

## Diseño e Implementación De Un Pre-amplificador Para Sistemas De Resonancia Magnética Nuclear De Bajo Campo

H. Dorantes<sup>1</sup>, F. Vázquez<sup>2</sup>, F. Moumtadi<sup>1</sup>, S.E. Solís Nájera<sup>2</sup>, R. Martín<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Electrónica, Universidad Nacional Autónoma de México. / Facultad de Ingeniería, Ciudad de México. México.

<sup>2</sup> Departamento de Física, Universidad Nacional Autónoma de México. / Facultad de Ciencias, Ciudad de México. México

**Resumen**— En este artículo se presenta el diseño e implementación de un pre-amplificador para censado de señales de sistemas de IRM (Imagen por Resonancia Magnética) y ERM (Espectroscopia por Resonancia Magnética) de bajo campo. Los sistemas de Resonancia Magnética son ampliamente utilizados en el área médico-biológica debido a que se puede obtener información tanto morfológica (IRM) como cuantitativa (ERM) de manera no destructiva [1]. La señal de Caída de Inducción Libre (CIL) producida por la muestra en un sistema de RM es captada por una bobina receptora, dicha señal se encuentra en el orden de los microvolts, por lo que debe amplificarse y filtrarse para mejorar la relación señal-ruido (SNR por sus siglas en inglés). El SNR es la característica más importante en un sistema de RM, debido a que este determina la resolución del sistema [2]. El pre-amplificador presentado en este trabajo está diseñado para sistemas de campo magnético menor a 0.3 T, esta implementado mediante tecnología BJT, en una configuración BC-EC formando un amplificador de transimpedancia, con adaptación de impedancias de entrada y salida a  $50\Omega$ , frecuencia de corte inferior de 1 KHz y superior de 9.5 MHz con una transimpedancia de 58.60 dB $\Omega$ .

**Palabras clave**—Resonancia Magnética, Pre-amplificador, Bajo Campo

### I. INTRODUCCIÓN

Actualmente se tiene un particular interés en el estudio y mejora del SNR en los receptores de los sistemas de RM. Existen diversas metodologías para mejorar este factor por ejemplo: se ha descubierto que si el campo magnético estático ( $B_0$ ) del sistema se duplica, el SNR puede mejorar hasta un factor de 2.8 (esto dependiendo del ruido fisiológico), también se ha descubierto recientemente que al emplear un modulador en cuadratura sensible a la fase, el SNR puede mejorar en un factor de 1.4 [1-3].

Sin embargo ninguna de estas mitologías tiene un efecto sobre el ruido intrínseco de la antena receptora, es decir al realizar el proceso de

amplificación de la señal de RM, el SNR empeoraría, debido a que el a que cada una de las etapas del procesamiento de la señal agregaría ruido, por lo que los receptores de los sistemas de RM requieren como primera etapa de amplificación un pre-amplificador de buena calidad, con la finalidad de recuperar de manera confiable la información proveniente de la muestra en estudio[4].

La calidad de un pre-amplificador se determina mediante el ancho de banda, figura de ruido (NF por sus siglas en inglés), ganancia y linealidad [2].

Para diferenciar entre la señal de CIL del ruido ambiental así como de otras interferencias es necesario que el pre-amplificador posea:

- Un NF bajo para garantizar que únicamente la señal sea amplificada y no así el ruido de los componentes electrónicos.
- Una alta linealidad para reducir la distorsión de la señal.

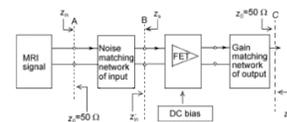


Figura 1.- Diagrama de bloques de un receptor de RF.

### II. METODOLOGÍA

#### Diseño e Implementación del Pre-amplificador

Los Amplificadores de Transimpedancia se utilizan en diversas aplicaciones en las que destacan aquellas de alta velocidad como son sistemas de comunicación óptica, dichos amplificadores funcionan como circuitos convertidores de corriente a voltaje. En la fig.2 se muestra el diagrama

simplificado de un ATI en su banda de frecuencias medias [5].

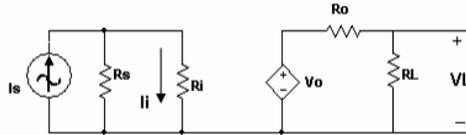


Figura 2.- Diagrama de un ATI a frecuencias medias.

La función de transferencia del sistema  $T$  se expresa como:

$$T = \frac{V_o}{i_s} = \frac{R_L}{R_L + R_L} * A_o * \frac{R_s}{R_s + R_i} \quad (1)$$

Donde  $R_i$  representa la impedancia de entrada,  $R_o$  la impedancia de salida,  $R_L$  la resistencia de carga,  $R_s$  la resistencia de la fuente de señal y  $A_o$  es la relación del voltaje de salida a circuito abierto con respecto a la corriente de entrada en corto circuito [5].

El ATI propuesto (Fig. 3) utiliza una topología en base común (BC) a la entrada, esta configuración se usa para adaptar la impedancia de entrada a  $50\Omega$ , así como para proveer un aislamiento electrónico entre la etapa de entrada del pre-amplificador y las etapas siguientes. El aislamiento electrónico de la etapa de BC permite realzar la adaptación con la antena receptora con mayor facilidad Fig.1.

El valor de la impedancia de entrada se determina mediante (1) y la frecuencia de corte superior se determina mediante (2).

$$R_{in} = \frac{r_{\pi} R_E}{r_{\pi} + (1 + \beta) R_E} \quad (2)$$

$$f_{Rin} = \frac{r_{\pi} + (1 + \beta) R_E}{2\pi C_{\pi} r_{\pi} R_E} \quad (3)$$

La fuente de corriente de polarización  $I1$  tiene dos funciones:

- A. Establecer una corriente de polarización estable en el circuito mejorando la linealidad y evitando la distorsión.
- B. Simular una resistencia de alto valor en la entrada del pre-amplificador, mejorando la estabilidad y evitando una fuente de ruido térmico.

Al usar la fuente de corriente también se pueden simplificar (1) y (2).

$$R_{in} \approx \frac{r_{\pi}}{(1 + \beta)} \approx \frac{1}{g_m} \approx \frac{V_T}{I_{CQ}}$$

$$f_{Rin} \approx \frac{(1 + \beta)}{2\pi C_{\pi} r_{\pi}} \approx \frac{g_m}{2\pi C_{\pi}}$$

Donde:

$V_T$ : Representa el voltaje térmico.

$I_{CQ}$ : Representa la corriente de polarización de la etapa de BC.

$g_m$ : Representa la transimpedancia de la etapa de BC.

$C_{\pi}$ : Representa la capacitancia entre la terminal de base y emisor.

Debido a que la resistencia de entrada requerida es de  $50\Omega$ , es necesaria una corriente  $I_{CQ1} = 520\mu A$ . Con esto también se logra recorrer el polo de la impedancia de entrada aumentando su ancho de banda.

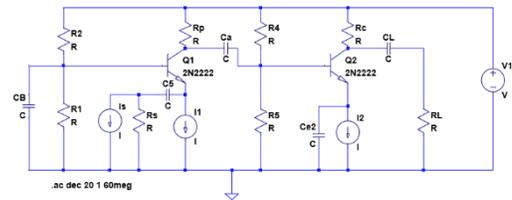


Figura 3.- TIA propuesta BC-EC.

La transimpedancia a frecuencias medias del pre-amplificador de la Fig. 3 se determina como:

$$T_m = - \frac{R_a g_{m1}}{(1 + R_a g_{m1})} * g_{m2} R_b R'_L \quad (4)$$

El polo dominante del sistema se determina mediante la siguiente expresión:

$$\omega_D = \frac{1 + g_{m1} R_a}{C_{\pi 1} * R_a} \quad (5)$$

La etapa de emisor común tiene dos funciones es la primera es servir como una etapa de amplificación y la segunda la adaptación de la impedancia de salida para proporcionar estabilidad al pre-amplificador.

En la Fig. 4 se el pre-amplificador implementado, las fuentes de corriente  $I1$  e  $I2$  se

simularon mediante los espejos de corriente formados por los transistores Q2, Q3 para I1 y Q4, Q5 para I2. Donde la resistencia R4 y R7 se calculan conforme la siguiente ecuaciones [5]:

$$R_4 = \frac{12V-0.6V}{520\mu A} \approx 21.9 K\Omega \quad (8)$$

$$R_7 = \frac{12V-0.6V}{15mA} \approx 760 \Omega \quad (9)$$

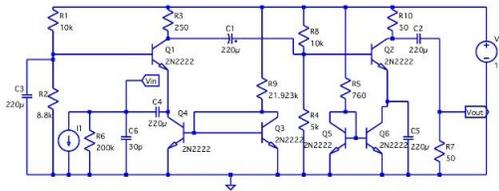


Figura 4.- Diagrama esquemático del amplificador realizado (LTspice).

#### IV. Resultados

Para realizar la implementación del amplificador de transimpedancia se utilizó el transistor modelo 2N2222, mientras que las señales de prueba se obtuvieron mediante el generador de funciones AFG3022C, se usan dos puntas de medición en el osciloscopio, la primera para medir el voltaje de salida y la segunda para medir el voltaje en la terminal emisor de Q1. Mediante las mediciones en estos puntos se obtiene la función de transferencia y la impedancia de entrada del amplificador.

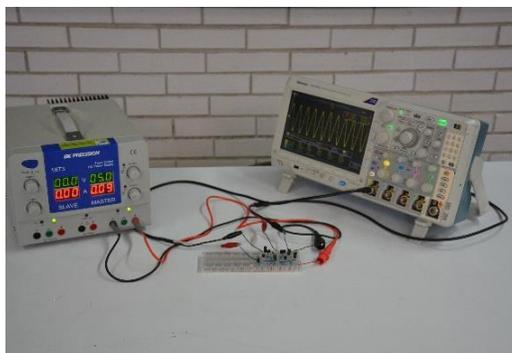


Figura 5.- Montaje experimental del amplificador de transimpedancia.

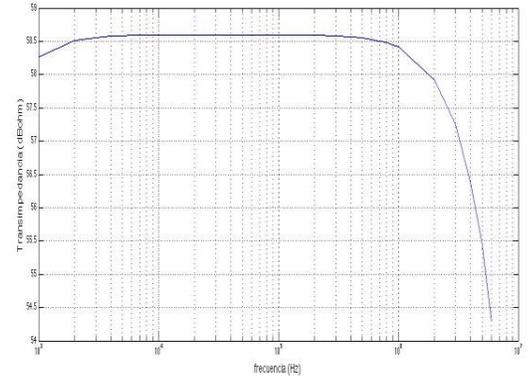


Figura 6.- Grafica de bode de la transimpedancia obtenida con  $R_p = 100\Omega$  y  $R_c = 51\Omega$ . Estos se tomaron con un voltaje de entrada senoidal con amplitud de  $10\text{ mVp-p}$ ,  $R_s = 50\Omega$  y  $R_L = 50\Omega$ .

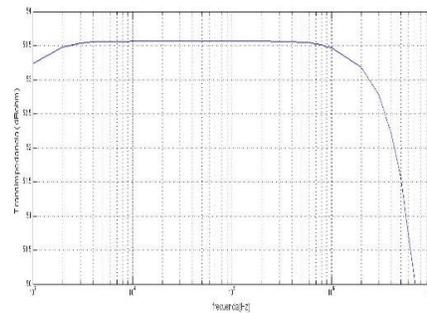


Figura 7.- Grafica de bode de la transimpedancia obtenida con  $R_p = 100\Omega$  y  $R_c = 51\Omega$ . Estos se tomaron con un voltaje de entrada senoidal con amplitud de  $10\text{ mVp-p}$  y  $R_s = 50\Omega$ .

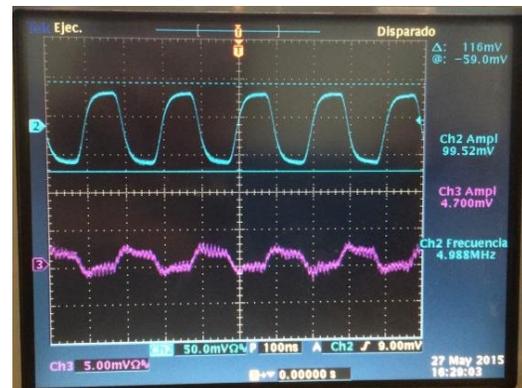


Figura 8.- Señal de entrada de 5MHz, amplitud  $10\text{ mVp-p}$  (morado). Onda de salida señal amplitud  $99.52\text{ mV p-p}$  (azul).



Figura 9.- Señal de entrada de 1MHz, amplitud 10 mVp-p (morado). Onda de salida señal amplitud 104.9 mV p-p (azul).

## V. Discusiones

De acuerdo con los datos obtenidos en la Fig. 6, la transimpedancia a frecuencias medias es de  $58.6 \text{ dB}\Omega$ , aproximadamente  $850 \Omega$ , lo que corresponde a una ganancia de voltaje de 16, sin embargo la frecuencia de corte se encuentra en 4 MHz aproximadamente, lo cual permitiría el uso en sistemas de campo magnético estático menor a 0.1 T.

El ancho de banda puede aumentarse modificando la ganancia del resistor de control  $R_p$ , en la fig. 7 se muestra la grafica de bode con  $R_p = 50 \Omega$ .

Conforme a esta nueva configuración de  $R_p$  se tiene una transimpedancia a frecuencias medias es de  $476 \Omega$ , una ganancia de voltaje de 9.7, y la frecuencia de corte superior es de 9.5 MHz, con lo que el pre-amplificador puede usarse en sistemas de RM de hasta 0.22 T.

Como se puede apreciar en la figura 9, el ruido en la señal de entrada es de una magnitud similar o incluso mayor a la de la magnitud de la señal de interés. Sin embargo esta distorsión no se aprecia en la señal de salida, mostrando que el sistema tiene alta inmunidad al ruido y perturbaciones externas.

## VI. Conclusiones

El amplificador construido puede para captar señales de RMN, en equipos con un campo

magnético estático máximo de 0.22 T, esto para la configuración con frecuencia de corte de 9.5 MHz. El circuito presenta una buena cancelación de ruido que en conjunto con la ubicación adecuada de la antena receptora es capaz de potenciar el censado de dichas señales.

El ancho de banda extendido del sistema de preamplificación (hasta 9.5 MHz) lo hace una opción adecuada para la realización de experimentos multi-núcleo sin aumentar de manera considerable el costo en el diseño de receptor.

## Referencias

1. Skoog, D., Holler, F., Crouch, S. and Skoog, D. (2008). "Principios de análisis instrumental". 6ª Edición. México, México: Cengage Learning Editores S.A. de C.V., pp.498-542.
2. Stark, D.D. y Bradley, W.G. "Resonancia Magnética". 1 Vols. 3ª. Edición. Madrid: Harcourt Brace de España Sa. (pp. 37- 167), 2000.
3. S. H. Yadav, K. G. Sawarkar and T. Bhuiya, "Design and implementation of low noise amplifier for MRI scanner," 2016 IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information & Communication Technology (RTEICT), Bangalore, 2016, pp. 744-747.
4. Enderle, J.D. y Bronzino, J.D. "Introduction to biomedical engineering". 3ª. Edición. Amsterdam: Elsevier/Academic Press. (pp. 1174-1214), 2011.
5. HORENSTEIN and Horenstein, M. N. (1997) Microelectronica Circuitos y Dispositivos - 2b\* EDI. United Kingdom: Prentice Hall & IBD. (HORENSTEIN and Horenstein, 1997, pp. 565 – 640).
6. Nibardo, "Sonda con bajo tiempo muerto para relaxometría por resonancia magnética nuclear", Ingeniería, Investigación y Tecnología, vol 15, no 1, pp83-91, 2014.
7. X. Cao, D. Zu, X. Zhao, Y. Fan and J. Gao, "The desing of low-noise preamplifier for MRI" Science China Technological Sciences, vol. 54, no. 7 pp. 1766-1770, 2011.