

# Antena transreptora de volumen para imagenología por resonancia magnética de mano

Sergio Enrique Solís Nájera<sup>A,B</sup>, Dardo Tomasi<sup>B</sup>,  
Alfredo Odón Rodríguez González<sup>A</sup>

<sup>A</sup>Centro de Investigación en Instrumentación e Imagenología Médica,  
Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México

<sup>B</sup>Medical Department, Brookhaven National Laboratory, Upton, NY  
arog@xanum.uam.mx

## RESUMEN

*Se presentan imágenes obtenidas con un diseño de antena que es una variante del tipo resonador de cavidades para altas frecuencias. Esta antena posee la ventaja de que se puede construir con base en principios físicos sencillos. Un prototipo de antena operado en cuadratura fue desarrollado para operar en un sistema experimental de 4 Tesla y a 170.3 MHz. Para mostrar su viabilidad se tomaron imágenes espín eco de la mano de un voluntario sano. Se puede apreciar una buena uniformidad y cociente señal a ruido sobre un campo de visión específico, lo cual muestra la viabilidad para generar imágenes de la mano con una mejor resolución.*

## PALABRAS CLAVES

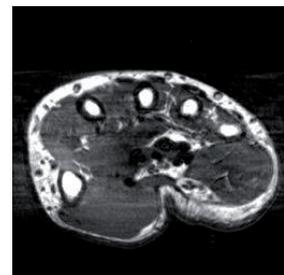
Imagenología por resonancia magnética, mano, antena de volumen, alto campo.

## ABSTRACT

*A variant of the high frequency antenna resonator coil is presented. While coil design, field homogeneity, and the image signal-to-noise ratio are similar to those of the popular birdcage coil, the cavity resonator has the advantage that it can be easily built following simple electromagnetic principles. A quadrature transceiver prototype of the cavity resonator coil was developed to operate at 170.3 MHz and used to collect spin-echo images of the wrist in a 4-Tesla MRI scanner. The images show good uniformity and signal-to-noise ratio over the whole field-of-view; thus this coil prototype demonstrates that high quality MR images of the wrist can be obtained at high magnetic fields with the cavity resonator coil, promising improved imaging resolution for the hand and wrist.*

## KEY WORDS

Magnetic resonance imaging, wrist, volume coil, high field.



## INTRODUCCIÓN

El uso de la imagenología por resonancia magnética (IRM) de la mano puede ofrecer retos tecnológicos importantes dado que se requiere de alta resolución especial para examinar su anatomía y patologías. La obtención de imágenes de la mano no es una tarea fácil debido a las estructuras relativamente pequeñas como las óseas, cartílagos y tejido suave.<sup>1</sup>

En la evaluación clínica de las patologías de la mano aparecen muchos casos difíciles que requieren de antenas de Radio Frecuencia (RF) con un desempeño alto, tanto en la uniformidad como en el cociente señal a ruido para conseguir la mejor evaluación.<sup>1-4</sup> Kocharian y colaboradores compararon el desempeño de varias antenas de RF dedicadas específicamente a generar imágenes de la mano.<sup>4</sup>

La mayor parte del trabajo hecho con IRM de la mano se ha desarrollado principalmente con sistemas clínicos de 1.5 Tesla y recientemente se han empleado sistemas de 3 Tesla. La razón para emplear sistemas de mayor intensidad de campo se tiene como base el hecho de que la señal se incrementa con la intensidad del campo magnético. En consecuencia se puede apreciar un incremento en la calidad de la imagen (aumento en el cociente señal a ruido) y una mejora en la resolución especial que permite apreciar estructuras más pequeñas.

Las antenas de volumen, como es el caso de la antena del tipo jaula de pájaro, muestran una buena uniformidad de campo, con el inconveniente de generar un cociente señal a ruido menor que las antenas de superficie. Sin embargo, Kocharian ha mostrado que optimizando la antena jaula tipo de pájaro para el caso de la mano, es posible obtener una mejora en la calidad de la imagen, comparada con aquellas que se obtienen con otros arreglos de antenas para la misma aplicación.<sup>4</sup>

El objetivo principal de este trabajo fue emplear una variante de la antena del tipo resonador de cavidades para altas frecuencias con un desempeño similar al de la jaula tipo jaula de pájaro, desarrollada por nuestro grupo de investigación. El diseño original de esta antena y sus principios físicos para su construcción fue propuesto por Mansfield en 1990.<sup>5</sup> Nuestro diseño de antena tiene la ventaja de que

puede ser construido con bastante precisión usando los principios teóricos<sup>6</sup> y muestra un desempeño similar al de la antena jaula de pájaro. Esto resulta una ventaja importante, dado que el desarrollo de las antenas de radio frecuencia para IRM se ha venido haciendo por ensayo y error.

## ANTENAS DE RADIO FRECUENCIA

Las antenas de (RF) forman parte del subsistema de radio frecuencia y son consideradas una parte integral de un sistema por resonancia magnética para imagenología médica. Su función principal consiste en aplicar pulsos de RF para crear campos magnéticos sobre ciertas regiones de interés en un paciente, con objeto de recibir una señal de RF que emana de él.

Las antenas de RF tienen dos funciones importantes: excitar los espines de los núcleos dentro del cuerpo humano y la detección de la señal que resulta de ellos. Durante la excitación, la antena sirve como un transductor que convierte la potencia RF en un campo magnético transversal rotatorio, dentro del volumen del que se procederá a producir una imagen. Este modo de operación produce una alta eficiencia que corresponde a un campo magnético máximo en la muestra para una potencia mínima de radio frecuencia. Para el caso de la recepción, la antena convierte la magnetización nuclear de la precisión de los espines en una señal eléctrica para su posterior procesamiento. En ocasiones, una sola antena puede realizar la tarea de transmisión y recepción, a éstas se les llama transreptoras.

Las antenas de RF se diferencian de los gradientes de campo y el imán principal debido a que originan y detectan campos dependientes del tiempo. Ambos procesos generalmente emplean una antena que rodea al paciente y que se sintoniza con la frecuencia del sistema de resonancia.

Con objeto de evitar el empleo de sistemas electrónicos complicados y costosos, la mayoría de los sistemas de RM usan dos tipos distintos de antenas: una para la transmisión y otra para la recepción. La electrónica se vuelve más compleja a medida que se utilizan sistemas con intensidades mayores a 0.5 Tesla. Para asegurarse de que las imágenes poseen calidad para el diagnóstico clínico, se debe elegir con todo cuidado la forma (geometría) y características

eléctricas que determinan la sensibilidad espacial de la antena. Existen dos propiedades importantes que las antenas de RF deben cumplir para obtener una buena calidad de imagen: poseer un buen cociente señal a ruido (CSR) y una buena uniformidad del campo en el volumen de interés.

Las antenas de RF para IRM en general se pueden dividir en dos grandes grupos: antenas de superficie y volumen. Las antenas superficiales no envuelven la muestra de la que se desea generar una imagen: usualmente se colocan en la superficie del paciente. La buena calidad de señal recibida de éstas se ve limitada a la región superficial que tiene dimensiones similares al tamaño de la antena. A diferencia de las antenas de superficie, las antenas volumétricas pretenden envolver un volumen de interés para producir una imagen, este tipo de antenas tiene la ventaja de generar campos magnéticos de mayor uniformidad con un CSR más pequeño. Esta limitante se debe principalmente a la inductancia mutua de los elementos que conforman el arreglo de antena y la simetría espacial.

La combinación de ambas antenas resulta ser el mejor arreglo para la transmisión y recepción de la señal de resonancia magnética. Este tipo de arreglos permiten una mejor optimización del proceso de recepción/transmisión, que influye directamente en la calidad de la imagen que se obtiene.

Las antenas superficiales fueron inicialmente utilizadas en espectroscopía por RM en vivo, donde la respuestas localizadas permiten la adquisición de espectros principalmente de un órgano o tejido en particular.

Las imágenes generadas con antenas RF superficiales usualmente no son uniformes, las distribuciones de intensidad son irregulares. Los tejidos más cercanos a la antena generan pixeles (*picture elements*) con una mayor intensidad por lo que aparecen muy brillantes en la imagen, y a medida que se aleja de la superficie, la intensidad de los pixeles decrece rápidamente. A pesar de esta limitación, las imágenes pueden ser de gran calidad en tanto la región de interés se encuentre cerca de la antena.

## MÉTODO

### Diseño y construcción de la antena

Se construyó un prototipo de antena con 4 piernas cuyo ancho medía 2 cm y fueron hechas con lámina de cobre. Los anillos que se encuentran en los extremos se construyeron con 4 ranuras circulares y cuyo diámetro fue de 2 cm (figura 1). La separación de las piernas se tomó de las antenas optimizadas para la mano de los trabajos reportados por Cunningham<sup>3</sup> y Solís, et. al.<sup>6</sup> El tamaño de la antena fue calculado en función del tamaño de la ranura circular y la longitud de las piernas de la antena, como lo establecen los principios físicos desarrollados por Mansfield. Finalmente el diámetro fue de 10 cm y la longitud total de 12 cm.



Fig. 1. Fotografía de una antena de cavidades resonantes para imagenología de la muñeca por IRM mostrando sus componentes electrónicos. Esta antena fue diseñada y optimizada para IRM de la mano.

La figura 1 muestra una fotografía del prototipo de antena. El diseño fue sintonizado para operar a 170.29 MHz que corresponden a la frecuencia de un sistema de 4 Tesla para generar imágenes con protones, y operada bajo el esquema de cuadratura para reducir los requerimientos de potencia y mejorar el cociente señal a ruido. Para medir el desempeño de la antena, se calcularon los factores de calidad tanto con aire como con un fantoma llenado con solución salina (100 mM NaCl). Una medida del desempeño de la antena se puede obtener con el cociente de los factores de calidad.

### Adquisición de las imágenes

Todas las imágenes fueron hechas con un sistema de 4 Tesla para cuerpo completo de Varian/Siemens MRI scanner (Varian, Inc, Palo Alto, CA), que opera con una consola marca INOVA, cuya frecuencia de resonancia para protones es de 170 MHz. Previo a la toma de imágenes de la mano sana, se obtuvieron imágenes in vitro en orientación axial con el diseño de antena propuesto y una secuencia de pulsos eco gradiente. Se emplearon los siguientes parámetros: TR/TE=900/20 ms, número de cortes=25, campo de visión=8x8, tamaño de matriz=256x256, espesor del corte=2 mm, NEX=1.

Para obtener las imágenes de la mano de un voluntario sano, éste se colocó tendido boca abajo con su brazo extendido sobre su cabeza y su mano en el isocentro del imán y dentro de la antena de volumen.

Después se generaron imágenes de la mano ponderadas a T1 y T2 usando secuencias de pulsos espín eco comúnmente empleadas en la práctica clínica.<sup>7</sup> Los parámetros de adquisición de las imágenes se resumen en la tabla I.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las dimensiones de la antena permiten el acomodo perfecto de la mano humana. Las dimensiones calculadas con esta teoría son muy similares a las reportadas para una antena jaula de pájaro de doce segmentos,<sup>5</sup> pero en este diseño se utilizaron solo cuatro segmentos. Imágenes ponderadas en T1 de un fantoma fueron adquiridas con la antena de cavidades resonantes y se muestran en la figura 2. De las imágenes adquiridas se pueden apreciar una buena uniformidad de campo B1 y un buen CSR.

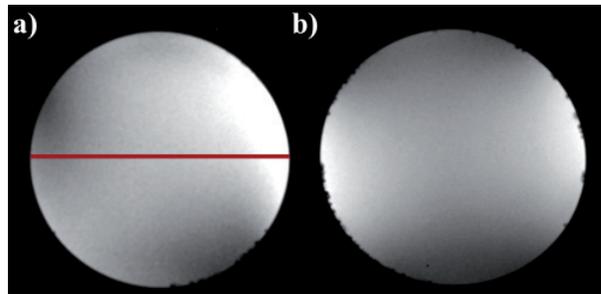


Fig. 2. Imágenes transversales y fantoma adquiridas con (a) Antena de cavidades resonantes y (b) Antena jaula de pájaro utilizando una secuencia gradiente eco (TR/TE=900/20 ms, número de rebanadas= 25, FOV=8x8, tamaño de la matriz= 256x256, espesor de la rebanada=2 mm, NEX=1).

Los perfiles de uniformidad de RF para la antena de cavidades resonantes y la antena jaula de pájaro fueron calculados a partir de las imágenes de fantomas, mostrando una gran similitud (figura 3).

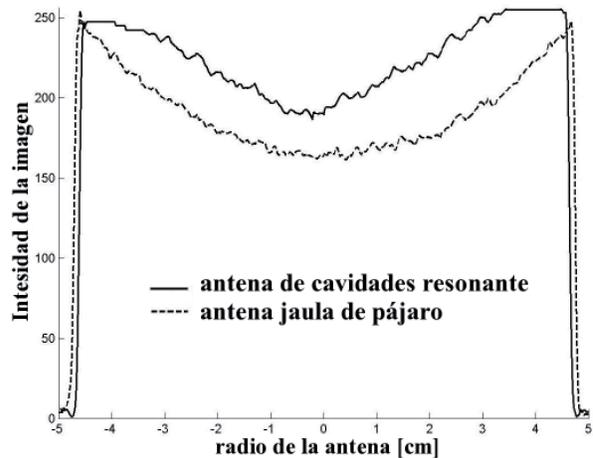


Fig. 3. Perfiles de uniformidad adquiridos de las imágenes transversales de fantoma utilizando la Antena de Cavidades Resonantes y la Antena Jaula de Pájaro.

Tabla I. Parámetros de adquisición de las imágenes experimentales de la mano.

Parámetros de adquisición/ Secuencia de pulsos	TR/TE [ms]	Campo de visión [mm]	Tamaño de matriz	Número de cortes	Espesor de la rebanada [mm]	NEX
Espín eco (orientación transversal)	T1: 800/13 T2: 3000/100	8x8	256x256	25 25	5	1 1
Hiper eco (orientación transversal)	T1: 1000/20	14x14	256x256	41	2	1
Espín eco (orientación sagital)	T1: 800/13	12x12	256x256	25	2	1

El perfil de uniformidad de la antena de cavidades resonantes muestra una pequeña mejora cerca de sus segmentos. Ambas antenas muestran un desempeño muy similar también. Debido a que la antena de cavidades resonantes tiene una desempeño parecido a la antena jaula de pájaro como se muestra en la figura 3, el número de aplicaciones en las que se puede utilizar la antena de cavidades resonantes será, como en el caso de la antena jaula de pájaro.

Cuatro estudios *in vivo* fueron llevados a cabo con la antena de cavidades resonantes utilizando una secuencia espín eco y una secuencia hipereco (tabla I). La secuencia espín eco fue usada para probar su desempeño debido a que esta secuencia es comúnmente utilizada en sistemas clínicos de IRM (figuras 4-7).

En las imágenes se puede apreciar el hueso, el músculo y el cartílago. Las imágenes de muñeca de la figuras 4-6 muestran una buena consistencia con los resultados reportados en (1). Adicionalmente de todas estas imágenes se puede decir que las antenas de volumen son una excelente opción para adquirir imágenes de la muñeca, debido principalmente a su buena uniformidad de campo y su alto CSR, todo esto combinado con su uso en sistemas de altos campos magnéticos de IRM. Estos resultados muestran una gran concordancia con los obtenidos con Antenas de Jaula de Pájaro de dimensiones pequeñas.<sup>5</sup>

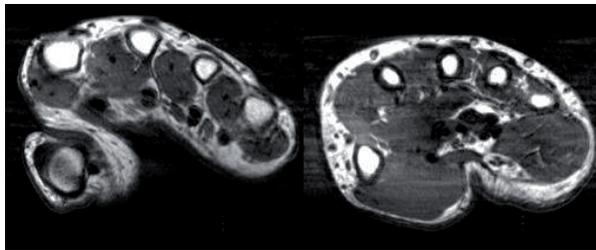


Fig. 4. Imágenes transversales ponderadas en T1 de un voluntario sano utilizando una secuencia espín eco y la Antena de Cavidades Resonantes. Las imágenes muestran un buen CSR y una buena uniformidad de campo B1.

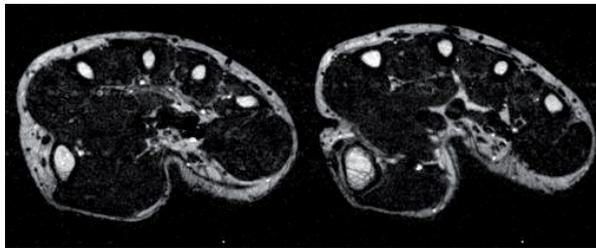


Fig. 5. Imágenes ponderadas en T2 utilizando la secuencia espín eco y el mismo voluntario.

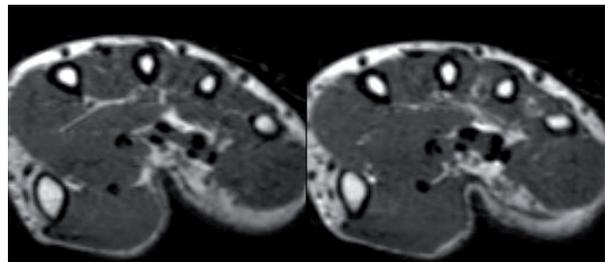


Fig. 6. Imágenes ponderadas en T2 de un voluntario sano obtenidas con una secuencia hipereco.

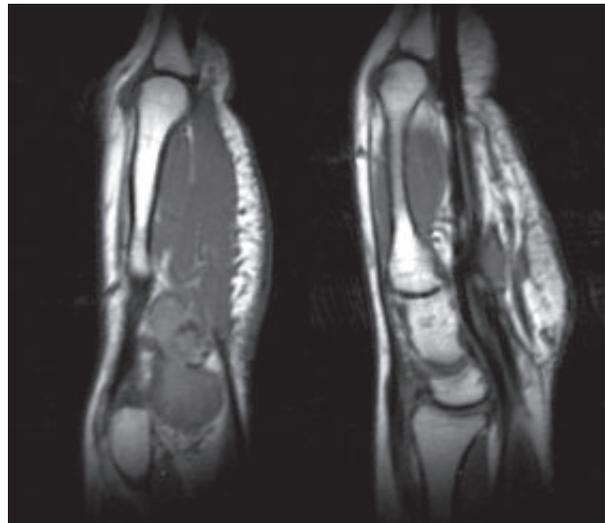


Fig. 7. Imágenes sagitales ponderadas en T1 utilizando la secuencia espín eco y la Antena de Cavidades Resonantes.

## CONCLUSIÓN

Esta experiencia con un sistema IRM de 4T y la antena de cavidades resonantes adicionando el uso de secuencias de pulso proporcionan un método prometedor para la adquisición de imágenes de muñeca con una alta resolución espacial. Aunque solo imágenes *in vivo* de un voluntario sano fueron adquiridas, éstas muestran muy buena calidad del tejido sano. La Antena de Cavidades Resonantes puede ser construida siguiendo sus principios físicos sencillos con resultados de buena calidad y compatible con secuencias estándares y altos campos. Esta experiencia muestra que imágenes de buena calidad *in vivo* pueden ser obtenidas con la Antena de Cavidades Resonantes en un sistema de IRM de 4T. Estos resultados muestran que la antena de cavidades resonantes puede ser además una alternativa para estudiar enfermedades de las extremidades con IRM de altos campos magnéticos.

## AGRADECIMIENTOS

Sergio Solís desea agradecer al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México (CONACYT) su beca para estudios de doctorado, además de los proyectos: 53107 (APOY-COMP-2006), y al Laboratory Directed Research and Development del U.S. Department of Energy. Agradecemos también el apoyo otorgado por Inovammédica.

## REFERENCIAS

1. Teh J, Whiteley G. MRI of soft tissue masses of the hand and wrist. *Br J Radiol.* 2007; 80:47-63.
2. Yu SJ, Habib PA. Normal MR imaging anatomy of the wrist and hand. *Radiol Clin Nor Ame.* 2006; 44:569-581.
3. Cunningham PM. MR imaging of trauma: elbow and wrist. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2006; 10:284-292.
4. Saupe N, Prussmann KP, Luechinger R, Bosiger P, Marincek B, Weishaupt D, MR Imaging of the Wrist: Comparison between 1.5- and 3-T Imaging Preliminary Experience. *Radiology.* 2005; 234:256-264.
5. Kocharian A, Adkins MC, Amrami KK, McGee KP, Rouleau PA, Wenger DE, Ehman RL, Felmlee JP. Wrist: Improved MR Imaging with Optimized Transmit-Receive Coil Design. *Radiology* 2002; 223:870–876
6. Solis S. E., Tomasi D, Rodríguez AO. Cavity resonator coil for high field magnetic resonance imaging. *Proc 29th IEEE EMBS and SFGMB.* 2007; 3884-3885.
7. Hennig J, Scheffler K. Hyperechoes. *Magn. Reson. Med.* 2001; 46:6-12.



-The Mexican Materials Research Society (MRS-MEXICO)  
-The Materials Research Society (MRS)  
-The NACE International Section Mexico

Announce the  
**XVIII INTERNATIONAL MATERIALS RESEARCH CONGRESS 2009**  
16-21 August, Cancún, México

Jointly with:

- The International Conference on Perovskites-Properties and Potential Applications
- 2°. Simposium Latinoamericano sobre Métodos Físicos y Químicos en Arqueología, Arte y Conservación del Patrimonio Cultural LASMAC 2009

These meetings will provide an interactive forum discussing the advances in synthesis, characterization, properties, processing, applications, basic research trends, corrosion prevention, etc., all related to the area of materials science and engineering.

The efforts of several societies, colleagues, sponsors and exhibitors will make an exciting multidisciplinary forum providing a valuable opportunity for research scientists to learn first hand about new directions in materials research and technology, as well as to share and exchange ideas with some of the best experts in the field.

