



# Bases para un sistema de control remoto de la calidad de equipos de imágenes por resonancia magnética

**Evelio R. González Dalmau<sup>1,2</sup>, Carlos Cabal Mirabal<sup>1</sup>, Manuel Noda Guerra<sup>3</sup>**

*1 Centro de Ingeniería Genética y Biotecnología, 2 Departamento de Bioingeniería-CEBIO, Fac. Ing. Eléctrica, ISPJAE, 3 Centro de Biofísica Médica*

## RESUMEN / ABSTRACT

Los sistemas de imágenes médicas convierten características de los tejidos en niveles de grises o colores, usando un método físico y una transformación matemática específicos. En las Imágenes de Resonancia Magnética (IRM) estos niveles tienen una dependencia multiparamétrica, siendo esta una razón de su fuerte presencia en la práctica clínica diaria. Su complejidad tecnológica, altos costos y la importancia que para la vida del paciente tienen éstos estudios, le confieren al Control y Aseguramiento de la Calidad (CAC) implicaciones humanas, tecnológicas, económicas y jurídicas. Existen grupos internacionales dedicados al CAC en IRM y diversidad de criterios para realizar las pruebas de aceptación y control periódico de la calidad. La caracterización se realiza habitualmente, con métodos globales que no permiten un estudio paramétrico cuantitativo detallado. Se desarrolló un novedoso sistema de control basado en descriptores cuantitativos por planos y descriptores cuantitativos temporales. Este sistema está formado por: 1) metodología estándar de adquisición de los datos experimentales, 2) subsistema de funciones y programas desarrollados en MatLab, 3) subsistema de gráficos e informes y 4) el experto. Se utiliza exitosamente en la caracterización y el control periódico de equipos de varios campos magnéticos en Cuba y en Venezuela. Se definieron y establecieron los descriptores cuantitativos para equipos de IRM. La flexibilidad del *software* permite realizar el CAC a cualquier equipo facilitando la estandarización y su uso en estudios multicéntricos. El sistema demostró valor retrospectivo y predictivo. Se sientan las bases para la realización remota de los *test*.

**Palabras claves:** resonancia magnética de imágenes, software, control de calidad.

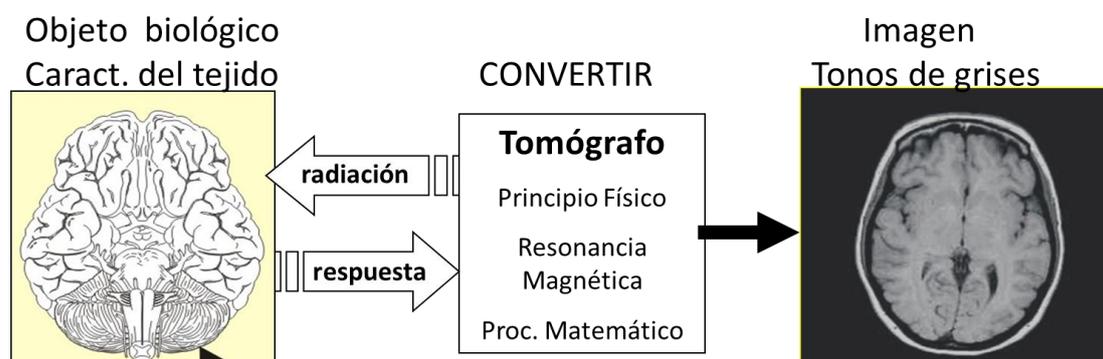
*The medical images systems convert characteristic of the tissues in gray levels or color, using a physical method and a specific mathematical transformation. In Magnetic Resonance Images (MRI) these levels have a multi-parametric dependence, this a reason of their strong presence in the daily clinical practice. This technological complexity, the high costs and the importance that have these study for the patient's life, confer to the Quality Control (QC) human, technological, economic and juridical implications. Several international groups dedicated to the QC in MRI and diversity of approaches to carry out the tests of acceptance and periodic control of the quality exist. The characterization is habitually carried out, with global methods that don't allow a detailed quantitative parametric study. A novel system of quantitative control was developed based on quantitative describers by slices and temporal. This system is formed for: 1) standard methodology of acquisition of the experimental data, 2) subsystem of functions and programs developed in MatLab, 3) subsystem of graphics and reports, and 4) the expert. It is used successfully in the characterization and the periodic control of MRI machines of several magnetic fields in Cuba and in Venezuela. They were defined and established quantitative descriptors for MRI machines. The software flexibility allows carry out the QC to any machine facilitating the standardization and its use in multi-center studies. The retrospective and predictive value of the system was demonstrated. They feel the bases for the remote realization of the test.*

**Key words:** magnetic resonance imaging, software, quality control.

## Base for a remote quality control system for magnetic resonance images machines

## INTRODUCCION

El objetivo de los sistemas de imágenes médicas es convertir alguna característica específica de los tejidos en niveles de grises o colores, usando un método físico y una transformación matemática determinada (Fig. 1). El tipo de radiación, la forma de la respuesta del sistema y el procesamiento matemático determinan la modalidad de la imagen. Entre las modalidades están: tomografía computarizada (TC), ultrasonido (US), tomografía por emisión de positrónica (PET), imágenes de resonancia magnética (IRM), etc.



**Figura 1.** Representación esquemática del objetivo de un sistema de imágenes médicas: convertir alguna característica específica de los tejidos en niveles de grises o colores, usando un método físico y una transformación matemática determinada.

Para la IRM se coloca la muestra biológica en un campo magnético estático y se bombardea con ondas de radio. Se obtiene una señal proporcional a los tiempos de relajación y codificada espacio-frecuencialmente con gradientes de campos magnéticos. La decodificación y recuperación de la posición (x, y) y la intensidad "I" correspondiente se realiza con la transformada de Fourier. Los niveles de grises o "I" dependen de múltiples factores físico-químicos y tecnológicos. Esta dependencia multiparamétrica es una de las ventajas de la IRM que unida a la no invasividad del método físico la hacen indispensable en la práctica clínica diaria. En la actualidad adquieren relevancia los estudios multicéntricos, desarrollados con protocolos experimentales similares, en equipos diferentes o a lo largo de prolongados períodos de tiempo [1,2]. Esto impone exigencias de similitud entre equipos y gran estabilidad temporal de sus parámetros físicos-tecnológicos. Por eso, se hace imprescindible mantener un estricto control sobre estos parámetros. La complejidad tecnológica, los altos costos y la importancia que para la vida del paciente tienen éstos estudios, le confieren al Control y Aseguramiento de la Calidad (CAC) implicaciones, humanas, tecnológicas, económicas y jurídicas.

El CAC involucra o debiera involucrar a especialistas médicos, administrativos de la salud, tecnólogos, físicos, bioingenieros, personal de servicio, comités de acreditación y abogados. Pero en el proceso de CAC surgen, por lo general, criterios divergentes, interpretaciones disímiles y en ocasiones intereses opuestos.

Existen varios grupos internacionales dedicados al CAC, entre las que se destacan: "National Electrical Manufacturers Association" (NEMA) [3,4], la "American Association of Physicists in Medicine" (AAPM) [5] o el "Concerted Action on Tissue Characterization by MRI and MRS" de la Unión Europea

(CATC-UE) y el “American Col. of Radiology” (ACR). Sus propuestas difieren en los supuestos teóricos o en los planteamientos matemáticos para calcular el mismo descriptor de la calidad. Por lo que, las pruebas resultan contradictorias, insuficientes, complejas y sólo caracterizan globalmente el estado de los equipos de IRM y no permiten un estudio paramétrico cuantitativo detallado.

Mientras la IRM se introduce aceleradamente en el mundo y en Cuba, no existe un estándar aceptado para el CAC. Por tanto, es imprescindible que además de diseñar experimentos para separar la contribución de cada una de las partes del equipo y encontrar descriptores cuantitativos para cada parámetro [6-8, 11] se tenga en cuenta la variabilidad al medir los parámetros. Si las mediciones se realizan en un solo lugar, por el mismo *software* y con idéntica metodología de adquisición en cada centro se mejoraría la reproducibilidad del CAC.

Entre las características más importantes de un CAC en este trabajo se defienden las siguientes: auditable, reproducible, uso y diseño de descriptores cuantitativos estándares para separar el aporte de cada subsistema, permitir hacer análisis retrospectivos y predictivos, y debe incluir la posibilidad de hacerse automáticamente y de forma remota.

Este trabajo aporta una solución al problema pues se presenta el diseño e implementación de un *software* para calcular los descriptores automáticamente y guardar los resultados para hacer análisis posteriores. Se presenta el Sistema de control de la calidad para equipos de IRM llamado *CalImag*® el cual introduce el estudio temporal y por planos para los descriptores de la calidad de un equipo empleando el formato adoptado por la mayoría de los productores de equipos médicos generadores de imágenes.

## MATERIALES Y METODOS

### Métodos físicos

La  $I(x,y)$  tiene dependencia multifactorial, entre estos factores o características físico-químicas se destacan: la densidad de espines ( $\rho$ ), los tiempos de relajación ( $T_1$  y  $T_2$ ), el flujo, la difusión ( $D$ ), y el corrimiento químico [9]. En la ecuación 1 se presenta la intensidad del píxel  $I(x,y)$  y su relación con factores físico-químicos del tejido y parámetros del *hardware* del equipo:

$$I(x, y) = C_1 \rho(x, y) B_{1R}^+(x, y) \sin^2 \theta_j(x, y) \frac{\theta_j(x, y)}{2} R_1(T_1, T_2, TE, D) \exp(-TR / T_2^{**}(x, y)) \quad (1)$$

Siendo:

$$\frac{1}{T_2^{**}} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta B_0(x, y)}{2} + \gamma GR_p \quad (2)$$

Los parámetros de *hardware* son: tiempo de repetición (TR), tiempo de eco (TE), las distribuciones de campo de excitación de RF ( $B_{1Ex}$ ) proporcional al  $\theta(x,y)$ , campo de recepción de RF ( $B_{1R}(x,y)$ ), la no homogeneidad del campo magnético principal  $B_0$  ( $\Delta B_0$ ), el gradiente de campo magnético (G) que depende de la posición del plano ( $R_p$ ) y  $C_1$  que es un coeficiente del aporte de diferentes parámetros aleatorios que afectan la señal de RM.

El diseño apropiado de los experimentos permite separar el efecto de cada uno de los elementos de *hardware* presentes en las ecuaciones (1) y (2) lo cual permite saber cuan bien está funcionando un

equipo, comparar equipos diferentes y estudiar la similitud entre ellos. Esto último se ha convertido en una necesidad actual por el gran desarrollo de estudios multicéntricos que involucran equipos de diferentes marcas y modelos.

Para calcular los descriptores se obtienen imágenes de objetos patrones o *phantoms*. Estos tienen dimensiones y características físico-químicas conocidos [6,7].

En trabajos previos [6-8, 11] se analizan, modifican, y adaptan los métodos tradicionales de calcular los descriptores lográndose disminuir los efectos de los artefactos y el tiempo de las pruebas. Se diseñaron y agregaron nuevos descriptores como el del coeficiente de variación temporal [7]. Todo esto tiene que estar acompañado de una metodología que incluye: uso de los *phantoms* según el descriptor, secuencia de impulsos y sus características y procedimiento físico computacional para obtener el valor cuantitativo del descriptor [8].

### **Métodos Computacionales**

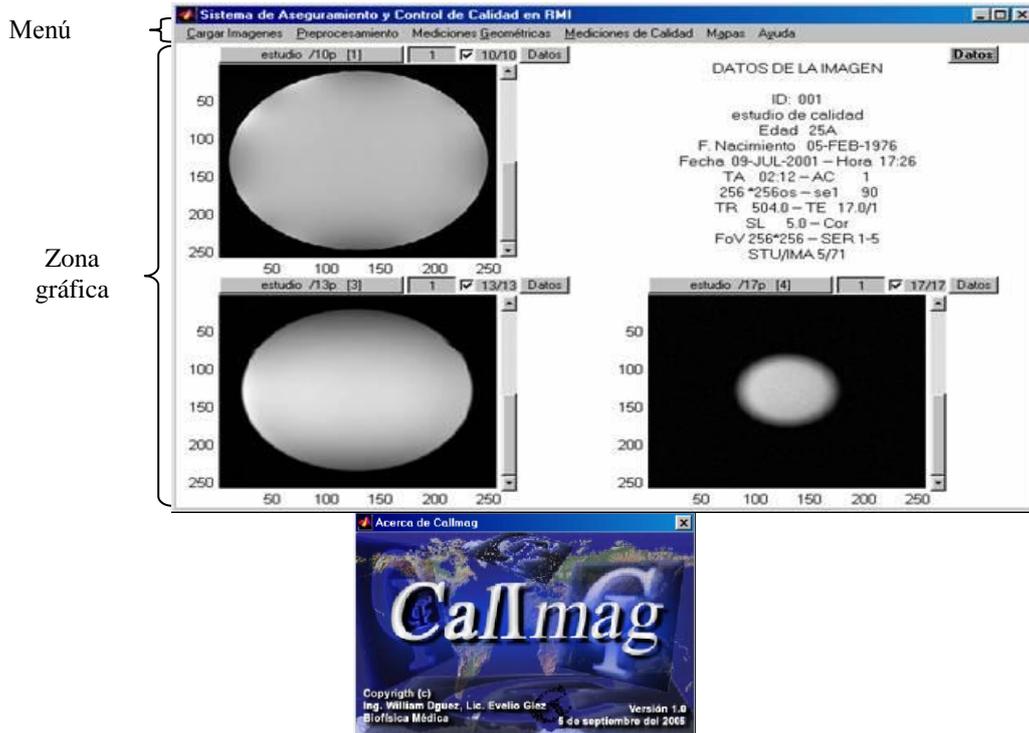
*Callmag*<sup>®</sup> fue desarrollado para ejecutarse sobre Matlab versión 7 o superior, por lo que es necesario instalar previamente este sistema. No importa el sistema operativo que posea la computadora. Se optó por el MatLab por sus 'tollbox', en ellas se encuentran implementadas muchas herramientas que ahorran tiempo de programación y de puesta a punto. También se utilizan herramientas para generar una interfaz de usuario amistosa.

El *software* está conformado por seis módulos. De ellos los más importantes son: el de mediciones de calidad y el de mapas, pues en estos se calculan los descriptores de calidad de las imágenes, o del equipo a través de las mismas. Estos descriptores son: la relación señal ruido, la relación contraste ruido y la no uniformidad integral de las imágenes; además es posible calcular el espesor del plano, la estabilidad del campo magnético  $B_0$  y del ancho de banda del filtro del detector. Con el módulo se pueden calcular los mapas de recepción, excitación y homogeneidad del campo magnético  $B_0$ . El sistema tiene una ayuda que permite conocer los pasos para realizar cualquier acción en el sistema.

Los requerimientos mínimos de *hardware* son: Microcomputadora IBM compatible Pentium o superior, 32 *Mbytes* de memoria RAM, disco duro de 1 *Gbytes* como mínimo, lector de CD, monitor gráfico a color y tarjeta de vídeo compatible SVGA, mouse (ratón). Para la instalación solo se requiere 3 *Mbytes* de memoria libre en disco; aunque debe haber un mayor espacio, para permitir el almacenamiento de los resultados de las pruebas en los ficheros de datos y para la manipulación de las imágenes. Para desinstalar sólo es necesario borrar, el subdirectorio *Callmag*<sup>®</sup>.

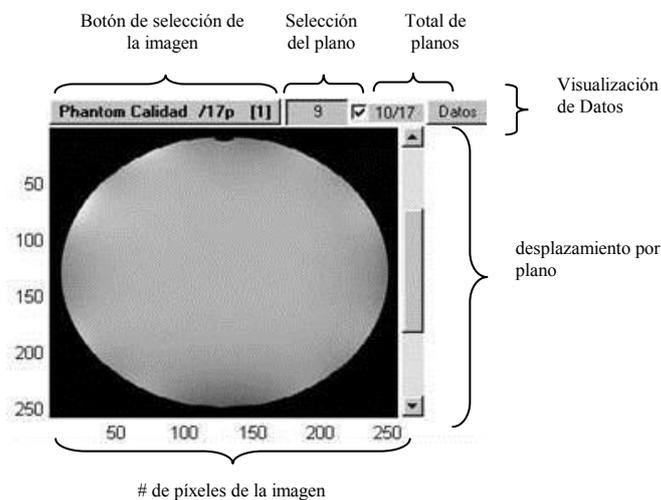
### **RESULTADOS Y DISCUSION**

La interfaz del sistema está constituida por dos partes fundamentales, el menú y la zona gráfica (Fig. 1). En el menú se presentan las acciones que se realizan en este sistema, desde cargar las imágenes hasta la visualización de la ayuda, pasando por el pre-procesamiento, las mediciones geométricas, las mediciones de calidad y el cálculo de mapas. En la zona gráfica se presentan las imágenes y sus características.



**Figura 2.** Partes fundamentales de la interfaz de usuario Sistema Callmag® y el logo de su marca registrada.

La zona gráfica se divide en 4 cuadrículas, en cada una de las cuales se puede visualizar una imagen o serie de imágenes (Fig. 2). Cada cuadrícula tiene herramientas que facilitan la manipulación de la imagen (Fig. 3).



**Figura 3.** Herramientas de la cuadrícula de imagen, estas permiten moverse dentro de la serie cargada, visualizar los datos con que se registró la serie y activar el estudio.

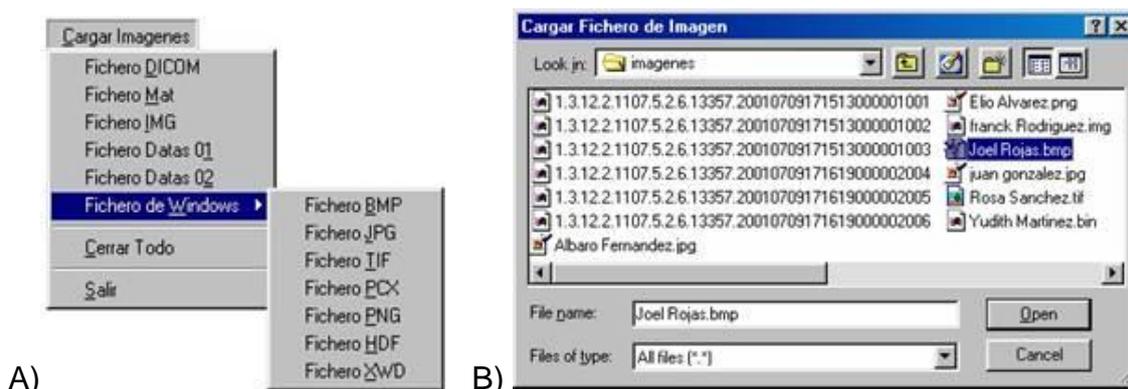
El módulo de Cargar Imágenes carga imágenes de distintos formatos: “Digital Imaging and Communication in Medicine” (DICOM) [9], fichero .mat (fichero de workspace de MatLab), fichero .img (fichero nativo de imágenes de los equipos Giroimag), fichero datas 01 (fichero nativo raw data del equipo Giroimag 01), fichero datas 02 (fichero nativo raw data del equipo Giroimag 02) y los ficheros

estándar BMP, JPG, TIF, PCX, PNG, HDF, XWD. Este módulo se presenta como se muestra en la figura 4.

El formato DICOM es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, pensado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas. Incluye la definición de un formato de fichero y de un protocolo de comunicación de red. El protocolo de comunicación es un protocolo de aplicación que usa TCP/IP para la comunicación entre sistemas. Los ficheros DICOM pueden intercambiarse entre dos entidades que tengan capacidad de recibir imágenes y datos de pacientes en formato DICOM.

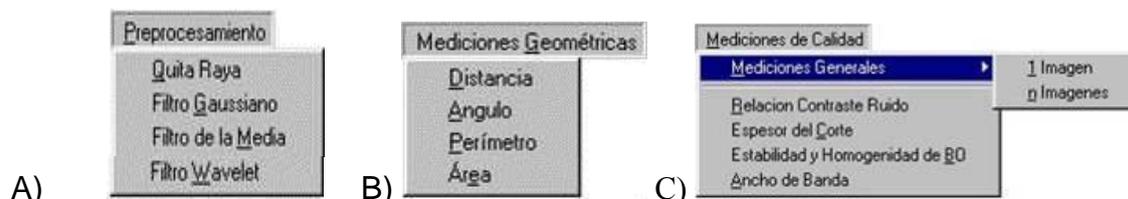
DICOM permite la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras y *hardware* de red de múltiples proveedores dentro de un sistema de almacenamiento y comunicación de imágenes. Las diferentes máquinas, servidores y estaciones de trabajo tienen una declaración de conformidad DICOM (*conformance statements*) que establece claramente las clases DICOM que soportan. DICOM ha sido adoptado ampliamente por hospitales y está haciendo incursión en pequeñas aplicación de oficinas de dentistas y de médicos.

En el caso particular de las imágenes DICOM se diseñó de forma tal que se puedan cargar imágenes independientes, una serie o un estudio completo. Por estas razones la compatibilidad con este estándar es una garantía para el manejo remoto del sistema de control de la calidad.



**Figura 4.** La opción Cargar Imágenes. A) Menú que se despliega con todos los formatos disponibles. B) Al seleccionar el formato se despliega una ventana para escoger la imagen o la serie de imágenes si es DICOM.

Se proporcionan además una serie de filtros para realizar pre-procesamiento a las imágenes. Están activos cinco tipos de filtros en el dominio del espacio y de las frecuencias espaciales (Fig. 5A).



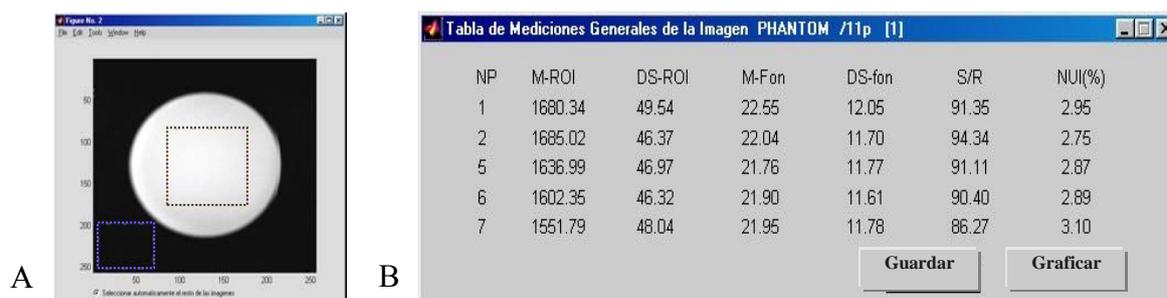
**Figura 5.** A) Menú preprocesamiento. Filtros disponibles para el usuario (es indistinto si son realizados en el dominio del espacio o de las frecuencias espaciales). B) Menú de mediciones geométricas. C) Módulo de Mediciones de calidad, donde están las pruebas de Relación Señal Ruido y No Uniformidad para una o varias imágenes.

El primero es el filtro *zipper*, el cual reduce de manera semi-automática los artefactos de efecto “zipper”. El resto de los filtros de este módulo: el *filtro gaussiano*, el *filtro de la media* y un *filtro wavelet*; se

aplican automáticamente después de haber hecho la elección de la imagen y del filtro a aplicar; terminado el filtrado la imagen original es remplazada por la resultante. Las mediciones geométricas son imprescindibles en situaciones de control de la calidad de tecnologías generadoras de imágenes médicas. Estas se invocan a través de la opción con ese nombre (Fig. 5B) y son las usuales: distancia, ángulo, perímetro y área. El resultado de la medición es en milímetro si se utilizan imágenes DICOM el factor de pixel por distancia se toma del “header” de este fichero. De lo contrario se realiza una calibración de manual.

*Callmag*<sup>®</sup> realiza pruebas de calidad con procedimientos diseñados principalmente para caracterizar imágenes de resonancia magnética y a través de éstas a los equipos. No obstante con los sub-módulos de mediciones generales y de relación contraste ruido es posible caracterizar cualquier imagen, sobre todo si se utilizan en la comparación de resultados de algún procesamiento realizado a estas. Las tres opciones o sub-módulos restantes están diseñados sólo para imágenes de resonancia magnética donde es posible caracterizar ya no las imágenes sino el equipo y/o las series implementadas en él (Fig. 5C).

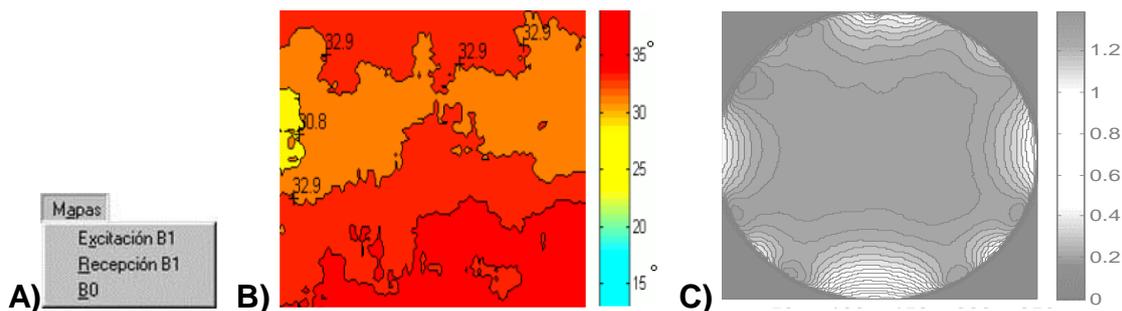
Las mediciones generales se dividen en dos módulos, el primero realiza los cálculos con una sola serie y el segundo utiliza al menos 2 series de imágenes. En ambos módulos se calcula la media de una región de interés (ROI) de la zona de señal de la imagen (ecuación 1), la desviación estándar de la misma, la media de una ROI del fondo de la misma imagen y la desviación estándar de esta ROI. Con estos datos se obtiene la relación señal ruido (RSR) y la no uniformidad de la imagen (NUI) de la forma descrita en [7]. Los resultados se muestran en una tabla (Fig. 6B). El sistema brinda la posibilidad de guardar los resultados en un fichero texto para ser utilizados mas tarde para los estudios temporales, predictivos y retrospectivos. Opcionalmente se pueden graficar los resultados según el plano para visualizar el estado de funcionamiento del equipo.



**Figura 6.** Mediciones generales de una sola imagen. A) Marcaje de las ROIs. B) Tabla de resultados donde están las opciones de ‘Guardar’ y ‘Graficar’.

Para el cálculo de la relación contraste ruido se selecciona una serie de imágenes. Este procedimiento es por plano y puede ser realizado automáticamente para todos los planos si se selecciona esa opción.

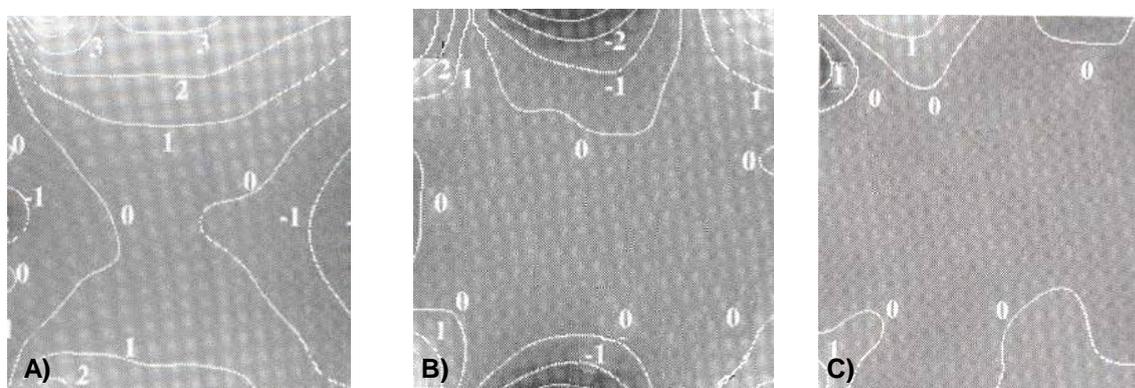
*Callmag*<sup>®</sup> permite calcular los mapas de recepción ( $B_{IR}^+(x,y)$ ), de excitación que es proporcional a ( $\theta_{ij}(x,y)$ ) [6] y de inhomogeneidades de  $B_0$  ( $\Delta B_0(x,y)$ ) (Fig. 7). Los datos para estos cálculos tienen que ser los descritos en la Metodología para la medición de los parámetros cuantitativos [8], de lo contrario los resultados no son válidos.



**Figura 7.** Módulo de Cálculo de Mapas. **B)** Resultado final del mapa de excitación es proporcional al ángulo de giro del sistema de espines. El ángulo esperado era de  $30^\circ$ , los valores obtenidos fueron de  $31.2^\circ \pm 2.2^\circ$  lo cual está dentro de lo esperado. **C)** Mapa de la bobina receptora. Se observan ocho barras conductoras de la bobina de recepción de cráneo de un equipo Symphony (1.5 T). Solo disponible para IRM adquiridas con el protocolo [8].

El mapa de excitación  $B_{1EX}$  (ec. 1) se calcula determinando los ángulos de giro del sistema de espines. Para esto se obtienen dos imágenes de un *phantom* homogéneo, una con un ángulo de giro de  $30^\circ$  o menor, y otra con un ángulo igual al doble del primero (por ejemplo  $30^\circ$  y  $60^\circ$ ). En la figura 7B se observa Mapa de  $B_{1EX}$  de excitación de un plano axial central de un equipo de 0.5 T. La media del ángulo es de  $31.2^\circ \pm 2.2^\circ$  en la región de interés seleccionada de  $15 \times 15$  cm. En la medición del mapa de recepción  $B_{1R}^+(x,y)$  se usa una imagen de un *phantom* homogéneo y una vez escogida esta opción del menú, se visualiza la imagen, se marca la ROI en la zona de señal de la imagen representativa del objeto y se obtiene el mapa (Fig. 7C). Es adecuado aclarar que la obtención adecuada de los mapas solo es posible si se dispone de IRM adquiridas con el protocolo propuesto en [8].

En la figura 8 se muestran los mapas de  $\Delta B_0(x,y)$  de la ecuación 1, en ppm, obtenidos en un equipo de 1.5 T usando un *phantom* diseñado especialmente para calcular este descriptor.

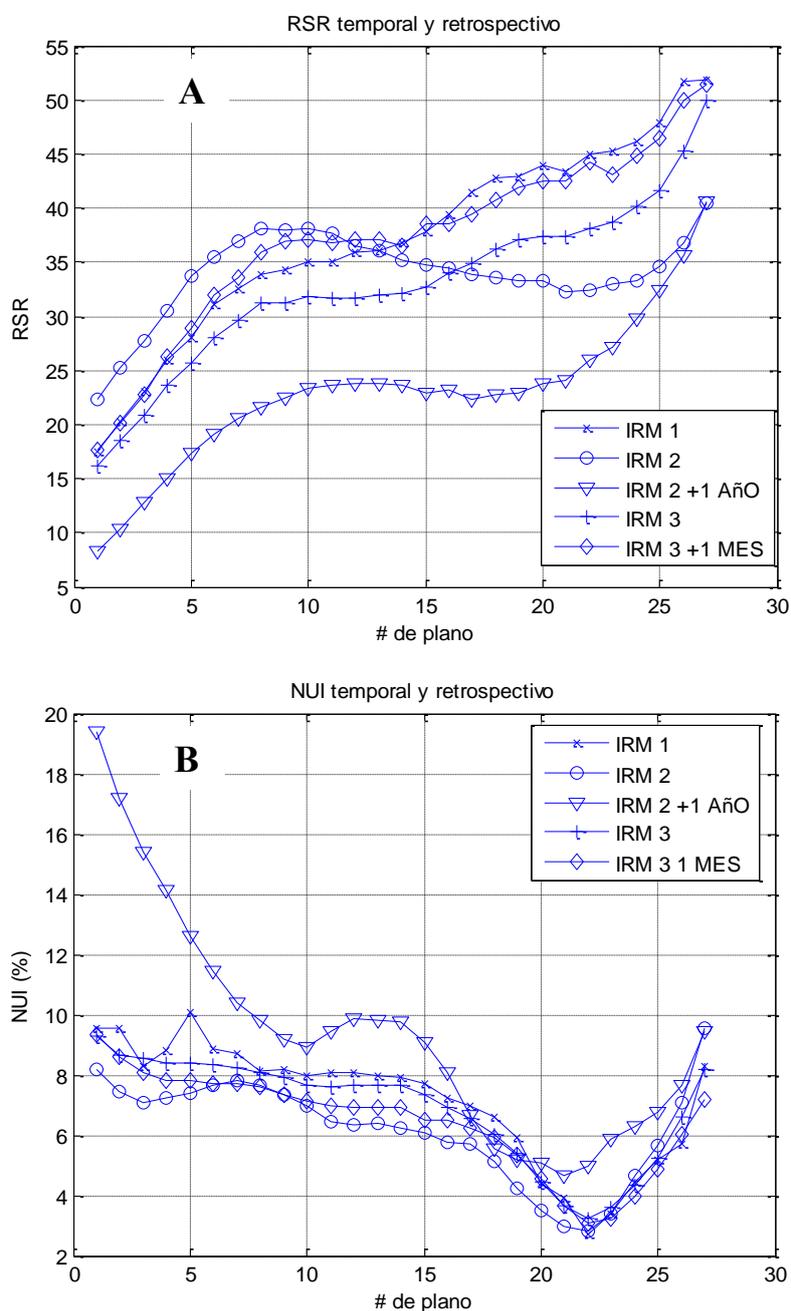


**Figura 8.** Mapas de isolíneas una ROI de  $25 \times 25$  cm obtenidos en equipo de 1.5 T . A) Inhomogeneidad de  $B_0$ . B) Distorsión introducida por gradiente X. C) Distorsión introducida por el gradiente de Y. Todas los mapas están expresadas en partes por millón (ppm).

La flexibilidad del *software* permite realizar el CAC a cualquier equipo facilitando la estandarización y su uso en estudios multicéntricos. Se introduce exitosamente una función que permite además la realización de estudios por plano.

Con los datos adquiridos y salvados en las tablas (Fig. 6B) se realizan los análisis temporales y la comparación entre equipos. Además se realizan los informes de pruebas de aceptación y los controles periódicos de calidad. En la figura 9 se muestran resultados finales del procesamiento de la información obtenida por el sistema realizados y analizados por el experto. En los casos mostrados se observa la RSR

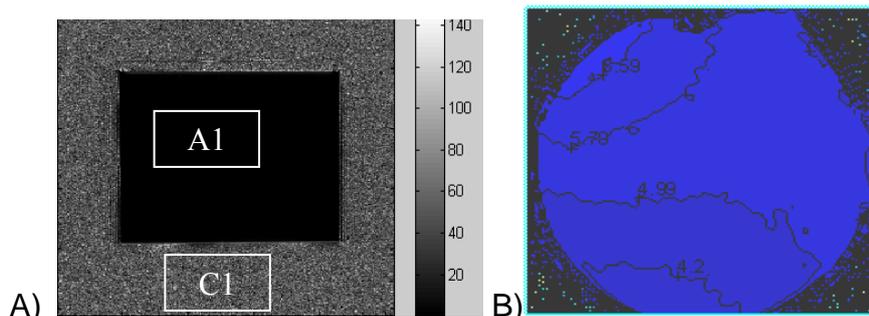
en un año puede variar en hasta 30% por causa atribuibles a necesidad de nuevas calibraciones y ajustes. Lo mismo ocurre con los valores de NUI. Esto demuestra la importancia y la necesidad de mantener el CAC periódico de estos costosos sistemas, sobre todo si se planifican estudios longitudinales para el estudio de eficacia de tratamientos [1,2].



**Figura 9.** Resultados del Sistema: valor de la RSR y NUI de tres equipos de RM a 0.35 T. (A) Análisis temporal de la RSR. Se observa las desviaciones temporales intraequipo y las diferencias entre equipos. (B) Análisis de la NUI. La mejor NUI está en los planos del 20-25, desplazada hacia la parte posterior. Esta diferencia está dada por la configuración de las bobinas.

Para finalizar con los descriptores y supliendo la falta de uno que realice un análisis temporal se introduce el descriptor  $CVt(x,y)$ . Este se define como la razón entre la desviación estándar de una serie temporal de imágenes y su media expresada en por ciento [7]. Para su análisis el mapa  $Cvt$  se divide en tres zonas (Fig.

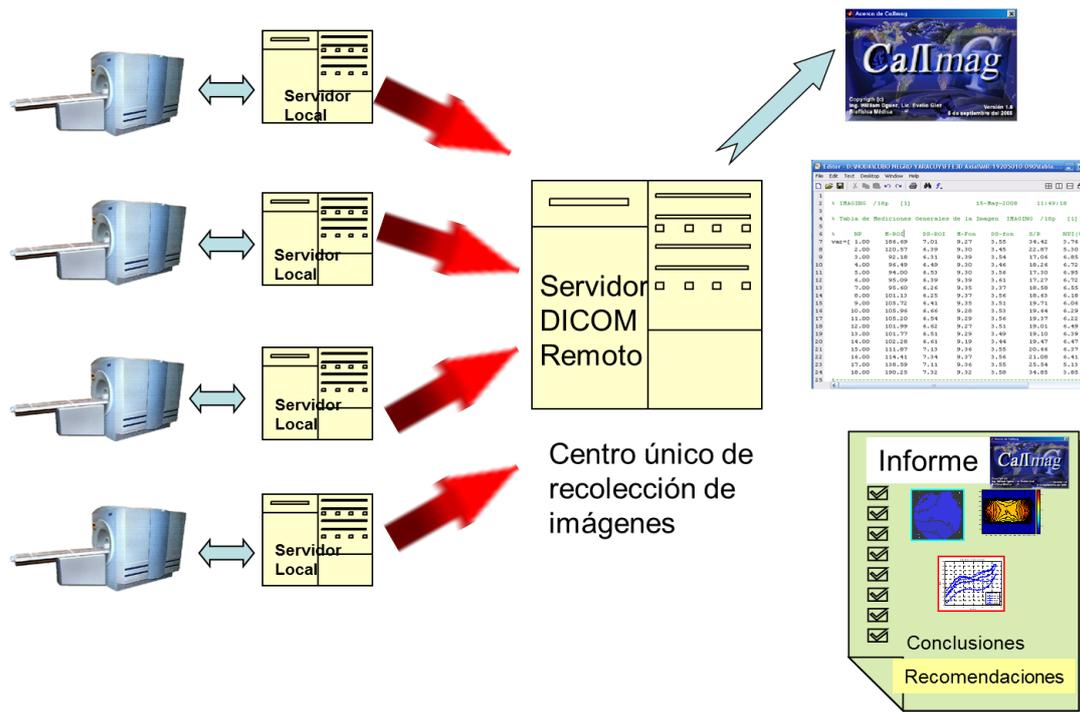
10A): la del fondo (ZONA C1), correspondiente al ruido; la que corresponde a los bordes del objeto y que depende de  $B_0$ ; y la del centro a la excitación (ZONA A1). Según la zona que varíe será el subsistema que presente la inestabilidad temporal en una ventana de tiempo en el orden de minutos u horas. La figura 10 B se muestra un ejemplo de inestabilidad temporal en el sistema de excitación en un equipo de 1.5 T. En este caso las variaciones fueron de más de 6% en 15 minutos, esto es inadmisibles teniendo en cuenta que el tiempo de obtención de una imagen de cráneo dura aproximadamente ese tiempo. Estas variaciones indican inestabilidad en el sistema de excitación del equipo.



**Figura 10.** Mapa de  $Cv(x,y)$  de un equipo de 1.5T con inestabilidad temporal, en 15 min, en el sistema de excitación. Se observan variaciones de hasta un 6%. Estas variaciones presuponen problemas en el transmisor de RF del equipo.

La reproducibilidad, precisión de los métodos y de los programas se comprobó con la realización de 15 mediciones por parámetro sobre la misma imagen, obteniéndose errores relativos por debajo del 2%. Además se sometió a control y verificación por la Oficina Nacional de Metrología y recibió el certificado de apto.

La estandarización conseguida con el sistema facilita la realización remota de las pruebas y permite que las tablas (Fig. 6B) viajen a un centro único para realizar los análisis comparativos entre equipos e intraequipos. No obstante el estado actual de las redes en Cuba y la no existencia de una red nacional de imágenes eficiente limita el uso remoto pleno del sistema.



**Figura 11.** Representación del esquema de recolección remota de datos para el CAC usando *Callmag*®.

Los análisis retrospectivos de las tablas permiten determinar que valor o valores de los descriptores se alejaron de lo usual y cual parte del equipo falló. Por tanto, cuando estas variaciones se produzcan es posible predecir que subsistema fallará. Con esto se tomarán las medidas correctivas o preventivas necesarias para evitar la salida del equipo por mucho tiempo. Otra bondad del *Callmag*® es puede utilizarse como paquete o como programas independientes que son usados a criterio del experto en la realización de las pruebas.

Aplicaciones del control de calidad de los equipos de RM, como la presentada aquí, siguen tomando fuerza en estudios comparativos [12] en los que se necesita escoger la mejor secuencia de pulsos o determinar que es señal útil y que es ruido. También el estudio del efecto del entorno geomagnético en la calidad de las imágenes es un tema en el que se aplican el CAC [13].

Dentro de las aplicaciones que ha tenido el Sistema están la caracterización de varios equipos de RM en Cuba y Venezuela. El costo de desarrollo del sistema es bajo, solo se necesitan los *phantoms* y una PC de procesamiento. El precio de estos servicios es elevado, por ejemplo, la MagNET adjunta a la Unión Europea, cobra por el CAC a IRM alrededor de 50 000 USD. La marca *Callmag*® (Resolución: No. 938/2002) y la metodología están registradas (Registro: 010450-10450

### CONCLUSIONES

- Con el *Callmag*® se consiguió definir, unificar y establecer un estándar para el uso de descriptores de calidad de imágenes de RM.
- La flexibilidad del *software* permite realizar el CAC a cualquier equipo de IRM.
- Utilizando las facilidades del *Callmag*® se pueden realizar análisis remotos, temporales, retrospectivos y predictivos.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo reconocen la ayuda brindada por el Centro de Investigaciones Médico Quirúrgicas donde está instalado el equipo. Al Centro de Neurociencias de Cuba por el soporte computacional y al Centro de Biofísica Médica productor de los primeros equipos de IRM de Cuba y América Latina.

## REFERENCIAS

1. WINTERMARK M, ALBERS GW, et al. "Acute stroke imaging research roadmap", *Stroke*. 2008, vol. 39, p. 1621-1628.
2. EVANS AC, ALMLI CR, et. al. "The NIH MRI study of normal brain development (Objective-2): newborns, infants, toddlers, and preschoolers", *NeuroImage*. 2007, vol. 35, p. 308-325.
3. National Electric Manufacturers Association, "Determination of signal – to – noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance images", NEMA MS 1-1988, 1988.
4. National Electrical Manufacturers Association, "Determination of image uniformity in diagnostic resonance images", NEMA MS3-1989, 1989.
5. OCH JG, CLARKE GD, et al. "Acceptance Testing of Magnetic Resonance Imaging Systems Report of Magnetic Resonance Imaging Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group n-6." *Med. Phys.* 1992, vol. 19, p. 217-229.
6. GONZÁLEZ E, DOMÍNGUEZ V, et al. "Cuantificación de descriptores de la calidad de tomógrafos por resonancia magnética a bajos campos". *Universidad, Ciencia y Tecnología*. 2001, vol. 5, p. 65-72.
7. GONZÁLEZ E. Descriptores cuantitativos de calidad para Tomógrafos por Resonancia Magnética. <http://eduniv.mes.edu.cu/07-Tesis/Universidad-Oriente/Centro-Biofisica-Medica/Doctorados/1139698D-2003-Evelio.zip>. (2006).
8. "Manual de los Centros Médicos de Alta Tecnología", Publicación MINSAP, La Habana, Cuba, p. 140-159, 2006.
9. BERNSTEIN M, KING K, et al. *Handbook of mri pulse sequence*. Elsevier Academic Press. USA. 2004.
10. <http://www.hl7.org/Special/committees/imagemgt/overview.cfm>
11. RAJAN J, POOT D, et. al. "Noise measurement from magnitude MRI using local estimates of variance and skewness". *Phys. Med. Biol.* 2010, vol 55, p.N441–N449.
12. SEO Y, WANG ZJ, et. al. "Minimum SNR and acquisition for bias-free estimation of fractional anisotropy in diffusion tensor imaging - a comparison of two analytical techniques and field strengths." *Magn Reson Imaging*. 2012, vol 30, p.1123-33.
13. WACHOWICZ K, TADIC T, et al. "Geometric distortion and shimming considerations in a rotating MR-linac design due to the influence of low-level external magnetic fields". *Med Phys*. 2012, 39, p. 2659-68.

## **AUTORES**

**Evelio Rafael González Dalmau**, Lic. Física, Dr. Ciencias Técnicas, Centro de Ingeniería Genética y Biotecnología, La Habana, Cuba. Departamento de Bioingeniería-CEBIO, Fac. Ing Eléctrica, ISPJAE, Email: evelio.gonzalez@infomed.sld.cu.

**Carlos Cabal Mirabal**, Ing. Física, Dr. Ciencias Físicas-Matemáticas, Centro de Ingeniería Genética y Biotecnología, La Habana, Cuba. Email: carlos.cabal@infomed.sld.cu.

**Manuel E Noda Guerra**, Lic. Física, Centro de Biofísica Médica, Santiago de Cuba, Cuba. Email: mnoda.@infomed.sld.cu.