

Bobina superficial para resonancia magnética de imágenes

Beatriz Taimy Ricardo Ferro

Correo electrónico:taimy.ricardo@cbiomed.cu.

Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba

Artículo Original

Andrés Ramírez Aguilera

Correo electrónico:andres.ramirez@cbiomed.cu

Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba

Eloy Daniel Álvarez Guerra

Correo electrónico:eloy.alvarez@cbiomed.cu

Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba

Resumen

En la actualidad, la resonancia magnética de imágenes (RMI), se ha convertido en una herramienta de vital importancia para el diagnóstico clínico de diversas patologías, especialmente en el sistema nervioso central y en el sistema músculo-esquelético. Las bobinas de radiofrecuencia (RF) son un componente fundamental en la generación de estas imágenes, son las encargadas de excitar los espines de los núcleos de una muestra y/o detectar la señal resultante que proviene de ellos. El uso de bobinas de RF superficial se ha incrementado considerablemente, debido a que presentan una elevada relación señal-ruido, parámetro que define la calidad de la imagen. En el presente trabajo se realizó el diseño teórico y la implementación práctica de una bobina de RF superficial circular. El prototipo experimental fue optimizado para ser utilizado en el tomógrafo Giroimag03 construido en el Centro de Biofísica Médica.

Palabras claves: resonancia magnética, bobina de radiofrecuencia

Recibido: 12 de abril del 2014

Aprobado: 26 de septiembre del 2014

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la resonancia magnética de imágenes (RMI) se ha convertido en una herramienta de vital importancia para el diagnóstico médico temprano de diversas enfermedades. Entre las aplicaciones que tiene la RMI se pueden señalar el estudio del sistema cardiovascular, sistema nervioso central, el sistema músculo-esquelético, etc. [1,2]. Esto se debe a la calidad con que se obtienen las imágenes y a la capacidad que tiene este método de ofrecer información anatómica y funcional de órganos y tejidos sin necesidad de afectar su estructura y función.

En un equipo de resonancia magnética, las bobinas de RF son las encargadas de excitar los espines de los núcleos de una muestra y detectar la señal resultante que proviene de ellos, por lo que clasifican en transmisoras y receptoras.

La excitación y detección es realizada mediante el uso de campos magnéticos de RF, por lo que las bobinas de RF actúan como una antena.

Durante el proceso de transmisión de RF, la principal característica de una bobina transmisora es la de producir un campo magnético con alta homogeneidad dentro de una región de interés dada. Para satisfacer esta condición se usan bobinas volumétricas [3] (bobinas de Helmholtz, silla de montar, jaula de pájaro y solenoide), que por su geometría pueden cubrir en su totalidad la muestra. En el proceso de recepción de la señal la principal característica de las bobinas debe ser la alta sensibilidad a la señal producida por la muestra, o sea, debe poseer una alta relación señal-ruido (RSR). En este caso la geometría de la bobina varía de acuerdo con la región de interés, de modo que para el estudio

de estructuras cercanas a la superficie del cuerpo humano, es común utilizar bobinas superficiales [4,5] (cuadradas, rectangulares y circulares) y arreglos de fase. El estudio de la relación señal-ruido [5-7] como parámetro que determina la calidad de la imagen ha sido un aspecto importante en el desarrollo de las bobinas de radiofrecuencia, principalmente para el caso de las bobinas superficiales que por sus características geométricas tienen una relación señal-ruido mayor que las bobinas volumétricas dado que el ruido que reciben proviene de una región de interés más pequeña.

El tamaño de las bobinas de RF se optimiza según la talla del paciente, por lo que un equipo puede contar con bobinas de RF del mismo tipo pero de distintos tamaños para el estudio de una misma región del cuerpo humano, lo que trae como consecuencia que se necesite una considerable suma de dinero. Para evitar esto, una opción más económica sería disponer de la bobina de mayor talla, permitiendo su uso en cualquier tipo de paciente, en este caso la calidad de la imagen en los estudios de personas con menor volumen corporal se deteriora considerablemente.

Para lograr imágenes de buena calidad es necesario construir bobinas de RF con las características adecuadas, es preciso determinar sus propiedades físicas antes de que sean construidas y puestas en funcionamiento. El objetivo de este trabajo es diseñar y evaluar un prototipo de bobina de RF superficial de geometría circular para el estudio de pequeñas estructuras situadas en la cercanía de la superficie del cuerpo humano en campos de 0,14T. Para ello se determinaron los parámetros eléctricos que caracterizan la bobina desde el punto de vista teórico y experimental.

MATERIALES Y MÉTODOS

Principios para el diseño de bobinas de radiofrecuencia

Para obtener imágenes en un equipo de resonancia magnética con buena calidad es necesario tener en cuenta diversas consideraciones prácticas en el diseño de las bobinas de recepción. Esto se hace con el objetivo de maximizar la intensidad de la señal captada por la bobina y disminuir el efecto del ruido asociado a las pérdidas derivadas de los diferentes fenómenos físicos que suceden dentro y fuera de esta.

En muchos casos las antenas de RF se pueden describir mediante el uso de circuitos equivalentes RLC [8] como muestra la figura 1.

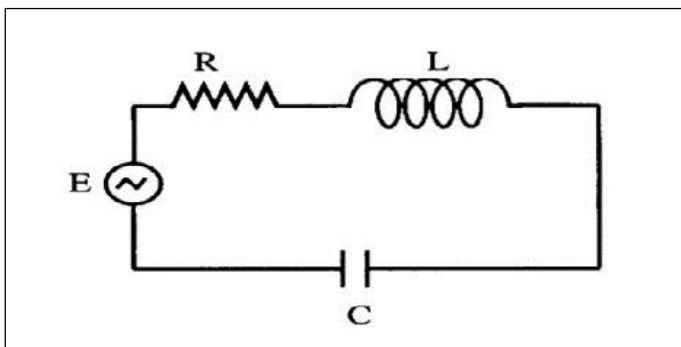


Fig. 1. Circuito equivalente de una bobina de RF

Durante la recepción de la señal, esta se comporta como una fuente de tensión en serie con una inductancia (L) y una resistencia efectiva serie (R_{efe}) [9]. La resistencia efectiva debido a los fenómenos que ocurren dentro de la bobina incluye las pérdidas producto de la conductividad eléctrica del conductor con que se construye, teniendo en consideración el efecto pelicular (R_{sup}), las pérdidas dieléctricas debidas a las capacidades parásitas presentes en la bobina (R_{ele}) y los fenómenos que ocurren en la muestra o las pérdidas inductivas en la muestra (R_{mag}) [10] por lo que finalmente la resistencia equivalente de una bobina de RF puede ser escrita como

$$R_{efe} = R_{sup} + R_{ele} + R_{mag} \quad (1)$$

Pérdidas por conductividad

Las pérdidas por conductividad de la bobina de RF están relacionadas con el movimiento térmico aleatorio de los electrones en el conductor. Al tener lugar el efecto pelicular, el conductor puede ser caracterizado como una resistencia superficial. El efecto pelicular se presenta en conductores por los que circula una corriente de radiofrecuencia ejerciendo un desplazamiento de la corriente hacia las zonas exteriores del conductor.

Para un conductor de sección transversal circular las pérdidas por conductividad están dadas por la expresión [11]:

$$R_{sup} \approx \frac{l}{2\pi r \sigma \Delta^0} \quad (2)$$

Siendo:

l : $2\pi a N$ longitud del conductor para una bobina circular de radio a y número de vueltas N (cm).

r : Radio de la sección transversal (mm).

σ : Conductividad del material (para el cobre $\sigma = 5,80 \cdot 10^7$ S/m).

Δ^0 : $6,60 \cdot 10^2 / f_0$ profundidad de penetración debida al efecto pelicular (m).

f_0 : Frecuencia de resonancia (MHz).

Pérdidas dieléctricas en la muestra

Toda bobina de RF posee una capacidad distribuida asociada a las espiras y que es proporcional a su diámetro, decrece con el incremento del largo de la bobina y es prácticamente independiente de la cantidad de espiras. Las líneas de fuerza eléctrica asociadas con esta capacidad pasan a través de la muestra actuando sobre los portadores de carga, causando un acoplamiento capacitivo entre la bobina de recepción y la muestra, originando una fuente de ruido adicional en la señal. Las pérdidas debidas a este acoplamiento dieléctrico se pueden considerar como una resistencia efectiva que son calculadas por la expresión [7].

$$R_{ele} = \tau \omega_0^3 L^2 C_d \quad (3)$$

Siendo:

$$\omega_0 = 2\pi f_0$$

T : Factor de pérdida (para el cuerpo humano $T \approx 0,1$).

L : Inductancia de la bobina (nH).

C_d : Capacidad distribuida (pF).

Una estimación muy aproximada de esta capacidad es a razón de 2pF por cada centímetro de diámetro[7].

La inductancia de un conductor se define fundamentalmente como la relación entre el flujo magnético alrededor del lazo y la corriente que lo produce [12].

$$L = \frac{\Psi}{I} \quad (4)$$

Para una bobina circular de radio a y sección transversal circular de radio r_w como la que se muestra en la figura 2, el flujo magnético está dado por la expresión [12]:

$$\Psi = \mu_0 I \sqrt{a(a - r_w)} \left[\left(\frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k) \right] \quad (5)$$

Siendo:

μ_0 : Permeabilidad magnética en el vacío ($4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m).

I : Corriente que circula por el conductor (A).

L : Inductancia de la bobina.

C_d : Capacidad distribuida.

$$k^2 = 4a(a - r_w) / (2a - r_w)^2$$

$$K = \int d\theta / \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta} \text{ y } E = \int \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta} d\theta$$

integrales elípticas de primer y segundo orden [13]

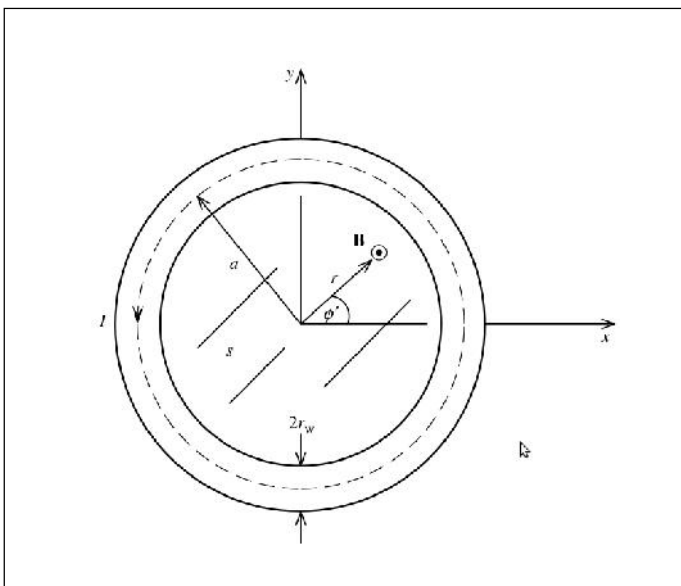


Fig. 2. Bobina superficial circular

Sustituyendo la ecuación (5) en la (4) se tiene que para una bobina de una vuelta

$$L_{una\ vuelta} = \mu_0 \sqrt{a(a - r_w)} \left[\left(\frac{2}{k} - k \right) K(k) - \frac{2}{k} E(k) \right] \quad (6)$$

Si se tienen varios lazos circulares del mismo tamaño, separados entre sí una distancia pequeña y conectados en serie la inductancia [12] estará dada de la siguiente manera:

$$L_{Nvueltas} \propto N^2 L_{una\ vuelta} \quad (7)$$

Pérdidas inductivas

Las pérdidas inductivas están asociadas a la conductividad eléctrica de la muestra. Los tejidos de los organismos vivos poseen distintos tipos de electrólitos disueltos que se comportan como portadores de carga eléctrica [14]. Estos portadores bajo la acción del campo B_1 generado por la bobina de RF producen una corriente eléctrica que circula por los tejidos disipando parte de la potencia en forma de calor.

Las pérdidas inductivas no se pueden evitar, su determinación es esencial para obtener un estimado de su dependencia con respecto a las dimensiones físicas de la muestra y la frecuencia. Algunos autores toman como modelo para el cálculo de la potencia disipada en la muestra, una esfera conductora como se presenta en la figura 3.

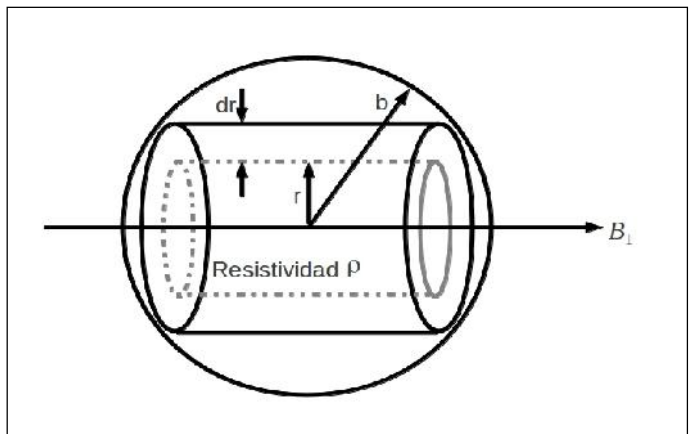


Fig. 3. Modelo para calcular las pérdidas inductivas

La esfera tiene un radio b , en su interior se delimita un cilindro conductor coaxial orientado en la dirección del campo magnético B_1 , de radio interior r y ancho dr . La conductancia está dada por

$$dG = \frac{2(b^2 - r^2)^{1/2} dr}{2 \Pi \rho r} \quad (8)$$

donde ρ es la resistividad específica de la esfera. El potencial eléctrico v inducido alrededor del cilindro debido a la alteración del B_1 está dado por:

$$V = -\Pi r^2 \frac{\partial B_1}{\partial t} = \Pi r^2 \omega_0 B_1 \text{ sen } \omega_0 t \quad (9)$$

El valor cuadrático medio de la tensión inducida en la espira es:

$$V_{rms} = \frac{V_{máx}}{\sqrt{2}} = \frac{\Pi r^2 \omega_0 B_1}{\sqrt{2}} \quad (10)$$

Para obtener la potencia disipada en la esfera es necesario integrar en todo su volumen.

$$W = \int V_{rms}^2 dG = \int \left(\frac{\Pi \omega_0^2 B_1^2}{2\rho} \right) r^3 (b^2 - r^2) dr \quad (11)$$

o bien

$$W = \frac{\Pi \omega_0^2 B_1^2 \cdot b^5}{15 \cdot \rho} \quad (12)$$

La potencia disipada se puede expresar como una resistencia efectiva en serie con la bobina receptora, para un campo B_1 por unidad de corriente. Considerando que la amplitud de la corriente es opuesta al valor rms, $W=Rm/2$ [7], la expresión para las pérdidas por la conductividad de la muestra tiene la siguiente forma:

$$R_{mag} = \frac{2\Pi \cdot \omega_0^2 \cdot b^5 \cdot B_1^2}{15 \cdot \rho} \quad (13)$$

La conductividad de las muestras biológicas depende de varios factores, tales como la temperatura, la composición química de los fluidos, etc. Su valor se puede encontrar entre los 0,5 -1s.m.

El valor absoluto del campo magnético en la superficie de una bobina de geometría circular se obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$B_1 = \sqrt{B_\rho^2 + B_z^2} \quad (14)$$

Donde B y B_z , las componentes del campo magnético en coordenadas cilíndricas están determinadas por las siguientes expresiones:

$$B_\rho = \frac{\mu_0 I N}{2\Pi} \cdot \frac{z}{\rho \sqrt{(a+\rho)^2 + z^2}} \left[-K + \frac{a^2 + \rho^2 + z^2}{(a-\rho^2) + z^2} E \right] \quad (15)$$

Relación señal-ruido

La relación señal-ruido (RSR) [5-7] es un parámetro que indica el desempeño de la bobina de RF y por tanto la calidad de las imágenes obtenidas por ella. En resonancia magnética las bobinas de RF se deben diseñar para recibir señales muy débiles y que al mismo tiempo el ruido generado por la interacción de la misma con la muestra, sea lo más pequeño posible. La relación señal-ruido[30] para una bobina de forma circular se puede calcular empleando la siguiente expresión:

$$RSR = \frac{\omega_0 MVB_z}{\sqrt{4KT_b \Delta f_0 R_{efe}}} \quad (16)$$

Siendo:

V : Volumen del voxel (mm).

K : Constante de Boltzmann ($1,38 \cdot 10^{-23}$ J/K).

T_b : Temperatura de la bobina (K).

f : Ancho de banda (Hz).

La eficiencia de una bobina de RF superficial en comparación con una volumétrica es menor puesto que solo está destinada a realizar estudios en regiones muy cercanas a la superficie del cuerpo humano, no obstante, la resistencia equivalente de la muestra en estas bobinas es notablemente menor, permitiendo de esta forma que se incremente la RSR. En bajos campos la profundidad de penetración del campo magnético generado por la bobina a la cual se garantiza una RSR óptima está dada por [15] $d = a\sqrt{5}$, siendo a el radio de la bobina.

Optimización de la bobina

En los equipos de resonancia magnética es necesario el uso de cables coaxiales para conducir la señal capturada por las bobinas de RF hasta el preamplificador. Para transmitir la energía eléctrica de la bobina de forma más eficiente su impedancia debe ser igual a la línea de transmisión [8]. Estos cables coaxiales por lo general tienen una impedancia de 50 Ω y la R_{efe} de la bobina es usualmente menor, por lo que se está en la imperiosa necesidad de realizar un acoplamiento de impedancia. Por otro lado, es necesario que la bobina esté sintonizada a la frecuencia con que trabaja el equipo de resonancia magnética. La transformación de la impedancia de la bobina a 50 Ω y la sintonía de la bobina a la frecuencia de trabajo del equipo de RMI se logra mediante el uso de capacitores como se muestra en la figura 4, llamados de acoplamiento de impedancia CA y de sintonía CS y cuyos valores pueden ser calculados por las expresiones siguientes [9]:

$$C_S = \frac{Q + \sqrt{\frac{R_{efe}}{R_0} [1+Q^2]} - 1}{\omega_0 R_{efe} [1+Q^2]} \quad (17)$$

$$C_A = \frac{1}{\sqrt{\omega_0^2 R_0 R_{efe} [1+Q^2] - R_0^2}} \quad (18)$$

Siendo:

R_0 : Impedancia de la línea de transmisión.

Q : Factor de calidad de la bobina.

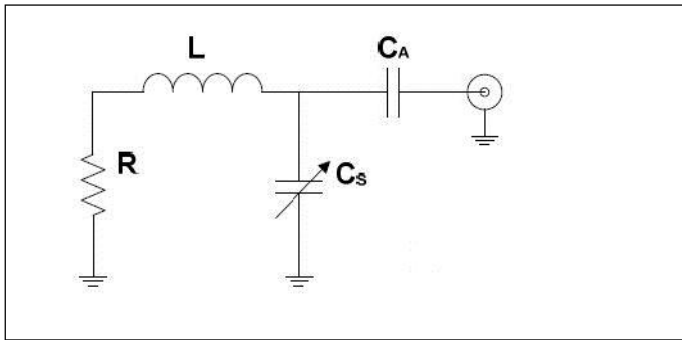


Fig. 4. Bobina de recepción conectada a un circuito de acoplamiento de impedancia

De manera general, un circuito resonante está caracterizado por su factor de calidad Q que se define como la relación entre la reactancia inductiva ($X_L = \omega_0 L = 2\pi f_0 L$) y la resistencia efectiva R_{efe} de la bobina a una frecuencia determinada

$$Q = 2\pi f_0 \frac{L}{R_{efe}} \quad (19)$$

El factor Q indica la calidad de la bobina, un gran factor de calidad significa una gran eficacia de la bobina desde el punto de vista eléctrico. Si el conductor fuera perfecto, la resistencia efectiva sería cero y el factor de calidad infinito.

Otra forma de terminar el factor de calidad es a partir de la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda de la bobina mediante la siguiente expresión:

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} \quad (20)$$

Para eliminar la interacción entre la bobina de transmisión y la de recepción se utilizan circuitos de desacople. Estos circuitos pueden ser pasivos o activos en dependencia de los componentes empleados y son utilizados indistintamente tanto en las bobinas de transmisión como en las de recepción. Un ejemplo clásico para el desacople pasivo se logra mediante la combinación en paralelo de un capacitor con un par de diodos cruzados como se muestra en la figura 5.

Cuando la tensión inducida en la bobina es mayor que la tensión de umbral de los diodos, estos se polarizan haciendo que su resistencia interna sea muy baja. De esta forma prácticamente toda la corriente circula a través de los diodos

lo que provoca una variación de la frecuencia de resonancia de la bobina de recepción por el cortocircuito del capacitor en el momento en que se efectúa la excitación de la muestra.

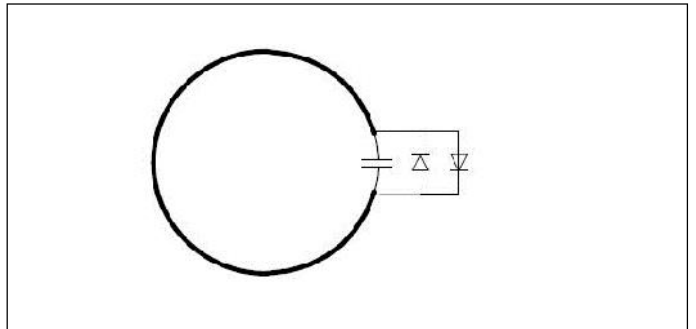


Fig. 5. Desacople pasivo de la bobina de recepción

RESULTADOS

Se diseñó y construyó una bobina de RF superficial circular de 2 vueltas, de radio $a = 5,78$ cm. En la construcción de las bobinas se utilizó alambre de cobre tipo AWG 15, con radio de la sección transversal $r = 1,45$ mm. Los cálculos teóricos se realizaron en Matlab y los valores experimentales de la resistencia y la inductancia se obtuvieron en un Medidor RLC E7-12.

El prototipo experimental propuesto en el presente trabajo se optimizó para ser utilizado en el tomógrafo de IRM Giroimag03 construido en el Centro de Biofísica Médica. El imán del equipo es de la firma Bruker, con las líneas del campo en dirección horizontal y con una intensidad de $0,14$ T la frecuencia de trabajo es $f_0 = 6,018$ MHz y la longitud de onda $\lambda \approx 49,85$ m.

Las condiciones de carga de la bobina se obtuvieron mediante la utilización de un *fantom* homogéneo en forma de cilindro con un diámetro $df = 20$ cm y una altura de $hf = 11$ cm utilizado para simular la cabeza de un ser humano. El *fantom* contiene una disolución de $1,95$ g de sulfato de cobre y $3,6$ g de cloruro de sodio por un litro de agua. La permitividad relativa de la disolución contenida en el *fantom* es de $\epsilon_r = 81$, su permeabilidad magnética es $\mu_r = 0,999991$ y su conductividad de $\sigma_r = 0,5$ S/m permitiendo obtener de esta forma características electromagnéticas similares a las del cuerpo humano.

En la tabla 1 se muestran los valores de los parámetros eléctricos obtenidos mediante los cálculos teóricos y los medidos experimentalmente.

Tabla 1 Parámetros eléctricos determinados de forma teórica y experimental		
Parámetros eléctricos	Valores teóricos	Valores experimentales
L (nH)	1 066,24	1 080,61
R_{efe} (mΩ)	63,16	63,30
Q	638,27	643,57

Es posible observar que no existen diferencias significativas entre los valores teóricos y los experimentales y que para ambos casos el valor del factor de calidad es considerablemente alto.

En la figura 6 se muestra el gráfico de la relación señal-ruido RSR contra la profundidad de penetración z del campo magnético generado por la bobina empleando los valores teóricos. Tal como se esperaba, la RSR es una función que decrece a medida que aumenta la profundidad de penetración del campo magnético.

En la tabla 2 se muestran los valores de los capacitores de acoplamiento de impedancia y sintonía calculados a partir de la resistencia e inductancia experimental.

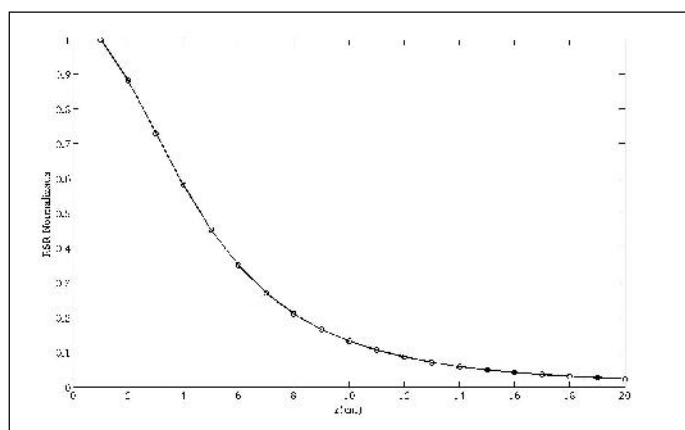


Fig. 6. RSR de una espira circular de radio $a = 5,78$ cm y profundidad de penetración $d \approx 13$ cm

Parámetros eléctricos	Valores
C_A (pF)	22,8
C_S (pF)	621,3

Se utilizó el método de desacople pasivo mediante un par de diodos cruzados en paralelo con el capacitor de sintonía, los diodos empleados fueron tipo 1N4148. En la figura 7 se aprecia una foto del prototipo de bobina de RF construido.

La sintonía y la impedancia de salida de las bobinas, para la frecuencia de trabajo $f = 6,018$ MHz, se ajustaron mediante la carta de Smith obtenida en un analizador de RF Agilent Technologies Fieldfox N9912. Con ayuda de este instrumento se obtuvo el factor de calidad de la bobina a partir de la medición del ancho de banda Δf comprendido entre los puntos de la curva donde el parámetro de dispersión S_{11} era igual a -3 dB.

En la tabla 3 se muestran los valores de los parámetros eléctricos para la bobina cargada con un *fantom* homogéneo y sin carga. En esta tabla se observa que los valores de resistencia efectiva e impedancia para la bobina cargada con el *fantom* son mayores que el de la bobina en vacío, mientras que su factor de calidad es menor.

La figura 8 muestra los ajustes de sintonía para la bobina en vacío y cargada con un *fantom* homogéneo respectivamente. Para la bobina cargada (figura 8 b) se observa una pequeña disminución de la ganancia en comparación con la ganancia de la bobina en vacío (figura 8 a). En ambos casos la frecuencia de resonancia es $f = 6,017$ MHz.

Parámetros eléctricos	Bobina sin carga	Bobina con carga
R_{efe} (m Ω)	279,6	349
Z (m Ω)	49,6	52,3
Q	146,8	11,4

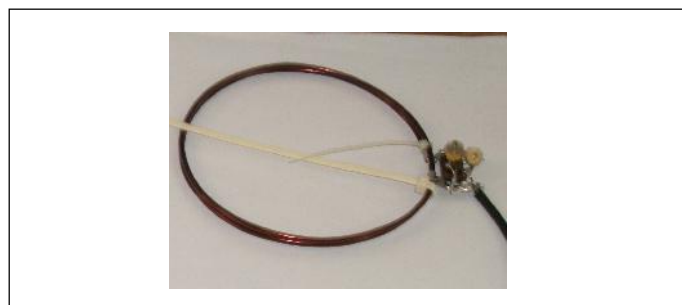


Fig. 7. Prototipo experimental de bobina superficial de 2 vueltas

La figura 9 muestra los ajustes de acoplamiento de impedancia (Z) para la bobina en vacío y cargada con un *fantom* homogéneo utilizando la carta de Smith. En esta se observa que no hay un acoplamiento perfecto de impedancia. Para la bobina en vacío (figura 9 a) Z está por debajo de los 50Ω , mientras que para la bobina cargada (figura 9 b) el valor de la impedancia está por encima de los 50Ω .

En la figura 10 se muestran imágenes en vivo de cabeza obtenidas con el prototipo diseñado. Para obtener las mismas se utilizó una secuencia de exploración basada en una serie tipo espín-eco, con tiempo de repetición $TR = 600$ ms y tiempo de eco $TE = 25$ ms. En estas imágenes es posible apreciar parte de la estructura del cerebro en un corte sagital.

DISCUSIÓN

La diferencia entre los resultados obtenidos, mediante los cálculos teóricos y las mediciones experimentales, pueden estar relacionadas con las reactancias y resistencias introducidas por los terminales utilizados para la medición, no considerados teóricamente y a la idealización de la geometría en el modelo de bobina empleado para la obtención de los resultados teóricos. La relación señal-ruido de una bobina superficial circular es una función que decrece a medida que nos alejamos de la bobina sobre el eje z y así lo demuestra la figura 6.

La diferencia entre los valores de los parámetros eléctricos de la bobina en vacío y cargada se deben a que el *fantom* provoca un aumento de la resistencia efectiva en la bobina y por tanto una disminución significativa del factor de calidad.

Esto se muestra en la figura 8, donde se observa una pequeña variación entre las ganancias de la bobina en vacío y la bobina *fantom* homogéneo.

El ajuste del acoplamiento de impedancia para la bobina en vacío y cargada no se pudo realizar con éxito, como se muestra en las figura 9. Esto se debe principalmente a que los capacitores empleados no son los ideales para la construcción de bobinas de RF.

Todos estos inconvenientes traen como consecuencia que la calidad de las imágenes obtenidas con el prototipo de bobina de RF se vea afectada (figura 10), sin embargo, no quiere decir que el procedimiento empleado para el diseño y construcción del prototipo no sea eficiente. La calidad de la bobina y por ende la calidad de las imágenes obtenidas con este prototipo puedan ser mejoradas sustancialmente si se emplean los componentes electrónicos adecuados.

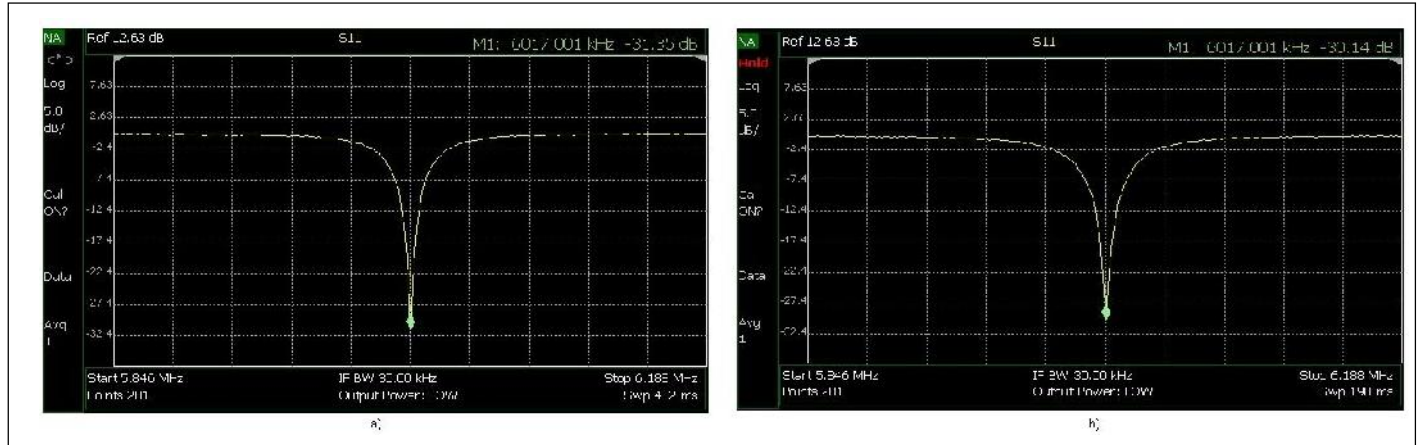


Fig. 8. Ajuste de frecuencia: a) Bobina en vacío; b) Cargada con *fantom* homogéneo

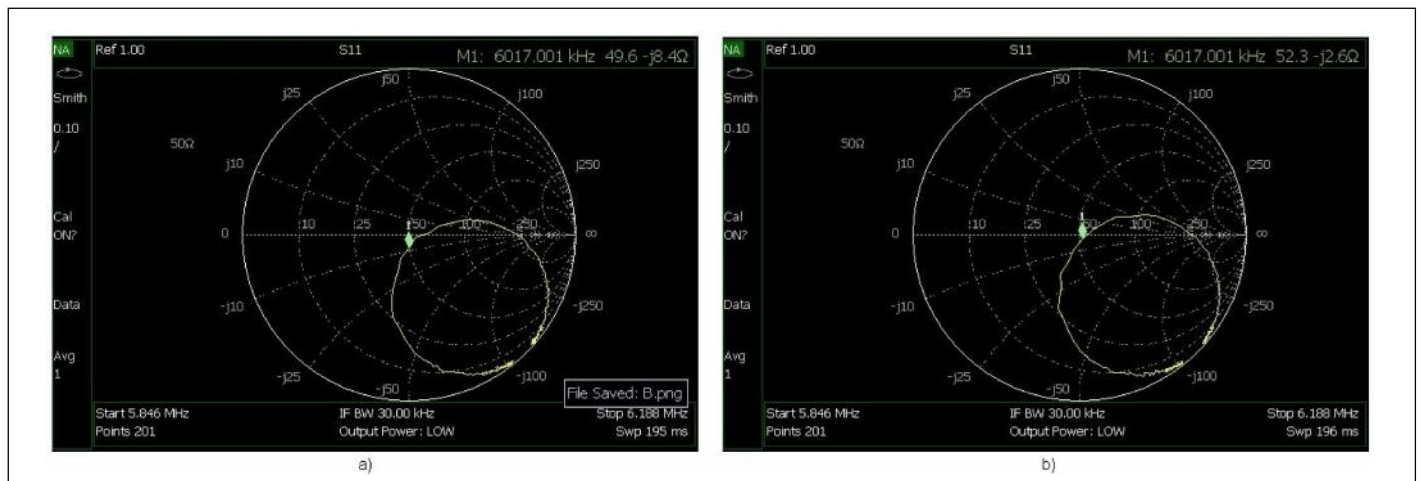


Fig. 9. Carta de Smith: a) Bobina en vacío; b) Bobina cargada con un *fantom* homogéneo



Fig. 10. Imágenes de cabeza en corte sagital

CONCLUSIONES

Se diseñó y construyó un prototipo de bobina de RF superficial para un equipo de resonancia magnética de 0,14 T. Los resultados experimentales obtenidos para la resistencia efectiva y la inductancia de la bobina se corresponden en gran medida con los resultados teóricos obtenidos. Por tanto, los métodos teóricos empleados pueden considerarse válidos para el proceso de diseño, construcción y puesta en marcha de este tipo de bobinas.

El empleo de dos espiras y del circuito de acoplamiento seleccionado permitió utilizar bajas capacidades y por consiguiente se obtuvo un mayor factor de calidad en el entorno resonante al reducir las pérdidas dieléctricas asociadas a los capacitores empleados.

Las imágenes obtenidas con este prototipo son de muy baja calidad lo cual se debe en gran medida a que los componentes electrónicos empleados no son los mejores. A pesar de estos inconvenientes es posible utilizar este prototipo para el estudio del sistema nervioso central en regiones cercanas a la superficie de la cabeza de forma satisfactoria si se emplean los componentes adecuados.

RECONOCIMIENTOS

Los autores desean agradecer a los trabajadores del Centro de Biofísica Médica por haber contribuido con el desarrollo de este trabajo, en especial, a los investigadores Alejandro Bordelois Cayamo, Nibardo López Ríos y Juan Carlos García Naranjo.

REFERENCIAS

- MADAN, Kaila; RAKHI, Kaila.** *Quantum Magnetic Resonance Imaging Diagnostics of Human Brain Disorders*. First edition. Elsevier, 32 Jamestown Road London NW1 7BY, 30 Corporte Drive, Suite 400 Burlington, MA 01803, USA. 2010. ISBN: 978-0-12-384711-9.
- BROBERG, Craig; MEADOWS, Alison; SAHN, David.** "Magnetic resonance imaging images in adult congenital heart disease". *Curr. Probl. Cardiol*, June 2011, vol. 36, núm. 6, pp.228-55. ISSN: 01462806
- PAPOTI, Daniel; VIDOTO, Edson; MARTINS, Mateus; TANNÚS, Alberto.** "Bobinas de RF Transmisoras/Receptoras com desacoplamiento passivo para experimentos de imagens por RMN em pequenos animais". *Revista Brasileira de Física Médica*. 2010, vol. 4, núm. 1, pp:49-51. ISSN 1984 9001. Disponible en Web: http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/RBFMv4n1_p49-51.pdf
- ROEMER, Peter B.; EDELSTEIN, William A.; HAYES, Cecil E.; SOUZA, Steven P.** "The NMR Phased array". *Magnetic Resonance in Medicine*. November 1990, vol. 16, núm. 2, pp:192-225. ISSN: 1522-2594. Disponible en Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.1910160203/pdf>.
- LI, Ye; GUO, Yan; JIANG, Xiaohua.** "Signal-to-noise ratio Improvement by Bi-2223 surface RF coil in 0.3 T MRI System". *Applied Superconductivity*, IEEE Transactions on, June 2010, vol. 20, núm 3, pp. 818-821. ISSN: 1051-8223
- HOULT, D. I.; RICHARDS, R. E.;** "The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment." *Journal of Magnetic Resonance*. 1976, vol. 24, pp.71-85.
- HOULT, D. I.; LAUTERBUR, P. C.;** "The Sensitivity of the Zeugmatographic Experiment Involving Human Samples". *Journal of Magnetic Resonance*. 1979, vol. 34, pp. 425-433.
- KUPERMAN, Vadim.** "Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Applications". 2000, Academic Press, pp. 164-170. A Harcourt Science and Technology Company, 525 B Street, Suite 1900, San Diego, CA 92101-4495, USA. ISBN: 0-12-429150-3.
- MISPELTER, Joel; LUPU Mihaela; BRIQUET, André.** *NMR Probehead for biophysical and biomedical experiments. Theoretical principles & practical guidelines*." 2006, Imperial College Press, 57 Shelton Street Coven Garden London WC2H 9HE. ISBN:13 978-1-86094-637-0.
- GILBERT, Kyle M.; SCHOLL, Timothy J.; CHRONIK, Blaine A.** "RF coil loading measurements between 1 and 50 MHz to guide field-cycled MRI system design". *Concepts in Magnetic Resonance Part B (Magnetic Resonance Engineering)*, May 2008, vol. 33B, núm. 3, pp. 177-191. 1552-504X. Disponible en Web: http://www.researchgate.net/publication/223116759_RF_coil_loading_measurements_between_1_and_50_MHz_to_guide_field-cycled_MRI_system_design
- NIKOLSKY, V.** *Electrodinámica y propagación de ondas de radio*. URSS: Editorial MIR, pp. 236, 1976.
- CLAYTON, Paul.** *Inductance: Loop and partial*. New Jersey: John Wiley and Sons, 2010. ISBN: 978-0-470-46188-4.
- DWIGHT, H.B.** *Tables of Integrals and other Mathematical Data*. 4th edition, Macmillan, 1961.
- FIGUERAS BENÍTEZ, Gorge Enrique.** "Diseño de una bobina de recepción superficial en cuadratura de fases para Imágenes por Resonancia Magnética a 0.14T", Tesis de Maestría, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Centro de Estudio de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba, 2012.
- KUMAR, Ananda; BOTTOMLEY, Paul.** "Optimized quadrature surface coil designs". *MAGMA*, 2008, vol. 21, pp. 41-52.

AUTORES

Beatriz Taimy Ricardo Ferro

Licenciada en Física, Centro de Biofísica Médica (CBM), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

Andrés Ramírez Aguilera

Licenciado en Física, Máster en Ciencias Físicas, Investigador Agregado, Profesor Asistente, Centro de Biofísica Médica (CBM), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

Eloy Daniel Álvarez Guerra

Doctor en Medicina, Doctor en Ciencias Médicas, Investigador Agregado, Profesor Instructor, Centro de Biofísica Médica (CBM), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

Surface Coil for Magnetic Resonance Imaging

Abstract

Currently Magnetic Resonance Imaging (MRI), has become a vital tool for the clinical diagnosis of various diseases, especially in the Nervous Central System and the Musculoskeletal System. Coils (RF) are an essential component in the generation of these images, are responsible for exciting the spins of nuclei in a sample and/or detect the resultant signal coming from them. The use of surface RF coils has increased considerably, because they have a high signal to noise ratio, a parameter that defines the quality of the image. In the present work, there was realized the theoretical design and practical implementation of a circular surface RF coil. The experimental prototype was optimized to be used in the tomograph Giroimag03 built in Medical Biophysics Center.

Key words: magnetic resonance, radiofrequency coils