

Análisis de las relaciones señal-ruido y contraste-ruido en imágenes de resonancia magnética a tres intensidades de campo magnético

M. Noda, E. González, C. Cabal

Centro de Biofísica Médica. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba. Cuba; mnoda@infomed.sld.cu

Recibido el 1/02/2009. Aprobado en versión final el 09/07/2009

Sumario. El análisis cuantitativo de los descriptores de calidad en imágenes de resonancia magnética, así como su información intrínseca, se encuentran afectados por factores físicos e instrumentales. La evaluación de estos factores, mediante la relación señal-ruido, la relación contraste ruido, el contraste entre tejidos y la no uniformidad de la imagen, constituye una herramienta de comparación de las imágenes y sus posibilidades, a bajos y altos campos magnéticos. Para atenuar el efecto de estos factores se aplica una corrección de intensidad del campo de radiofrecuencia. Se estudia el comportamiento de estos descriptores en ocho equipos de imágenes de resonancia magnética a tres intensidades de campo magnético, antes y después de aplicada la corrección de intensidad. La correcta aplicación de la corrección de intensidad mejora el valor de los descriptores, haciendo más comparables sus valores experimentales con el comportamiento teórico. La metodología empleada permite la comparación entre equipos de diferentes intensidades de campo magnético y de diferentes fabricantes.

Abstract. The quantitative analysis of quality descriptors in magnetic resonance images, as well as their intrinsic information, is affected by physical and instrumental factors. The evaluation of these factors by means of the signal-to-noise ratio, the contrast-to-noise ratio, tissue contrast and non-uniformity of the image, constitutes a comparison tool for images and their possibilities, at low and high magnetic fields. To attenuate the effect of these factors, a radiofrequency field intensity correction is applied. The behavior of the aforementioned descriptors is studied in eight magnetic resonance machines at three magnetic field intensities, before and after having applied the intensity correction. The correct application of the intensity correction improves the descriptors' value, making their experimental values more comparable to the theoretical behavior. The methodology used permits the comparison among equipments of different magnetic field intensities and different manufacturers.

Palabras clave. Imágenes de resonancia magnética 87.61.-c, descriptores de calidad 87.56.Ce, campo magnético 76.60.Jx.

1 Introducción

Dadas las posibilidades y potencialidades de la resonancia magnética (RM), el análisis cuantitativo de la información contenida en las imágenes enriquece el diagnóstico y facilita la comparación de resultados obtenidos en condiciones experimentales diferentes: distintos equipos, varias intensidades de campo magnético (B_0), bobinas de

radiofrecuencia (RF) de excitación y recepción con variadas configuraciones, y secuencias de impulsos disímiles.

El desarrollo de estudios multicéntricos con protocolos experimentales similares, realizados en equipos diferentes o a lo largo de periodos de tiempos prolongados adquiere relevancia en la actualidad. Dos recientes proyectos: el primero de Wintermark M. y col., establece

procedimientos estándar para obtener información comparable de las imágenes de difusión y perfusión. El segundo es el proyecto multinacional de Mapeo Cerebral Humano, con una serie de artículos publicados en Neuroimage, Evans A.C. y col. se exponen resultados obtenidos del estudio con imágenes por RM de 500 niños entre 7 días y 17 años de edad, a lo largo de 54 meses en condiciones experimentales y protocolos de imágenes semejantes¹.

Las relaciones señal-ruido (RSR) y contraste ruido (RCR), el Contraste relativo entre dos tejidos A y B cualesquiera (C_{AB}) y la no uniformidad de la imagen (NUI) son de los descriptores de calidad más importantes que permiten caracterizar y comparar las instalaciones de RM^{2,3}. Sus valores son función del B_0 , debido a su dependencia de la magnetización longitudinal en equilibrio (M_0), de las inhomogeneidades de B_0 y RF y de los tiempos de relajación espín-retículo (T_1) y en menor medida espín-espín (T_2)⁴. Existen métodos para su estimación a partir de una imagen de RM²⁻⁵. Se reportan estudios comparativos de la RSR y la RCR a diferentes B_0 ^{6,7}, pero no se encuentran referencias del comportamiento del C_{AB} en función del B_0 .

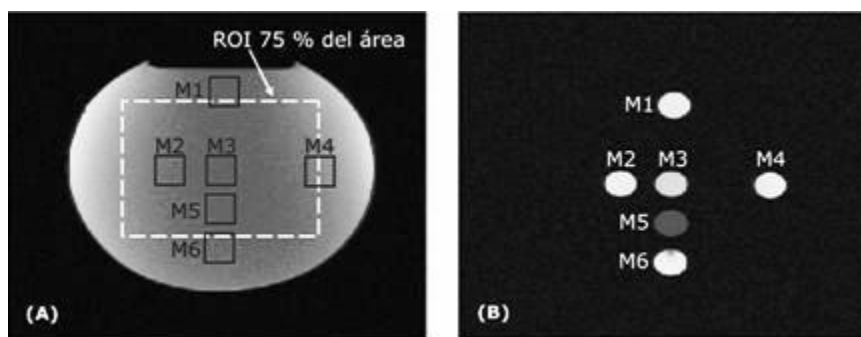
Mc. Robbie y col., a partir de un estudio realizado durante 8 años, demuestran como alguno de los descriptores de calidad de imágenes varía con el tiempo⁸. Existen aspectos que dificultan la comparación experimental de los descriptores a diferentes B_0 , como son el uso de diferentes configuraciones electromagnética y geométrica de bobinas (excitadoras y receptoras), diferencias tecnológicas entre equipos y la dependencia temporal (a corto y largo plazo) de los parámetros técnicos de las máquinas de RM. Por lo que no basta solo con el empleo de proto-

colos y condiciones experimentales similares, ya que tanto los experimentos como los datos obtenidos están afectados por factores físicos e instrumentales. Cuantificarlos, clasificar su naturaleza, eliminarlos o compensarlos es un problema aún no resuelto. La comparación, de estos factores físicos e instrumentales, entre equipos del mismo fabricante, de distintos fabricantes o a diferentes B_0 y configuraciones de bobinas de RF distintas, aporta vías de solución.

Una forma de atenuar el efecto de las imperfecciones producidas por los factores físicos e instrumentales es realizando una corrección de intensidad. Recientemente se reportó el estado del arte de las correcciones de intensidad en base a 60 publicaciones relevantes escogidas por los autores⁹. Se muestra que el 60 % se refieren a estudios realizados con equipos de 1,5 T, muy pocos a campos superiores (13 %) e inferiores (27 %). De los trabajos reportados, solo el 8 % comparan métodos de corrección a más de un B_0 . Siendo insuficientes las comparaciones de más de un método de corrección⁹.

Se presenta un estudio preliminar para evaluar experimentalmente el comportamiento de estos descriptores en 9 equipos de RM: cuatro Panorama de 0.23 T, tres Magnetom C de 0.35 T, un Signa Excite y un Symphony ambos de 1.5 T. Fue empleada una secuencia de pulsos eco de gradiente con pulso spoiled (SPGR). Se simulan S, RSR, RCR y C_{AB} en función del B_0 , empleando ecuaciones reportadas^{4,5} y estimando el T_1 en función del B_0 ⁴. Se compara y analiza además, el comportamiento de los descriptores antes y después de aplicada una corrección de amplitud implementada para este trabajo. El cálculo experimental de los descriptores se realizó empleando el software Calimag^{®2,3}.

Figura 1. (A) Imagen del *phantom* homogéneo (PH-01) con las seis ROI (M1-M6) definidas para las mediciones de los descriptores cuantitativos sobre la imagen. (B) Imagen del *phantom* de tubos (PH-02), la ubicación de los seis tubos coinciden con las ROI marcadas en la figura A. Los tubos 1 y 6 contienen la misma concentración de MnCl₂.



2 Materiales y métodos

Descripción teórica. La estimación de la RSR en una imagen se realiza partiendo de la relación entre el valor medio de la intensidad de la señal (S) en una región de interés (ROI) centrada en la imagen del *phantom* y el ruido (r) tomado en otra ROI en el fondo de la imagen. Es conocido que en ausencia de señal predomina una distribución de Rayleigh, donde $r = \sigma_{FON} / 0.655$ es la varianza en el fondo de la imagen módulo^{2,3}.

La RCR se expresa como, $RCR = |S_A - S_B| / r$, la relación entre la diferencia absoluta de las S tomadas en dos tejidos A y B cualesquiera y el ruido.²⁻⁵ El contraste relativo, $C_{AB} = |S_A - S_B| / S_A$, puede ser expresado como la diferencia absoluta de las intensidades de señal de dos tejidos respecto a un valor de intensidad fijo⁴.

Para analizar las distorsiones de amplitud, se determina la NUI de una ROI, que no incluya los bordes de la imagen. La NUI puede ser expresada como la relación, en por ciento, entre la desviación estándar de S en una

ROI centrada en la imagen y su media luego de aplicado un filtro pasa bajo para disminuir el ruido^{2,3}. Los mapas de recepción son calculados siguiendo la metodología descrita en [2,3].

Con el objetivo de disminuir el efecto de las NUI y acercar el valor de los descriptores al comportamiento teórico antes descrito, se realizan las comparaciones de los descriptores antes y después de realizada la corrección de intensidad. Se utiliza para ello el método prospectivo⁹ con los siguientes pasos:

1- Obtener el umbral de ruido (umb) del histograma de la imagen del *phantom* homogéneo (IM) usando el 15% del máximo.

2- Calcular el valor medio (Med) de los valores que no son ruido y rellenar las localizaciones de ruido con este valor.

3- Suavizar la imagen (IM_smoother) obtenida de la forma antes explicada con un filtro pasa bajo, usando una ventana con la 3/8 parte de las dimensiones de la imagen.

4- Finalmente normalizar con Med y calcular la imagen corregida: $IM_cor = Med(IM/IM_smoother)$.

Tabla I
Resultado de la estimación de la RSR y la NUI (%), en las 6 ROI (M1-M6) del plano central del *phantom* homogéneo PH-01 y en una ROI 75% del área total de la imagen, antes y después de la corrección de intensidad para los tres B_0 .

B_0	0.23 T				0.35 T				1.5 T			
Configuración de la bobina	Montura caballo				Montura caballo combinada				Jaula pájaro			
ROI	Original		Corregida		Original		Corregida		Original		Corregida	
	RSR	NUI	RSR	NUI	RSR	NUI	RSR	NUI	RSR	NUI	RSR	NUI
M1	16.6	4.7	16.8	4.3	46.9	2.2	53.1	2.3	95.4	1.7	90.5	1.0
M2	16.5	4.6	16.8	4.2	49.3	2.3	53.6	2.1	106.5	1.0	91.5	0.8
M3	15.7	4.0	16.7	4.2	47.0	2.2	53.4	2.2	107.3	0.9	91.2	0.8
M4	17.1	4.3	16.8	4.9	54.6	2.5	53.8	1.8	94.3	1.6	91.0	1.1
M5	16.3	4.7	16.6	4.5	48.0	1.9	53.4	1.9	100.3	1.6	91.1	1.1
M6	17.3	4.1	16.9	4.6	50.9	2.0	53.8	1.8	91.6	1.2	90.0	1.0
ROI 75% imagen	16.3	6.2	16.9	4.5	51.9	9.9	53.9	3.3	98.2	6.7	90.8	1.5

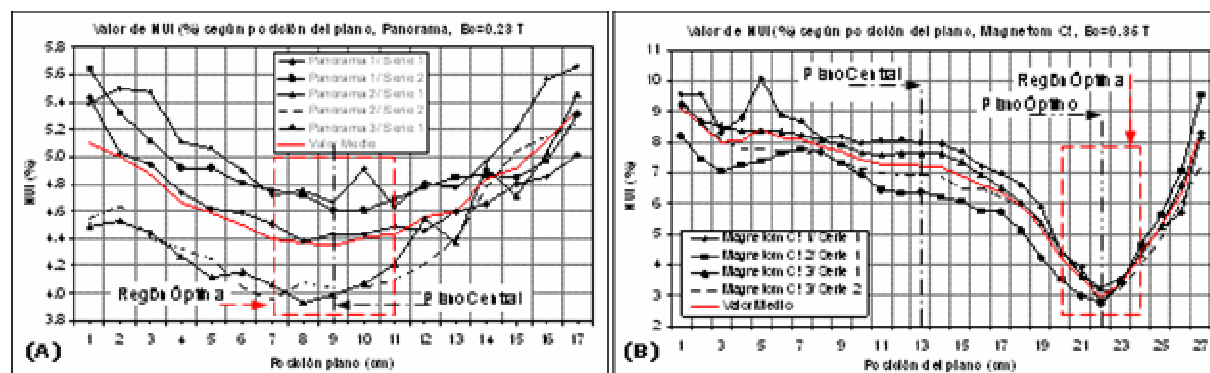


Figura 2. Curvas de los valores de la NUI según la posición del plano, correspondiente al estudio temporal para la orientación axial, obtenidas para tres equipos Panorama 0.23 T (A) y tres equipos Magnetom C! 0.35 T (B). La línea discontinua negra señala el plano central en la bobina y la roja el plano de valores óptimos. El cuadro rojo señala la región donde se obtienen los valores óptimos de RSR y NUI en la bobina receptora en ambos casos.

Descripción experimental. El estudio experimental de los descriptores se realizó empleando 8 equipos de diferentes B_0 . Tres RM Panorama 0.23 T (Philips), tres Magnetom C! 0.35 T (Siemens), un Symphony 1.5 T (Siemens) y un Signa Excite 1.5 T (General Electric). La excitación de RF se realiza con la bobina de cuerpo completo y la recepción de la señal de RM con la bobina

de cráneo de cada equipo. Se empleó una secuencia de pulsos SPGE con tiempo de repetición, $TR=500$ ms, tiempo de eco, $TE=9$ ms, matriz de 256×256 píxeles, FOV de 256×256 mm², espesor del corte de 5 mm, separación entre cortes de 1mm, ancho de banda 120 Hz/píxel, $N_{EXP}=1$. Se usaron diferentes valores de α (15° , 30° , 45° , 60° , 90° y 120°). Cada experimento se

repetió cinco veces en cada equipo.

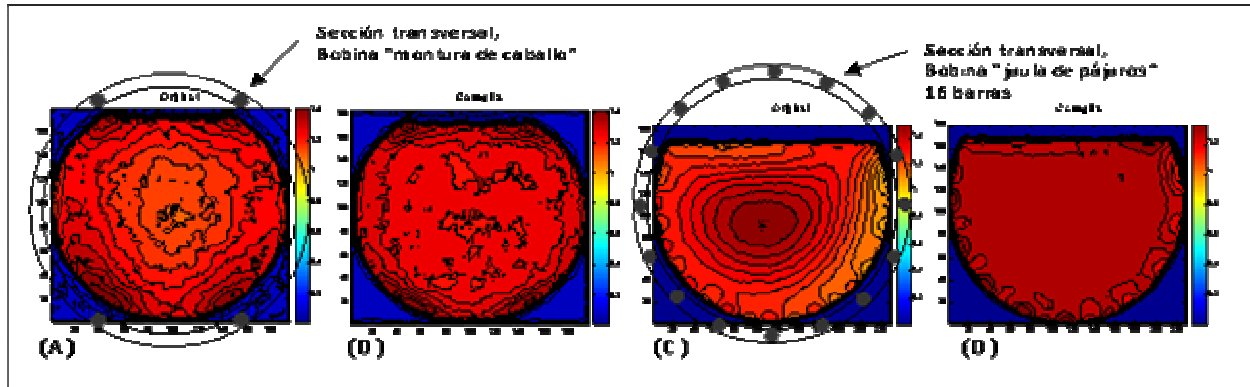


Figura 3. Mapas de contorno que muestran la distribución de NUI en el área de imagen del plano central del *phantom* homogéneo. Mapas de la bobina receptora de cráneo del Panorama 0.23 T, configuración “montura de caballo”, (A) antes de la corrección de intensidad y (B) luego de la corrección de intensidad. Mapas de la bobina receptora de cráneo del Signa Excite 1.5 T, configuración “jaula de pájaro”, (C) antes de la corrección de intensidad y (D) luego de la corrección de intensidad

Tabla II

Resultado de la estimación de C_{AB} y RCR antes y después de la corrección de intensidad en el plano central del *phantom* PH-02 para los tres B_0 .

Combinación de Tubos	0.23 T				0.35 T				1.5 T			
	Original		Corregida		Original		Corregida		Original		Corregida	
	C_{AB}	RCR	C_{AB}	RCR	C_{AB}	RCR	C_{AB}	RCR	C_{AB}	RCR	C_{AB}	RCR
M1-M3	1.5±0.3	51.2	1.4±0.2	49.3	1.2±0.4	47.8	1.3±0.3	54.3	1.2±0.5	241.6	1.3±0.3	239.1
M2-M3	0.4±0.1	7.2	0.5±0.1	6.1	0.7±0.3	27.4	0.8±0.1	32.2	0.7±0.4	151.5	0.6±0.3	132.3
M4-M3	1.0±0.4	32.5	0.8±0.3	29.5	1.3±0.6	49.9	1.0±0.6	43.9	1.3±0.5	274.5	1.6±0.5	291.6
M5-M3	1.1±0.5	25.6	1.1±0.6	25.4	1.1±0.5	43.7	1.3±0.4	46.6	0.8±0.3	240.0	0.8±0.2	231.0
M6-M3	1.5±0.2	50.3	1.3±0.3	45.8	1.3±0.5	51.3	1.2±0.4	52.4	1.1±0.6	232.3	1.4±0.4	249.3
M2-M4	0.8±0.3	25.3	0.7±0.2	23.4	0.6±0.3	22.5	0.6±0.1	11.6	0.4±0.1	123.0	0.5±0.1	159.3

S es medida como el valor medio de la intensidad de los píxel de una ROI sobre el área del *phantom* y r como la desviación estándar de la intensidad de los píxeles de otra ROI tomada en el fondo de la imagen, en la dirección de codificación de frecuencia. El valor de cada descriptor se midió cinco veces, reportándose su valor medio en el plano central. Como las imágenes de RM se representan en intensidades de los píxeles, los valores reportados en las tablas y los gráficos están referidos siempre a unidades relativas (UR) a la intensidad de los píxeles.

Las imágenes para estimar la RSR y la NUI, corresponden a un *phantom* homogéneo (PH-01, Figura 1A), dopado con 1.95 g de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ + 3.6 g de NaCl por litro de H_2O , que garantiza un $T_1 \approx 210$ ms para 1.5 T^{3,10}. El cálculo de la RCR y el C_{AB} , se realiza empleando imágenes de un *phantom* (PH-02, Figura 1B) consistente de 6 tubos de 20 mm de diámetro, dopados con 5 concentraciones diferentes de MnCl_2 cuyos tiempos T_1 oscilan entre 87 ms y 699 ms, medidos en un Relaxómetro Universal Giromag 02[®] de RM¹⁰. El T_1 de estas disoluciones varía poco en este rango de campo magnético³.

En el primer experimento se realiza un estudio temporal e interplanos, durante 37 días en cada equipo, caracterizando la RSR y la NUI en las imágenes del PH-01 a

los tres B_0 , antes y después de aplicada la corrección de intensidad. Analizando por separado la contribución de S y r en los descriptores. Para ello se mide S y la desviación estándar de 6 ROI del *phantom* que coinciden geoméricamente con los tubos del *phantom* PH-02, así como de 7 ROI rectangulares resultado de las combinaciones entre las áreas de interés (M1-M3, M2-M3, M4-M3, M5-M3, M6-M3, M2-M4 y M1-M6), ver Figura 1.

En el segundo experimento se realiza el estudio de RSR, RCR y C_{AB} en el *phantom* PH-02. Se mide S en las 6 ROI que corresponden con los tubos en la imagen del *phantom* y r en el fondo de la imagen, ver la Figura 1B. Se estima la RCR y C_{AB} para las 7 combinaciones, antes y después de la corrección de intensidad.

Se utiliza el Sistema de funciones Calimag[®] para la estimación de los descriptores de calidad^{2,3}. Se empleó un conjunto de funciones desarrolladas en Matlab 7 para la simulación de los descriptores. Se hizo un análisis de varianza simple (ANOVA, $p < 0.05$) para evaluar la significancia entre los valores por orientaciones en cada uno de los descriptores.

3 Resultados y discusión

Del análisis por separado del aporte de S y r en los des-

criptores, se puede plantear que no existen diferencias significativas entre las S de los tres cortes y si se evidencian diferencias significativas entre los r en las tres orientaciones del plano. Es el ruido el responsable de las diferencias en la RSR entre equipos y a diferentes B_0 .

En todos los casos, los mayores valores de RSR, se obtienen para el corte axial (16.3, RM Panorama 0.23 T plano central) seguidos del coronal (13.1) y sagital (12.3), comportamiento similar ocurre para la NUI y la RCR.

El análisis de la Tabla I arroja que no hay variabilidad de los valores de RSR entre las 6 ROI (M1-M6) medidas en la imagen original del *phantom*, ni entre estas y la RSR medida sobre el 75% del área de *phantom*. Al aplicar la corrección de intensidad sobre la imagen original, no se obtiene un incremento significativo para la RSR, ni aparecen diferencias significativas de la RSR entre las diferentes ROI, ver Tabla I.

Para el caso de la NUI no ocurre lo mismo, se hace significativamente superior al aumentar el área de medición, ver Tabla I. Con la corrección de intensidad, el valor de la NUI disminuye. Su efecto es global, se hace menos fuerte sobre pequeñas ROI y se intensifica cuando el área de la ROI se hace mayor, ver Tabla I, lo cual se debe a la disminución de la desviación estándar más que al incremento de la señal al aplicar la corrección.

Al comparar las curvas de NUI entre los diferentes equipos de un mismo modelo, Figura 2, encontramos que para el Panorama la región con los valores óptimos de RSR y NUI, coincide con el centro de la bobina receptora de cráneo, ver Figura 2A. Este comportamiento es característico de las bobinas receptoras tipo “montura de caballo” empleada en este modelo de equipo. Sin embargo, en el Magnetom C, la región óptima no corresponde con el centro de la bobina de cráneo, la misma está desplazada del centro 90 cm hacia la parte posterior, ver Figura 2B. En las bobinas tipo “montura de caballo combinada”, que son empleadas en este modelo de equipo, el fabricante consigue una mayor optimización de la RSR y la NUI en la región anatómica del cerebro.

En el mapa de recepción de la bobina de cráneo del Panorama, se localizan cuatro zonas de intensidad hacia los bordes (superior e inferior) de la imagen, coincidentes con los conductores de la bobina, y una zona menos intensa en el centro de la imagen, ver Figura 3A. En este caso al aplicar la corrección de intensidad se logra que la NUI disminuya de 6.2% a 4.5% para una ROI correspondiente al 75% del área de la imagen, ver Tabla I y Figura 3B.

El mapa de recepción para esta configuración “montura de caballo combinada” muestra un comportamiento similar a la “montura de caballo” con una disminución del valor de NUI de 9.9% a 3.3% en el centro del mapa.

Los valores óptimos de RSR y NUI se logran en el Signa Excite, Tabla I, donde se emplea una bobina receptora tipo “jaula pájaro” de 16 barras, configuración con una alta homogeneidad al encontrarse todas las barras distribuidas en todo el diámetro de la bobina. En el

mapa de contorno obtenido, ver Figura 3C, aparece un reforzamiento de la intensidad en el centro de la imagen que se atenúa hacia los bordes. Al aplicar la corrección la intensidad el reforzamiento del centro del mapa se atenúa, haciéndolo homogéneo de manera global, disminuyendo el valor de la NUI, de 6.7% a 1.5%, ver Tabla I y Figura 3D.

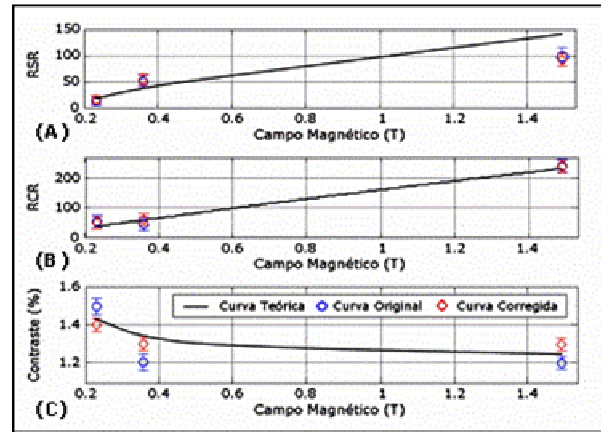


Figura 4. Comparación de las curvas de RSR (A), RCR (B) y Contraste entre dos tejidos AB (C), medidos experimentalmente en el *phantom* PH-02 para 0.23, 0.35 y 1.5 T respectivamente, con la curva teórica. Los valores medios graficados corresponden a la orientación axial, plano central y $\alpha = 90^\circ$. En el caso de la curva C, corresponden a la combinación de tubos M1-M3.

En los diferentes casos analizados, se producen variaciones de la RSR y la NUI para un mismo equipo en diferentes instantes de tiempo, entre equipos de un mismo fabricante y entre equipos de distintos fabricantes. Esta variabilidad de los descriptores, observada en las curvas y mapas, no solo se debe al empleo de diferentes configuraciones electromagnética y geométrica de bobinas receptoras, sino además a las diferencias tecnológicas existentes entre equipos y a la dependencia temporal de los parámetros técnicos en los equipos de RM.

Con el incremento del B_0 , los valores de la RSR y la RCR aumentan, encontrándose que para 1.5 T el valor de la RSR es 5.4 y 1.7 veces mayor que los medidos a 0.23 y 0.35 T respectivamente, ver Tablas I y II, Figuras 4A y 4B. A diferencia de la RSR y la RCR, que aumentan su valor con el B_0 , el comportamiento teórico del C_{AB} en función del B_0 , considerando condiciones experimentales ideales (bobinas de excitación y recepción, con configuraciones y parámetros iguales para los diferentes B_0) disminuye, como se describe en la figura 4C. Si el C_{AB} se expresa como la diferencia absoluta de intensidades respecto a un valor fijo de intensidad, al aumentar el B_0 , se incrementan los valores de M_0 y T_1 de cada tejido, disminuyendo la diferencia absoluta de intensidades y con ello el C_{AB} .

En la práctica, cada equipo de RM utiliza una configuración de bobina de RF diferente, que tanto la excitación como en la recepción, causan un comportamiento

diferente de la intensidad de la señal en todo el volumen del phantom para cada configuración de bobina y e intensidad de B_0 . Lo cual constituye la causa por la cual para todas las combinaciones de tubos (phantom PH-02), los valores del C_{AB} no se ajustan al comportamiento teórico, ver Tabla II. Este constituye un aspecto de importancia a tener en cuenta cuando se realizan comparaciones de los descriptores de calidad entre equipos de diferentes fabricantes e intensidades de B_0 .

Con la corrección de intensidad, los valores experimentales de los descriptores se acercan más a la descripción teórica haciendo más comparables las mediciones, evidenciando los problemas existentes entre equipos del mismo fabricante, de diferentes fabricantes y a diferentes B_0 , y encontrando posibles vías de solución. Tratar los métodos de corrección a varias intensidades de campo B_0 , entre otras ventajas, permite estimar y separar las posibles contribuciones de la inhomogeneidad debido a efectos instrumentales (B_0 , B_{1ext} , B_{1rep} , Δf , etc.) y las que aportan el objeto investigado.

4 Conclusiones

1. La metodología empleada adquiere importancia, al permitir comparar el comportamiento de los descriptores evidenciando los problemas entre equipos del mismo fabricante, de diferentes fabricantes y B_0 . Parte de los problemas se resuelven, se vislumbra el camino de solución y la necesidad de encontrar funciones de transferencia de datos entre equipos haciendo comparables las mediciones y los estudios que se realizan.

2. La adecuada aplicación de la corrección de intensidad mejora el valor de los descriptores, con un efecto global, haciendo que los resultados experimentales se acerquen lo más posible a los teóricos.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Lic. Roberto Caballero y los Ing. Jorge Selema e Ing. Rafael Llopiz, por la ayuda prestada en la adquisición de los datos experimentales.

Referencias

1. A. C. Evans. *NeuroImage* 35, 308 (2007).
2. E. González, V. Domínguez, M. Noda, C. Cabal. *Universidad, Ciencia y Tecnología* 5, 65 (2001).
3. E. González. "Quantitative quality descriptors for magnetic resonance tomography". Doctoral Thesis. Orient University. Santiago of Cuba (2003).
4. E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, R. Venkatesan. in "Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design", edited by A John Wiley & Sons 1999, pp. 331-378.
5. R. E. Hendrick, J. B. Kneeland, D. D. Stark. *Magn Reson Imaging* 5, 117 (1987).
6. N. Saupe, K. P. Prüssmann, R. Luechinger, P. Bösigler, B. Marincek, D. Weishaupt. *Radiology* 234, 256 (2005).
7. V. A. Magnotta, L. Friedman. *J Digit Imaging* 19, 140 (2006).
8. McRobbie DW, Quest RA. *Br J Radiol* 75, 523 (2002).
9. U. Vovk, F. Pernus, B. Likar. *IEEE Trans. Med Imag.* 26, 3 (2007).
10. M. Noda, E. González, A. Vega. *Universidad, Ciencia y Tecnología* 8, 69 (2004).