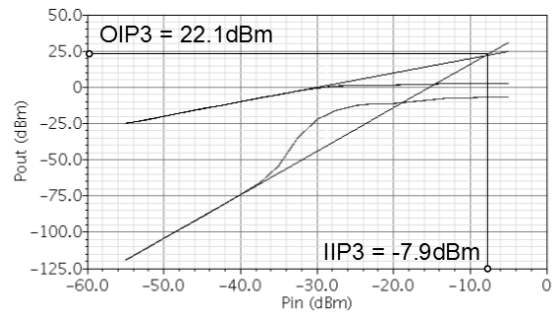


그림 8. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 IIP3 시뮬레이션 결과

Fig. 8. Simulated IIP3 of the proposed MedRadio-band low power low noise amplifier.

표 1. 기존의 의료기기용 저잡음 증폭기와 제안한 MedRadio 대역 저잡음 증폭기와의 성능 비교

Table1. Performance comparison of the proposed MedRadio-band low noise amplifier with other low noise amplifiers for medical devices.

	[4]	[6]	[7]	This work
Operating frequency [MHz]	401-406	402-405	862-870 902-928	401-406
Gain (dB)	20.2	10	20	30
S11 (dB)	< -15	< -10	-	< -20
NF (dB)	2.8	12.5	5	0.85
IIP3 (dBm)	-8.1	-8	-8	-7.9
OIP3 (dBm)	12.1	2	12	22.3
Current consumption (mA)	0.15	1.41	0.2	0.18
Supply voltage (V)	1	1.8	1	1
Process	0.18 μm CMOS	0.18 μm CMOS	0.13 μm CMOS	0.13 μm CMOS

표 1에서는 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기의 성능을 정리하였고, 기존의 의료기기용 저전력 저잡음 증폭기들과 성능을 비교하였다. 기존 증폭기들과 비교했을 때 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음

증폭기는 직렬의 입력 매칭 네트워크에 의해 Q-factor 만큼 전압 이득이 증폭되어 비교적 높은 이득을 가지는 것에 비해 비슷한 선형성을 갖는다. 그리고 전류 재사용 구조의 장점으로 인해 전류 소모는 비슷하지만, 매칭 네트워크의 장점과 전류 재사용 구조의 g_m -증폭으로 인해 우수한 잡음 지수 특성을 갖는다.

IV. 결 론

본 논문에서는 0.13 μm CMOS 공정을 사용하여 MedRadio 대역에서 사용 할 수 있는 저전력 저잡음 증폭기를 제안하고 설계하였다. 제안한 MedRadio 대역 저전력 저잡음 증폭기는 높은 이득을 가지면서 우수한 선형성을 가지기 때문에 작은 신호 레벨의 RF 신호로부터 큰 신호 레벨의 RF 신호를 효율적으로 처리 할 수 있고, 작은 전력 소모를 가지면서 매칭 네트워크와 전류 재사용 구조를 통한 g_m -증폭의 장점을 통해 우수한 잡음 지수 특성을 가지기 때문에 의료기기용 MedRadio 대역 저잡음 증폭기로 적합하다.

REFERENCES

- [1] "MICS band plan," FCC, Washington DC, Part 95, FCC rules and regulations, Jan. 2003.
- [2] "MedRadio Approval," FCC, Washington DC, Rep. FCC 09-23-A1, Mar. 2009.
- [3] S. Joo, T. Choi, and B. Jung, "A 2.4-GHz Resistive Feedback LNA in 0.13- μm CMOS," IEEE J. Solid-State Circuits., vol. 44, no. 11, pp. 3019-3029, Nov. 2009.
- [4] H. Cha, M. K. Raja, X. Yuan, and M. Je, "A CMOS MedRadio receiver RF front-end with a complementary curmet-reuse LNA," IEEE Tran. Microw. Theory Tech., vol. 59, no. 7, pp. 1846-1854, Jul. 2011.
- [5] A. N. Karanicolas, "A 2.7-V 900-MHz CMOS LNA and mixer," IEEE J. Solid-State Circuits., vol. 31, no. 12, pp. 1939-1944, Dec. 1996.
- [6] H. Cruz, H. Huang, S. Lee, C. Luo, "A 1.3mW Low-IF, Current-Reuse, and Current-Bleeding RF Front-End for the MICS Band With Sensitivity of 97 dBm," IEEE Trans. Circuits Syst.-I: Regular Papers., vol. 62, no. 6, pp. 1627-1636, Jun. 2015.
- [7] A. Wong, G. Kathiresan, C. Chan, O. Eljamaly, O. Omeni, D. McDonagh, A. Burdett, and C. Toumazou, "A 1 V wireless transceiver for an

ultra-low-power SoC for biotelemetry applications," IEEE J. Solid-State Circuits., vol. 43, no. 7, pp. 1511-1521, Jul. 2008.

저 자 소 개



김 태 종(학생회원)
2010년 3월~현재 강원대학교 전
기전자공학부 재학 중
<주관심분야: RF/아날로그 집적
회로 및 시스템>



권 구 덕(정회원)-교신저자
2004년
2009년 3월 한국과학기술원 정보전
자연연구소 Post-Doc.
삼성전자 DMC 연구소 Modem RF
팀 책임연구원

2014년 3월~현재 강원대학교 전기전자공학부 조
교수
<주관심분야: RF/아날로그 집적 회로 및 시스템>