

Revista Médica del IMSS

Volumen
Volume 43

Número
Number 6

Noviembre-Diciembre
November-December 2005

Artículo:

Antenas superficiales para imágenes por resonancia magnética

Derechos reservados, Copyright © 2005:
Instituto Mexicano del Seguro Social

**Otras secciones de
este sitio:**

-  [Índice de este número](#)
-  [Más revistas](#)
-  [Búsqueda](#)

***Others sections in
this web site:***

-  [Contents of this number](#)
-  [More journals](#)
-  [Search](#)



medigraphic.com

Antenas superficiales para imágenes por resonancia magnética

RESUMEN

Desde la aparición del primer sistema de imagenología por resonancia magnética en México, poca o nula atención ha recibido en nuestro país el desarrollo de esta importante técnica. Dentro del Centro de Investigación en Imagenología e Instrumentación Médica de la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, desarrollamos las primeras antenas de radiofrecuencia de superficie para aplicaciones en imagenología por resonancia magnética clínica. Construimos dos antenas de superficie: una en forma de anillo y otra cuadrada para múltiples regiones del cuerpo humano: corazón, cerebro, rodilla, manos, tobillos. Las antenas fueron probadas en el sistema clínico de 1.5 Tesla que se encuentra en el Hospital ABC-Tacubaya de la Ciudad de México. Obtuvimos imágenes cerebrales en cortes sagital, coronal y transversal de voluntarios sanos. Las imágenes generadas muestran calidad diagnóstica, por lo que podemos concluir que las antenas aquí descritas pueden ser de uso clínico, además, con pequeñas modificaciones pueden ser usadas prácticamente en cualquier sistema comercial existente. Este tipo de desarrollos puede abrir las puertas para la colaboración entre los centros de investigación y la comunidad radiológica del país, en la búsqueda de nuevas aplicaciones y alternativas de esta técnica imagenológica.

SUMMARY

Since the introduction of magnetic resonance imaging in Mexico, the development of this important medical imaging technology has been almost non-existing in our country. The very first surface coil prototypes for clinical applications in magnetic resonance imaging has been developed at the Center of Research in Medical Imaging and Instrumentation of the Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa (Metropolitan Autonomous University, Campus Iztapalapa). Two surface coil prototypes were built: a) a circular-shaped coil and b) a square-shaped coil for multiple regions of the body, such as heart, brain, knee, hands, and ankles. These coils were tested on the 1.5T imager of the ABC Hospital-Tacubaya, located in Mexico City. Brain images of healthy volunteers were obtained in different orientations: sagittal, coronal, and axial. Since images showed a good-enough clinical quality for diagnosis, it is fair to say that these coil prototypes can be used in the clinical environment, and with small modifications, they can be made compatible with almost any commercial scanner. This type of development can offer new alternatives for further collaboration between the research centers and the radiology community, in the search of new applications and developments of this imaging technique.

Alfredo Odón
Rodríguez-González,¹
Ricardo
Amador-Baheza,²
Rafael Rojas-Jasso,³
Fernando Alejandro
Barrios-Álvarez,⁴

¹Centro de Investigación
en Imagenología e
Instrumentación Médica,
Universidad Autónoma
Metropolitana-Iztapalapa

²Institute of Imaging,
Vanderbilt University,
Nashville, USA

³Louisiana State
University,
Health Science Center,
School of Medicine,
Department
of Radiology,
New Orleans,
USA

⁴Instituto
de Neurobiología,
Universidad Nacional
Autónoma de México,
Juriquilla, Querétaro

Comunicación con:
Alfredo Odón
Rodríguez-González.
Tel.: (52 55) 8502 4569.
Dirección electrónica:
arog@xanum.uam.mx

Introducción

La imagenología por resonancia magnética se ha convertido en el método predilecto dentro de la comunidad médica para el diagnóstico a través de imágenes. Esto se debe principalmente a su naturaleza inocua y a la enorme calidad de sus imágenes, que ofrecen información anatómica y funcional de órganos y tejidos. Un sistema de resonancia magnética puede ofrecer información

funcional, como la hemodinamia del sistema cardiovascular o el funcionamiento del cerebro en tiempos de adquisición cercanos a 20 milisegundos. Igualmente es capaz de generar información relativa a la difusión y perfusión de tejidos, como los del cerebro. De tal suerte, podemos diferenciar un tejido sano de uno dañado, sin afectar su estructura y función. Estas características hacen de la resonancia magnética una herramienta analítica sin precedente para

Palabras clave

- ✓ resonancia magnética
- ✓ radiofrecuencia
- ✓ antenas superficiales

Key words

- ✓ magnetic resonance
- ✓ radio frequency
- ✓ surface coils

estudiar una enorme variedad de fenómenos fisiológicos en tiempo real. Hoy existe un sistema de resonancia magnética con altos campos magnéticos capaces de ofrecer imágenes con una resolución de micrómetros en diferentes cortes de un órgano específico.¹⁻⁸



Figura 1. Vista frontal del nuevo Centro de Investigación en Imagenología e Instrumentación Médica de la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, inaugurado en abril del 2004

La pobre vinculación entre los centros de investigación del país con los sectores de servicios y producción no permite el desarrollo de nuevos productos que resuelvan la problemática de estos sectores.⁹ Esto implica que estamos perdiendo la oportunidad de generar conocimientos que sirvan para resolver problemas específicos de nuestras necesidades, además de ver frenada la posibilidad de desarrollar investigación de alto impacto por su carácter innovador.

Dentro del Centro de Investigación en Imagenología e Instrumentación Médica, desde 1998 nos hemos dado a la tarea de iniciar el desarrollo de *hardware* para imagenología por resonancia magnética.¹⁰⁻¹¹ La figura 1 muestra una fotografía del frente del Centro ubicado en la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, en la ciudad de México. Decidimos comenzar diseñando antenas de radiofrecuencia de superficie para el sistema de imagenología por resonancia magnética del *American British Condray*

Medical Center (Hospital ABC-Tacubaya). En estos diseños hemos considerado características que faciliten el manejo de las antenas en el ambiente clínico, que el usuario sólo conecte al sistema y pueda comenzar a operar la unidad para producir imágenes de regiones distintas del cuerpo. Los resultados obtenidos representan los primeros esfuerzos de parte de grupo de investigadores para generar con esta técnica imágenes del interior del cuerpo humano de manera no invasiva.

Antenas de radiofrecuencia

Las antenas de radiofrecuencia forman parte del subsistema de radiofrecuencia y son consideradas parte vital de un sistema por resonancia magnética para imagenología médica. Su principal función consiste en aplicar pulsos de radiofrecuencia para crear campos magnéticos sobre ciertas regiones de interés en un paciente, con objeto de recibir una señal.

Las antenas de radiofrecuencia 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 de radiofrecuencia en un campo magnético transversal rotatorio, dentro 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 radiofrecuencia. En cuanto a la recepción, la antena convierte la magnetización nuclear de la precisión de los espines en una señal eléctrica para su posterior procesamiento. A la antena que puede realizar sola la tarea de transmisión y recepción se le llama *transceptor*. Las antenas de radiofrecuencia se diferencian de los gradientes de campo y el imán principal debido a que originan y detectan campos dependientes del tiempo. Por lo general, ambos procesos son realizados empleando 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 muy complicados y costosos, la mayoría de los sistemas de resonancia magnética usan dos tipos distintos de antenas: una para la *transmisión* y otra para la *recepción*. El proceso electrónico se vuelve más complejo a medida que usamos siste-

ma con intensidades mayores a 0.5 Tesla. Para asegurarnos que nuestras imágenes poseen calidad para el diagnóstico clínico, debemos elegir con todo cuidado la forma (geometría) y características eléctricas que determinan la sensibilidad espacial de la antenna. Existen dos propiedades importantes que las antenas de radiofrecuencia deben cumplir para obtener una buena calidad de imagen: buen cociente señal a ruido y buena uniformidad del campo en el volumen de interés.

En general, las antenas de radiofrecuencia para imagenología por resonancia magnética se pueden dividir en dos grandes grupos: antenas de *superficie* y de *volumen*. Las antenas de superficie no envuelven la muestra de la que se desea generar una imagen: casi siempre se colocan en la superficie del paciente. En la figura 2 se observan algunos ejemplos de antenas superficiales; la calidad de la señal de éstas se ve limitada a la región superficial que tiene dimensiones similares al tamaño de la antenna. A diferencia de las antenas de superficie, las antenas volumétricas envuelven el cuerpo de interés para producir una imagen. Este tipo de antenas tiene la ventaja de generar campos magnéticos de mayor uniformidad con un cociente señal a ruido pequeño. Esta limitante se debe principalmente a la inductancia mutua de los elementos que conforman el arreglo de la antenna 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, pues permite una optimización del proceso de recepción/transmisión que influye directamente en la calidad de la imagen.

Antenas de superficie

Las antenas de superficie fueron inicialmente utilizadas en espectroscopia por resonancia magnética en vivo, donde las respuestas localizadas permiten la adquisición de espectros de un órgano o tejido en particular. Las imágenes generadas con antenas de superficie no son uniformes, pues la distribución de la intensidad es irregular. Los tejidos más cercanos a la antenna generan píxeles (*picture elements*) con una mayor intensidad, por lo que aparecen muy brillantes en la imagen; a medida que los tejidos están más lejos de la superficie, la intensidad de los píxeles 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 antenna. Para asegurarnos que nuestras imágenes poseen calidad para el diagnóstico clínico, debemos elegir con todo cuidado la forma (geometría) y características eléctricas que determinan la sensibilidad espacial de la antenna.

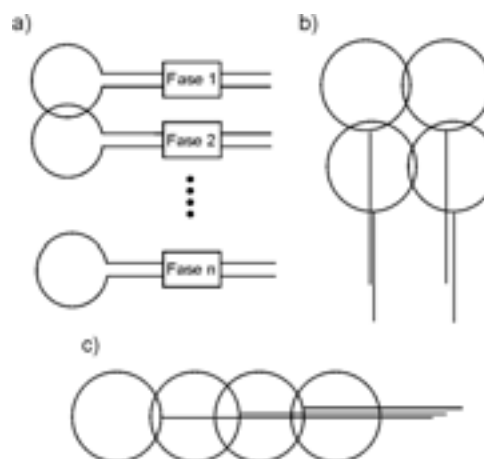


Figura 2. a) Ilustración de un conjunto de antenas que muestran la manera como se suman las fases haciendo uso de canales individuales. b) y c) Arreglos de cuatro antenas de radiofrecuencia en fase; comúnmente usados en imagenología por resonancia magnética para distintas aplicaciones

Las antenas de superficie también se han empleado en forma de arreglo en fase.¹² La idea es cubrir una mayor área conservando la buena señal generada individualmente por las antenas de superficie. Este tipo de arreglos ofrece la ventaja de que los tiempos de adquisición se reducen con una mejor calidad de imagen sobre regiones mayores a las cubiertas por una sola antenna superficial. Algunos inconvenientes de arreglos de antenas consisten en que requieren mayor número de canales de adquisición de la señal y la interacción entre ellas dificulta su construcción, lo que hace más complicada y costosa la adquisición de la imagen. Las secuencias ultrarrápidas como *Sensitivity Encoding* (SENSE)¹³ y *Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics* (SMASH)¹⁴ pueden generar imágenes en 8 milisegundos y demandan tipos de arreglos de antenas particulares que permitan obtener imágenes con buena calidad de regiones de interés específicas.

Alfredo Odón
Rodríguez-González et al.
Antenas superficiales

Antenas de volumen

Este tipo de antenas generalmente toman la forma de un cilindro y se usan para transmisión y recepción; permiten generar un campo magnético uniforme que ofrece imágenes de grandes regiones en forma homogénea. Su punto débil radica en su bajo cociente señal a ruido: la calidad de las imágenes puede ser menor comparada con la de las antenas superficiales, las cuales, sin embargo, carecen de buena uniformidad de campo. Son de gran ayuda para generar imágenes del cuerpo entero y para obtener imágenes del cerebro. La figura 3 muestra la antena volumétrica más popular hasta el momento: la llamada jaula de perico (*bird-cage coil*) por la gran uniformidad del campo magnético generado y su alto valor de calidad.

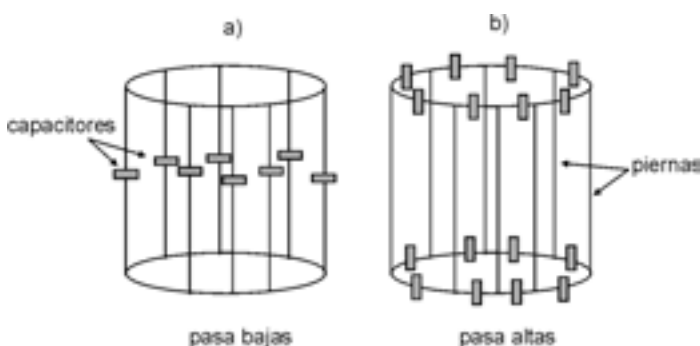


Figura 3. Diagrama de una antena cilíndrica de radiofrecuencia tipo jaula de perico para los casos de pasa bajas (a) y pasa altas (b)

Primeros prototipos experimentales de antenas

La generación de imágenes de resonancia magnética de alta calidad depende en gran medida del tipo de antena que se utilice y de la aplicación misma. En el diseño de cualquier antena es importante considerar su capacidad para generar campos magnéticos uniformes. Las formas que adoptan los alambres que conforman la antena para conseguir un campo con tales características es una tarea complicada. Las antenas en forma de anillo plano son las más sencillas y poseen alta sensibilidad. Existe una gran variedad de formas para este tipo de antenas: elípticas, circulares, cuadradas, rectangulares, etcétera.

Nosotros iniciamos construyendo dos formas: circular y cuadrada (figura 4). Estas geometrías se han empleado ampliamente y han mostrado muy buenos resultados en la práctica clínica. Nuestro objetivo es construir antenas de fácil uso en un sistema de resonancia magnética clínico para generar imágenes cerebrales. Ambas antenas fueron hechas con lámina de cobre comercial y componentes electrónicos de alta calidad: capacitores cerámicos no magnéticos para aplicaciones en radiofrecuencia y aprobados para aplicaciones en medicina. Pensando en un prototipo de fácil manejo, en nuestros diseños consideramos los cambios necesarios para que el usuario solamente tuviese que conectar la antena superficial al sistema y procediera a adquirir las imágenes.

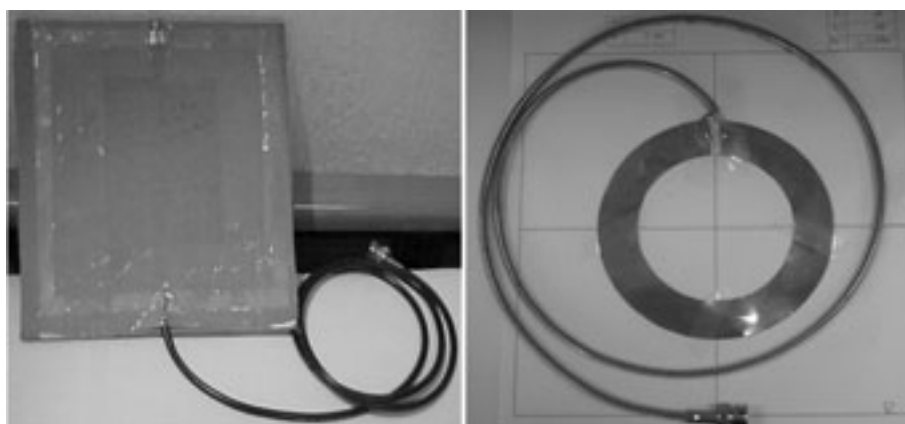


Figura 4. Prototipos experimentales de antenas superficiales de radiofrecuencia, contruidos en el Centro de Investigación en Imagenología e Instrumentación Médica de la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa

En la construcción de la bobina se eligió el cobre por su maleabilidad, bajo punto de fusión y excelente conductividad eléctrica. Se utilizó en forma de lámina recocida, con un espesor de 76.2 μm y 0.2032 m de ancho. Para la antena circular, en la lámina de cobre se trazó un círculo de 7.5 cm de radio interno y 8.5 cm de radio externo; para la antena cuadrada, un cuadro de 15 cm de lado interno y 17 cm de lado externo. Se recortaron y pegaron en un cartoncillo con el fin de conservar la forma. El tipo de capacitor que se empleó fue cerámico, no magnético, de factor de alta calidad, fabricado por *American Technical Ceramics*, cuyos valores van de 0.1 pF a 100 pF; sus dimensiones son de apenas 1.4 mm x 1.4 mm.

El valor de la capacitancia necesaria en ambas antenas es de aproximadamente 15 pF, el cual fue obtenido al considerar que la capacitancia parásita del cable es de 10 pF/m, por lo que se colocó un capacitor de 3.0 pF; el valor restante (2 pF) se ajustó con un capacitor variable (trimmer), cuyo modelo es NMAM30, con valores de capacitancia que van de 1.5 a 30 pF. Para conseguir que la suma de capacitancia parásita del cable, más la del capacitor fijo y del trimmer fuera de 15 pF, éstos se colocaron en paralelo. Para soldar los capacitores se empleó un cautín Steren, modelo 240, con 40 W de potencia regulada. La soldadura empleada fue de estaño. El cautín también se utilizó para soldar el cable coaxial a la antena. Se empleó cable coaxial con una impedancia de 50 Ohms de fabricación nacional, Marca ARSA, con 60 % de malla de cobre sin estañar y conductor de 7 hilos color negro. La inductancia parásita experimental encontrada por metro fue de 10 pF. Para cada antena se utilizó un metro de cable. En la parte final de la construcción se colocó el conector BNC (macho) al cable, necesario para conectar la antena al sistema de imagenología por resonancia magnética Signa LX del Hospital ABC-Tacubaya (figura 5). Las características inductivas y capacitivas del conector no afectan la capacitancia e inductancia de la antena, razón por la que se utilizó un conector BNC común.

fue necesario medir su frecuencia de resonancia (64 MHz), impedancia (alrededor de 50 Ohms) y factor de calidad. Para esto se empleó un analizador de redes (ADVANTEST, modelo 3753, con intervalo de operación de 5-500 MHz). La frecuencia de resonancia se puede observar en el espectro obtenido para cada antena; en la antena circular fue de 63.93 MHz.

Para el cálculo del factor de calidad se aplicó la ecuación siguiente:

$$Q = \frac{\text{frecuencia de resonancia} \text{ } 3 \text{ dB}}{\text{diferencia de frecuencias}} = \frac{f_0}{f_2 - f_1} = \frac{f_0}{\Delta f}$$

Donde:

f_0 = frecuencia de resonancia

Δf = ancho de banda, el intervalo de frecuencias donde la ganancia decae 3 dB respecto a la ganancia en f_0 .

Para la antena circular el factor de calidad fue:

$$Q = \frac{63.625}{64.341 - 62.866} = 43.10$$

Por otro lado, el valor de la impedancia de la antena se puede obtener directamente de la carta de Smith que ofrece el analizador de red, marcado

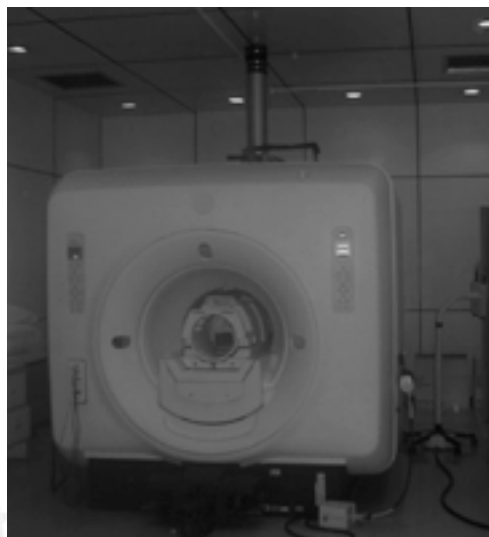


Figura 5. Sistema de imagenología por resonancia magnética, Signa LX de 1.5 Tesla, manufacturado por General Electric Medical Systems, Milwaukee, EUA. El sistema se encuentra en el Hospital ABC en Tacubaya, Ciudad de México.

Caracterización de los prototipos de antenas superficiales

Antes de probar los prototipos directamente en el sistema de imagenología por resonancia magnética,

para la frecuencia de resonancia de la antena. En la antena circular el valor fue $Z = 54.8 - j0.863$. Para la antena cuadrada prototipo la frecuencia de resonancia fue de 64.65 MHz. El factor de calidad fue de $Q = 58.5$. La impedancia tuvo un valor de $Z = 55.7 - j1.798$.

Empleamos ambas antenas para producir imágenes con la finalidad de comparar sus propiedades a través de las mismas. En ambos casos se consiguieron imágenes cerebrales en cortes coronales, sagitales y transversales. Todas las imágenes correspondieron a voluntarios sanos menores de 35 años. En la figura 6 aparecen las imágenes de resonancia magnética obtenidas con las antenas prototipo. Estas imágenes se obtuvieron siguiendo

el protocolo para antenas superficiales y la opción para extremidades que acompañan al *software* del resonador del Hospital ABC Tacubaya. Se utilizó una secuencia comercial *Fast Spin Echo* (FST) para generar todas las imágenes cerebrales con los parámetros que aparecen en el cuadro I.

Discusión

En México es posible realizar desarrollo de antenas superficiales para uso en sistemas clínicos de imagenología por resonancia magnética; los precios pueden ser muy bajos pues los materiales empleados apenas representan 1 % del costo de algunas antenas de superficie disponibles comercialmente. El diseño permite que el operador no realice ninguna tarea extra para producir imágenes; basta conectar la antena al sistema de resonancia magnética.

Es importante hacer notar que las antenas diseñadas no requirieron ningún tipo de ajuste y fue posible usarlas en repetidas ocasiones para distintas aplicaciones. Las imágenes obtenidas del cerebro en cortes coronales, sagitales y transversales demuestran que las antenas pueden generar imágenes con buena calidad para el diagnóstico clínico. Estos mismos prototipos de antenas superficiales pueden emplearse en otras regiones como las manos, tobillos, rodillas o corazón. Los resultados abren la posibilidad de fabricar antenas de distintos tipos, formas y tamaños para aplicaciones específicas que puedan surgir de las necesidades de la práctica médica diaria.

Cuadro I
Parámetros de las imágenes cerebrales por resonancia magnética obtenidas con las antenas prototipo

Parámetros de adquisición	Coronal	Orientación transversal	Axial
Tiempo de eco (milisegundos)	171	1.588	103
Tiempo de repetición (milisegundos)	3700	45	4000
Tren de ecos (milisegundos)	16	0	24
Ángulo de inclinación (grados)	90	30	90
Campo de visión (cm ²)	75	100	100
Número de promedios	4	1	5
Ancho de la rebanada (mm)	4	5	5
Distancia entre rebanadas (mm)	6	7.5	7.5
Tamaño de la imagen (píxeles)	512 x 512	256 x 256	512 x 512

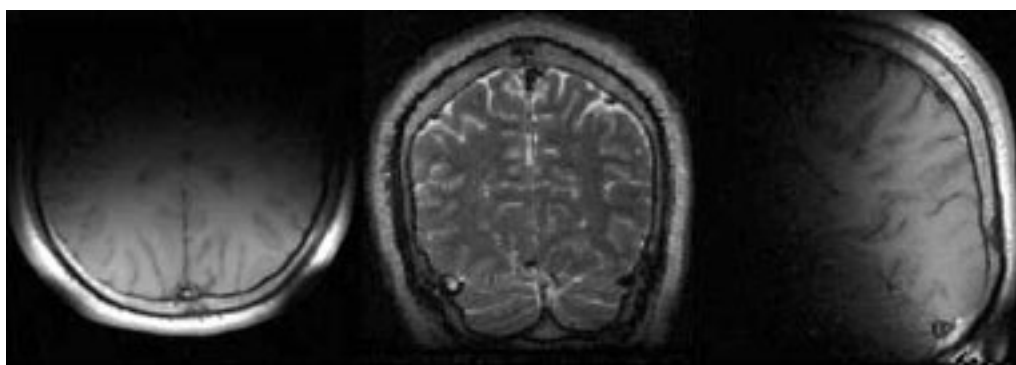


Figura 6. Imágenes cerebrales en cortes, transversal, coronal y sagital de izquierda a derecha respectivamente. En todos los casos utilizamos una antena de cuerpo entero como antena transmisora y nuestros prototipos como antenas receptoras. Estos arreglos permiten mayor libertad para generar imágenes de distintas regiones de interés del cerebro

Este tipo de desarrollo tecnológico puede representar un ahorro para el propietario de equipos de resonancia magnética, un servicio de mayor calidad al paciente a precios muy competitivos, y una oportunidad de negocios para compañías nacionales o extranjeras que tengan interés en invertir en antenas innovadoras, además de la formación de recursos humanos profesionales en esta área tecnológica con aplicaciones a la medicina. Las oportunidades de vinculación que ofrece este tipo de trabajo de investigación pueden ser muy importantes toda vez que se pretende resolver una necesidad de la comunidad médica.

Conclusiones

Se ha demostrado que es posible desarrollar antenas superficiales para generar imágenes por resonancia magnética empleando un escáner comercial dentro del ambiente clínico. Los prototipos de antenas son compatibles con el *hardware* de imagenología por resonancia magnética y con secuencias clínicas usuales en la rutina del ambiente clínico. Los prototipos mostraron facilidad de uso y no requirieron ajustes posteriores a sus parámetros eléctricos. También se mostró que es posible vincular una institución de atención médica con la academia, a través de un proyecto particular de desarrollo tecnológico. Estos resultados alentadores de colaboración abren las puertas para proyectos conjuntos de riesgo compartido en asuntos de mutuo interés.

Agradecimientos

Deseamos expresar nuestra gratitud al doctor Julio Sánchez Cortázar y al ingeniero Fermín San Juan Mejía, por su enorme apoyo durante la realización de los experimentos. Un agradecimiento especial al técnico radiólogo Gerardo Reynoso, por la asistencia en el manejo del sistema y la gene-

ración de las imágenes cerebrales. Ricardo Amador agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, la beca que le otorgara para estudios de maestría. Alfredo Rodríguez agradece al Programa de FOMES de la SEP por los donativos P/FOMES 98-35-11 y P/FOMES-DES-2001.

**Alfredo Odón
Rodríguez-González et al.
Antenas superficiales**

Referencias

1. Rodríguez AO. Principles of magnetic resonance imaging, Rev Mex Fis 2004;50(3):272-286.
2. Westbrook W, Kanut C. MRI in practice. Second edition. Oxford, UK: Blackwell Science; 1998.
3. Kanut C, Faulkner W. Review questions for MRI. Oxford, UK: Blackwell Science; 1995.
4. Westbrook C. MRI at a glance. Oxford, UK: Blackwell Science; 2002.
5. Westbrook C. Handbook of MRI techniques. Second edition. Oxford, UK: Blackwell Science; 1999.
6. Smith HJ, Ranallo FN. A non-mathematical approach to basic MRI. Madison, USA: Medical Physics Publishing Co; 1989.
7. McRobbie DW, Moore EA. MRI: from picture to proton, Cambridge, UK: Cambridge University Press; 2003.
8. Liang ZP, Lauterbur PC. Principles of magnetic resonance imaging: a signal processing perspective. New York, USA: SPIE Press and IEEE Press; 2000.
9. Rodríguez A, Rojas R, Barrios FA. Year 2000 status of MRI in Mexico. J Magn Reson Imag 2001;13(5): 813-817.
10. Rodríguez A, Rojas R, Salgado P, Sánchez J, Barrios FA. Imágenes nítidas: La resonancia magnética. Ciencia 2002;53(2):16-27.
11. Amador-Baheza R. Desarrollo de antenas superficiales de radiofrecuencia para imagenología por resonancia magnética. Tesis de Maestría, Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, 2001.
12. Roemer B, Edelstein WA, Hayes CE, Sous SP, Muller OM. The NMR phased array. Magn Reson Med 1990;16(2):192-225.
13. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999;42(5):952-962.
14. Sodickson DK, McKenzie CA. A generalized approach to parallel magnetic resonance imaging Med Phys 2001; 28(8):1629-1643. 