

Antena implantable con capacidad para transferencia de potencia inalámbrica

Abdenasser Lamkaddem⁽¹⁾, Ahmed El Yousfi⁽¹⁾, Vicente G. Posadas⁽²⁾, Daniel Segovia Vargas⁽¹⁾.
alamkadd@ing.uc3m.es.

⁽¹⁾ Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones, Universidad Carlos III de Madrid. Madrid, Spain.

⁽²⁾ Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones, Universidad Politécnica de Madrid. Madrid, Spain.

Abstract- En este artículo presentamos un nuevo sistema inalámbrico de transferencia de energía de alta eficiencia para implantes biomédicos. El sistema consta de una antena implantable de doble banda, una antena de parche desmontable y un rectificador doblador de tensión. El transmisor tiene un ancho de banda de impedancia inferior a -10 dB desde 1,461 hasta 1,48 GHz. Por su parte, el receptor de doble banda tiene unos anchos de banda de impedancia del 23,4% y el 16,5% a 915 MHz (el ISM industrial, científico y médico) y 1,47 GHz, respectivamente. Se ha observado una buena concordancia entre los resultados medidos en el interior de carne picada de cerdo y de salmón. Por último, se ha desarrollado un rectificador ultrapequeño de 10 x 9 mm² para integrarlo en el dispositivo implantable para la transferencia inalámbrica de energía.

I. INTRODUCCIÓN

Los implantes biomédicos se han utilizado ampliamente para el diagnóstico, la administración de fármacos y la sustitución del funcionamiento de algunos órganos del cuerpo humano, [1], [2], [3]. El diseño de estos dispositivos presenta un doble reto: por un lado, el dispositivo en su conjunto (antena más receptor) debe miniaturizarse para poder implantarse adecuadamente [4]; por otro lado, el ciclo de vida de la batería tendría que alargarse todo lo posible. Una solución para superar estos retos es la transferencia inalámbrica de energía (WPT). Esta solución puede garantizar la carga del dispositivo sin sustituir la batería, lo que mejora la calidad de vida del paciente.

En [5] se ha desarrollado un sistema WPT que utiliza un rectificador doblador de tensión y dos bucles de anillo dividido (uno como transmisor y otro como receptor) con una eficiencia de transferencia de potencia (PTE) del 57,9%. Sin embargo, las dimensiones de la antena implantable de 25,5 mm x 25,5 mm son grandes, lo que hace que el dispositivo sea voluminoso. En [6] se describen dos enlaces inductivos multibobina, uno para el transmisor y otro para el receptor. Sin embargo, su pequeño PTE del 0,24% es el principal inconveniente del diseño. En [7] se ha garantizado un 55% de PTE. Sin embargo, las dimensiones de la antena implantable de 15 mm sobre 15 mm son relativamente grandes para ser implantadas dentro de algunos órganos humanos. En esta comunicación, se discutirá una nueva antena implantable compacta. La antena propuesta tiene un tamaño de dimensiones miniaturizadas basado en la combinación entre líneas serpenteantes y forma espiral. El rectificador consta de un doblador de tensión de dos etapas para obtener más eficiencia y más tensión de salida. Por último, la antena portátil consiste en una antena de ranura ubicada sobre un de

parche compacto. La antena de ranura es un tipo de antena magnética y se ha elegido por su menor efecto cerca del cuerpo humano. Las antenas magnéticas se basan en la componente de campo magnético, que se ve menos afectados por medios conductoras como el cuerpo humano.

II. DISEÑOS

El diseño consta de un rectificador doblador de tensión de dos etapas, con una antena implantada de doble banda como receptor y una antena portátil como transmisor.

A. Transmisor

La Fig.1 muestra el diseño de la antena transmisora incrustada en la fantoma de piel con sus dimensiones reales. Se ha propuesto una antena de ranura con un plano de tierra completo para aumentar la directividad de la antena hacia el maniquí de piel, ya que la antena se utilizará para transferir la potencia al maniquí de piel. El maniquí de piel es un medio con pérdidas con una permitividad de 39,1 y una conductividad de 1,15 S/m a 1,47 GHz.

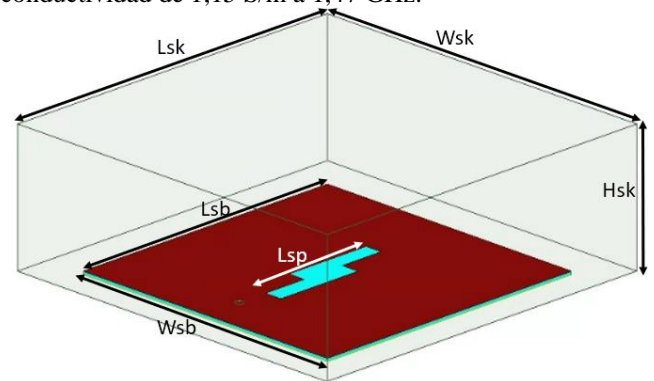


Fig. 1. El diseño de la antena transmisora y el maniquí de piel. Wsk = 60 mm, Lsk = 60 mm, Hsk = 20 mm, Lsb = 47.25 mm, Wsb = 47.25 mm, Lsp = 22.5 mm.

La Fig.2. muestra que la antena propuesta para el transmisor tiene un ancho de banda de impedancia (a -10 dB) que va desde 1,461 hasta 1,48 GHz. 1,47 GHz se ha utilizado para la transferencia de energía inalámbrica desde el exterior al interior del cuerpo.

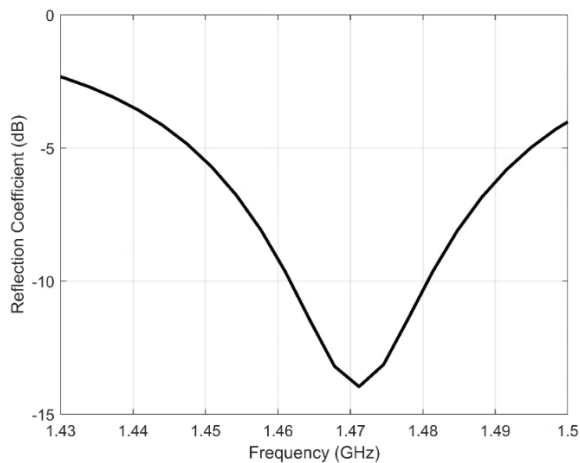


Fig. 2. Coeficiente de reflexión de la antena transmisora en función de la frecuencia.

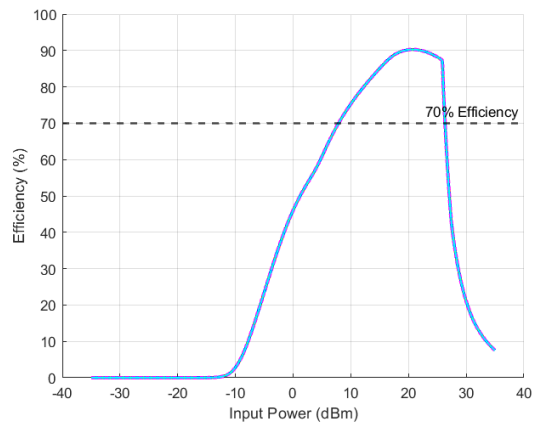


Fig. 4. El rectificador doblador de tensión de dos etapas.

B. Rectificador

El rectificador se utiliza para convertir la energía de radiofrecuencia en tensión continua, que permite cargar las baterías del dispositivo implantable. La elección de la topología para doblador de tensión de dos etapas se debe a las ventajas del modelo. En primer lugar, el modelo elegido tiene una mayor tensión de salida en comparación con el duplicador de tensión de una etapa. Además, es más eficiente.

Para el diseño y simulación del rectificador se ha utilizado el software AWR. La Fig.3. muestra el esquema propuesto para el diseño del rectificador. Consiste en un rectificador doblador de tensión de dos etapas compuesto por cuatro diodos sobre un sustrato FR-4 de permitividad 4.4, y una tangente de pérdidas de 0.02. Las series, L y C_1 , son los componentes del circuito de adaptación. Los diodos utilizados son del modelo HSMS 2822.

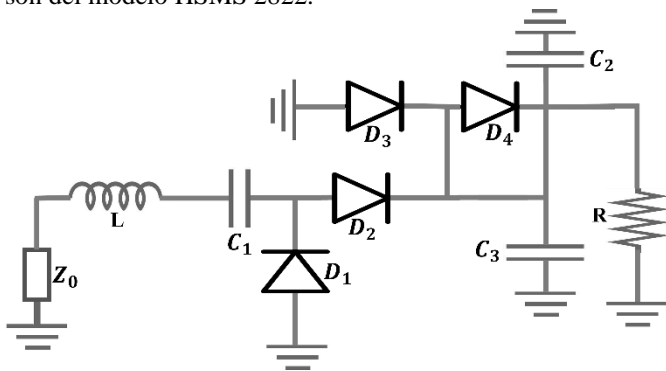


Fig. 3. El rectificador doblador de tensión de dos etapas.

La Fig.4. muestra la eficiencia simulada frente a la potencia de entrada, la eficiencia es superior al 70% para una potencia de entrada 8 hasta 26 dBm.

C. Receptor

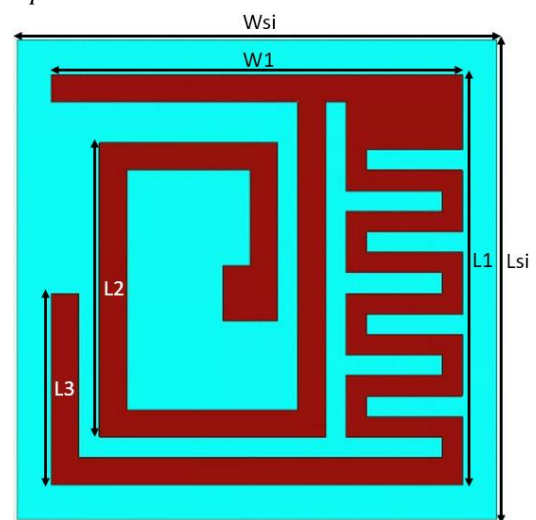


Fig. 5. Diseño de antena implantable. $W_{si} = 7$ mm, $W_1 = 6$ mm, $L_{si} = 7$ mm, $L_1 = 6$ mm, $L_2 = 4,3$ mm, $L_3 = 2,8$ mm.

La Fig.5. muestra el diseño y las dimensiones de la antena implantable. Consiste en una antena de parche con ranuras para lograr un rendimiento de doble banda. La antena está impresa en RO3010 con una permitividad de 10,2 y una tangente de pérdida de 0,0035. La alta permitividad del sustrato se utiliza para la miniaturización propósitos. Además, se utilizaron las geometrías de espiral y de línea serpenteante para una mayor miniaturización de la antena implantable. En esta subsección se ha propuesto una antena de doble banda. La banda de frecuencia de 915 MHz se utiliza para la comunicación entre el interior y el exterior del cuerpo. 1,47 GHz se utiliza para la transferencia inalámbrica de energía para cargar la batería interior del dispositivo implantado.

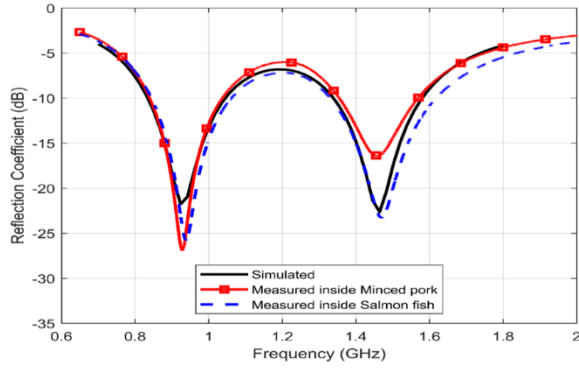


Fig. 6. Comparación entre el coeficiente de reflexión simulado y medido de la antena propuesta.

La Fig.6. muestra las pérdidas de retorno simuladas y medidas de la antena. Se ha conseguido un ancho de banda de impedancia simulado del 23,4% y del 16,5% a 915 MHz y 1,47 GHz, respectivamente. La antena se ha medido dentro de carne de cerdo picada y salmón. En el interior de carne de cerdo picada se han alcanzado anchos de banda de impedancia del 20% y el 15% a 915 MHz y 1,47 GHz, respectivamente, mientras que en el interior de pescado salmón los anchos de banda de impedancia son del 22,5% y el 19% a 915 MHz y 1,47 GHz.

D. WPT

El sistema WPT propuesto comprende la antena transmisora situada fuera de la caja cutánea y la antena implantada situada dentro de la caja cutánea.

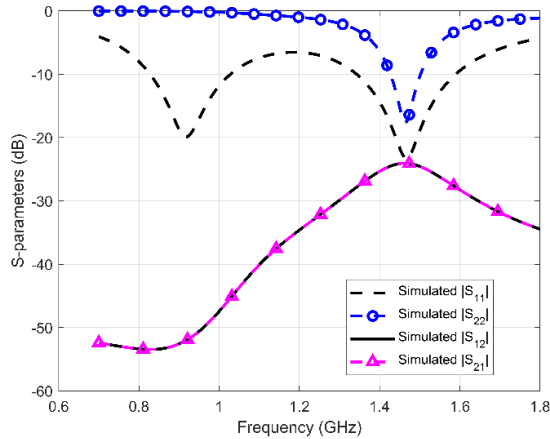


Fig. 7. Parámetros de dispersión del sistema WPT propuesto.

La Fig. 7 ilustra los coeficientes de dispersión del sistema WPT. $|S_{11}|$ representa el coeficiente de reflexión de la antena implantable, que resuena tanto a 915 MHz como a 1,47 GHz. $|S_{22}|$ corresponde al coeficiente de reflexión de la antena vestible que opera a 1,47 GHz. Además, $|S_{21}|$ y $|S_{12}|$ denotan los coeficientes de transmisión del sistema WPT, mostrando ambos un máximo de -25 dB a 1,47 GHz.

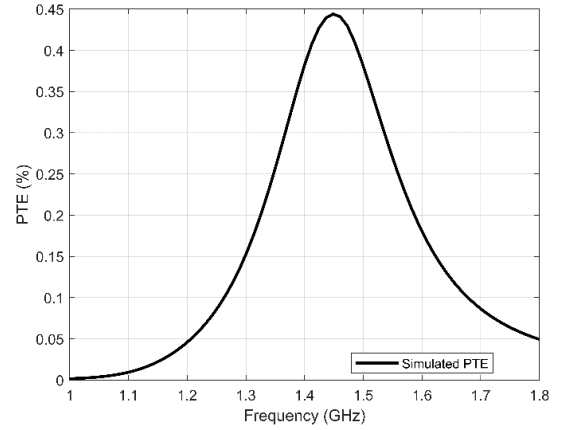


Fig. 8. PTE del sistema WPT propuesto.

La Fig. 8 presenta un gráfico de la (PTE) simulada del sistema WPT, en el que el sistema alcanza un pico de eficiencia del 0,44% en torno a 1,47 GHz.

III. CONCLUSIONES

En este trabajo presentamos un rectificador doblador de tensión ultra miniaturizado de alta eficiencia para la transferencia inalámbrica de energía al cuerpo humano. Además, se ha desarrollado una antena implantable miniaturizada de doble banda para recibir energía desde el exterior del cuerpo. Además, se ha desarrollado una antena de ranura para transmitir la energía al interior del cuerpo humano. Estos tres diseños trabajan juntos para formar un sistema de transferencia de energía inalámbrica muy miniaturizado para cargar las baterías de los dispositivos implantables. Esta solución tiene la ventaja de mejorar la calidad de vida de los pacientes, ya que con este sistema no serán necesarias complicadas cirugías para sustituir las baterías de los dispositivos implantables.

REFERENCIAS

- [1] A. Lamkaddem, A. E. Yousfi, K. A. Abdalmalak, V. G. Posadas, and D. Segovia-Vargas, "Circularly polarized miniaturized implantable antenna for leadless pacemaker devices," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 70, no. 8, pp. 6423–6432, 2022.
- [2] I. A. Shah, M. Zada, and H. Yoo, "Design and analysis of a compact-sized multiband spiral-shaped implantable antenna for scalp implantable and leadless pacemaker systems," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 67, pp. 4230–4234, Jun 2019.
- [3] A. Lamkaddem, A. E. Yousfi, V. G. Posadas, and D. S. Vargas, "Miniaturized dual band implantable antenna for implanted biomedical devices," *IEEE Access*, pp. 1–1, 2024.
- [4] A. Lamkaddem, A. El Yousfi, K. Atia Abdalmalak, V. González Posadas, L. Enrique García Muñoz, and D. Segovia-Vargas, "A compact design for dual-band implantable antenna applications," in *2021 15th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, 2021, pp. 1–3.
- [5] J. W. et al, "A 403 mhz wireless power transfer system with tuned split-ring loops for implantable medical devices," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 70, pp. 1355–1366, Feb 2022.
- [6] Y. Jia, S. A. Mirbozorgi, P. Zhang, O. T. Inan, W. Li, and M. Ghovanloo, "A dual-band wireless power transmission system for evaluating mm-sized implants," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 4, pp. 595–607, 2019.
- [7] C. Liu, Y. Zhang, and X. Liu, "Circularly polarized implantable antenna for 915 mhz ism-band far-field wireless power transmission," *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 17, pp. 373–376, Mar 2018.