

**“Control de calidad automático
para los sistemas de Resonancia
Magnética mediante el uso del
Fantoma de Fluke 76-903”**

Francisco Javier Rodríguez

Tutores:

Cristina Santa Marta Pastrana

David Macías Verde (H. U. Dr. Negrín)

Febrero 2019

CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS	iii
LISTA DE ABREVIATURAS	v
RESUMEN	vi
ABSTRACT	vi
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN	1
Capítulo 2. PRINCIPIOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA	3
2.1 Introducción	3
2.2 Resonancia Magnética Nuclear	4
2.2.1 Momento magnético.....	4
2.2.2 Polarización nuclear	6
2.2.3 Ecuaciones de Bloch.....	8
2.2.4 Relajación	9
2.2.4.1 Relajación T1	11
2.2.4.2 Relajación T2 y T2*	12
2.3 Formación de la imagen RM	14
2.3.1 Secuencias básicas	14
2.3.1.1 Secuencia eco de espín (SE:Spin Echo).....	15
2.3.1.2 Secuencias eco de gradiente (GE: Gradient Echo)	17
2.3.2 Localización espacial	19
2.3.2.1 Gradiente de selección de corte	19
2.3.2.2 Gradiente de codificación de frecuencia o de lectura	20
2.3.2.3 Gradiente de codificación de fase.....	22
2.3.3 Espacio k.....	23
Capítulo 3. MATERIALES Y MÉTODOS	25
3.1 Introducción	25
3.2 Fantomas.....	26

3.2.1	Conceptos generales	26
3.2.2	Fantoma 76-903 de Fluke.....	27
3.3	Control de Calidad en los sistemas de RM	29
3.3.1	Parámetros de señal.....	31
3.3.1.1	SNR	31
3.3.1.2	Uniformidad	34
3.3.2	Parámetros geométricos.....	36
3.3.2.1	Linealidad y distorsión.....	36
3.3.2.2	Resolución espacial de alto contraste.....	38
3.3.3	Artefactos	40
3.3.3.1	Imágenes residuales (Ghosting)	41
Capítulo 4. RESULTADOS Y CONCLUSIONES		44
4.1	Introducción	44
4.2	Procedimiento Manual	44
4.2.1	Uniformidad de la imagen.....	44
4.2.2	Imágenes Residuales (ghosting).....	47
4.2.3	Relación Señal / Ruido (método de una imagen).....	49
4.2.4	Resolución espacial de alto contraste.....	51
4.2.5	Linealidad y Distorsión	52
4.3	Discusión y Conclusiones	56
4.4	Trabajos futuros	59
BIBLIOGRAFÍA Y WEBGRAFÍA		61

LISTA DE FIGURAS

Figura 2- 1: Componentes principales del escáner de RM.....	4
Figura 2- 2: Núcleo de hidrógeno rotando que produce un campo magnético (momento magnético paralelo al eje de rotación (izquierda). Comportamiento como pequeños imanes (derecha)	5
Figura 2- 3: Diferencia de energía entre los estados de espín en función del campo magnético externo	6
Figura 2- 4: Vector magnetización de un voxel.....	7
Figura 2- 5: Relajación T1	11
Figura 2- 6: Relajación T2	13
Figura 2- 7: Generación de la señal espín-eco	15
Figura 2- 8: Varias señales espín-eco sucesivas	16
Figura 2- 9: Secuencia Spin Echo (SE) estándar donde se muestra la temporización de los pulsos RF y la aplicación de los gradientes.....	17
Figura 2- 10: Generación del eco de gradiente.....	18
Figura 2- 11: Secuencia eco de gradiente (GRE) . Θ representa el ángulo de aplicación del pulso RF o flip angle.....	18
Figura 2- 12: En presencia del gradiente de selección de corte ($G_z \equiv G_{ss}$) , el campo magnético total experimentado por un protón y su frecuencia de resonancia resultante dependen de su posición. Cada posición tendrá una única frecuencia de resonancia.	20
Figura 2- 13: El gradiente de codificación de frecuencia genera una variación en las frecuencias de los protones. La frecuencia de precesión w_1 depende de su posición x_1	20
Figura 2- 14: Un protón localizado en el borde del FOV en la dirección de lectura precesa a la frecuencia de Nyquist por encima o por debajo de la frecuencia de transmisión ω_{TR} . Modificando el FOV se produce un cambio de la resolución espacial (mm/pixel) pero no en la resolución en frecuencia (Hz/pixel)	21
Figura 2- 15: Antes de aplicar G_{PE} todos los protones precesan a la misma frecuencia. Al aplicar G_{PE} un protón incrementa o decrementa su frecuencia de precesión dependiendo de su posición y_i	22
Figura 2- 16: En el primer TR de la secuencia se aplica un $G_{PE}=+128$. El primer eco obtenido se digitaliza en 256 valores y se deposita de forma ordenada en la línea superior del espacio k..	23
Figura 2- 17: Con el espacio k lleno se genera la imagen mediante la transformación de Fourier que convierte el espacio k en imagen y viceversa	24
Figura 3- 1: Fantoma de Fluke (izq) y el recomendado por la ACR (der)	25
Figura 3- 2: Fantoma 76-903 de Fluke.....	28
Figura 3- 3: Sección cónica	28
Figura 3- 4: Sección de insertos.....	29
Figura 3- 5: Cálculo de la SNR.....	33
Figura 3- 6: Cálculo de la uniformidad	35
Figura 3- 7: Imagen binarizada	37

Figura 3- 8: Cálculo de la distorsión	38
Figura 3- 9: Cálculo de la resolución de alto contraste	40
Figura 3- 10: Cálculo del ghosting	43
Figura 4- 1: ROI de baja señal (izq); alta señal (der).....	45
Figura 4- 2: Resultados de la uniformidad	46
Figura 4- 3: Uniformidad T1	46
Figura 4- 4: Uniformidad T2	46
Figura 4- 5: Resultados ghosting T1 (izq); T2 (der).....	48
Figura 4- 6: Ghost T1	48
Figura 4- 7: Ghost T2	49
Figura 4- 8: S/N T1 (izq) T2 (der)	50
Figura 4- 9: S/N T1.....	50
Figura 4- 10: S/N T2.....	51
Figura 4- 11: Corte para calcular la resolución (izq); escalado y ajuste de ventana (der)	51
Figura 4- 12: Resolución T1	52
Figura 4- 13: Resolución T2	52
Figura 4- 14: Localizador	54
Figura 4- 15:T1 sin girar 45° (izq): T1 girado 45° (der)	54
Figura 4- 16: T2 sin girar 45° (izq): T2 girado 45° (der)	54
Figura 4- 17: Distorsión geométrica en T1	55
Figura 4- 18: Distorsión geométrica en T2	55
Figura 4- 19: Cortes T1 diferentes con los cálculos realizados de forma manual.....	57
Figura 4- 20: Test automático de la imagen superior izquierda	57
Figura 4- 21: Test automático de la imagen superior derecha	58

LISTA DE ABREVIATURAS

ACR: American College of Radiology

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

EPI: Echo-Planar Imaging

FOV: Field of View

FWHM: Full-width at half maximum

LSF: Line Spread Function

MTF: Modulation Transfer Function

NEMA: National Electrical Manufactures Association

PSF: Point Spread Function

PIU: Percent Integral Uniformity

RF: Radiofrecuencia

RM: Resonancia Magnética

ROI: Region of Interest

SGR: Signal to Ghost ratio

SNR: Signal to Noise ratio

TE: Eco Time

TR: Repetition Time

Voxel: Volume Element

RESUMEN

Las medidas realizadas con fantoma nos permiten estudiar el comportamiento global del escáner de RM. Especialmente nos va a permitir comparar los resultados obtenidos en diferentes sistemas de RM, además de analizar la reproducibilidad de los resultados en un escáner determinado. Esto nos permite evaluar la caída de calidad de un escáner ya que se dispone de los datos de los controles de calidad a lo largo del tiempo, realizados de la misma manera y, por lo tanto, comparables. Estas características requieren consistencia en la adquisición de imágenes así como un protocolo de control de calidad.

El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar un programa que realice de forma automática el cálculo de determinados parámetros fundamentales para un control de calidad de un sistema de RM: relación señal/ruido, uniformidad de la imagen, imágenes residuales, resolución espacial y linealidad. Todos los procedimientos han sido comparados con el método manual utilizado en muchos departamentos de Física hospitalaria, obteniéndose resultados consistentes, generalmente bien correlacionados con los resultados obtenidos por los operadores.

ABSTRACT

Phantom measurements allow us for investigating the overall performance of an MRI scanner. Especially, it allow us to compare the results across different sites, in addition to the performance stability of a single scanner over time. This allows us to evaluate the fall in quality of a scanner since the data of the quality controls are available over time, carried out in the same way and, therefore, comparable. These characteristics require consistency in the acquisition of images as well as a quality control protocol.

The objective of this work has been to develop a program that automatically calculates certain fundamental parameters for quality control of an MRI system: signal-to-noise ratio, image uniformity, residual images, spatial resolution and linearity. All the procedures have been compared with the manual method used in many Medical Physics departments, obtaining consistent results, generally well correlated with the results obtained by the operators.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

La Imagen por Resonancia Magnética (RM) es una técnica no invasiva para la obtención de imágenes médicas con fines diagnósticos y terapéuticos. Es por ello que se hace necesario contar con la certeza de que estas imágenes reproducen exactamente la localización, formas y tamaño de las estructuras representadas. Hoy en día, los profesionales de la salud son más conscientes de la importancia de los aspectos cuantitativos que la RM puede aportar al diagnóstico de enfermedades. La reproducibilidad y comparación de medidas son factores motivadores.

Los sistemas de RM son de una gran complejidad y necesitan de una gran precisión. Estos equipos son muy vulnerables a problemas de calidad de imagen. Las imágenes de diferentes sistemas deben satisfacer los mismos estándares técnicos y clínicos, necesitándose para ello unos controles de calidad regulares y que son esenciales para los sistemas de RM [16]. Hasta ahora ha habido poca estandarización en el campo de la RM ya que los fabricantes desarrollan sus propios métodos para verificar la funcionalidad y el comportamiento del sistema de RM y, a medida que la tecnología de RM va desarrollándose, la calidad de la imagen de estos sistemas también va incrementándose, aunque la variabilidad en la calidad de imagen entre entornos diferentes también aumenta, proporcionándonos de esta forma una justificación para el establecimiento de un procedimiento de control de calidad.

Los protocolos para la realización del control de calidad en RM han sido desarrollados por varios grupos profesionales como el AAPM, NEMA y la ACR mientras que las guías y recomendaciones para las pruebas de aceptación antes de la instalación del sistema han sido propuestos por la AAPM [14]. Las pruebas de aceptación generalmente consumen bastante tiempo de máquina, siendo necesario desarrollar un programa de control de calidad adecuado para un sistema con una alta carga de trabajo. De forma genérica, un programa de control de calidad rutinario debe ser representativo del comportamiento del sistema pero, al mismo tiempo, debe estar limitado en el número de pruebas a realizar y que consuma el menor tiempo posible. Las pruebas de control de calidad propuestas deben permitirnos identificar la degradación de la calidad de imagen antes de que los estudios realizados con pacientes se vean afectados y también el hecho de poder determinar la fuente de error, indicando en su caso, un mantenimiento de tipo preventivo o correctivo.

Sin lugar a duda, un procedimiento de control de calidad automático es mucho más beneficioso que uno manual. Por ejemplo, el programa de acreditación de la ACR es un procedimiento manual basado en el análisis visual, es tedioso y consume mucho tiempo. Aunque muchos centros médicos sean conscientes de las ventajas de realizar controles de

calidad rutinarios, el tiempo y esfuerzo necesario para ello los disuaden de su implementación. Con un procedimiento automático, el técnico solamente tendría que adquirir las imágenes y enviarlas al departamento de Física Médica para su análisis en un ordenador donde esté instalado el software de análisis. El único tiempo requerido de RM es el necesario para la adquisición de las imágenes ya que el análisis de estas no se realizaría en el mismo software incluido en la resonancia, sino en la aplicación desarrollada. Otra de las ventajas del procedimiento automático es que evita las subjetividades de un procedimiento manual. En el procedimiento manual los resultados pueden variar de forma importante entre diferentes observadores y dependen de la percepción visual de cada individuo [12].

El objetivo central de este trabajo ha sido automatizar la parte del programa de control de calidad propuesto por la ACR pero mediante el uso del fantoma de Fluke 76-903. Para conseguir dicho fin es necesario incorporar un procedimiento rígido de registro de imágenes ya que al fantoma utilizado se le puede considerar como un cuerpo rígido. Una vez realizados los diferentes test que componen dicho programa, los resultados son comparados con los obtenidos mediante un método manual utilizando para ello la herramienta ImageJ. El volcado de estos resultados a un fichero *html* nos va a permitir realizar un análisis longitudinal del desempeño del sistema de RM.

Capítulo 2

PRINCIPIOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

2.1 Introducción

La resonancia magnética nuclear es el fundamento de la imagen por resonancia magnética. La resonancia magnética nuclear es un fenómeno propio de los sistemas magnéticos que poseen momento magnético y momento angular. El término resonancia implica que el sistema está en coincidencia con la frecuencia de precesión de los espines nucleares. La aplicación de ondas de radio con frecuencias que se corresponden con las frecuencias de precesión de los espines, producirán que el sistema magnético entre en resonancia. En un escáner de RM podemos seleccionar un área de la muestra y observar la distribución espacial de los espines nucleares mediante la ayuda de gradientes de campo magnético y las señales de radiofrecuencia necesarias.

Entre sus ventajas podemos citar su alta resolución, capacidad de obtener imágenes anatómicas en cualquier dirección, contraste marcado por los tiempos de relajación T1 y T2, aplicaciones en bioquímica y química orgánica, técnicas de imagen relacionadas con el flujo tales como la angiografía y la no utilización de radiación ionizante. Entre sus desventajas podemos citar el tiempo necesario para la adquisición de datos debidos a los tiempos de relajación del sistema de espines y una baja relación señal-ruido (SNR), aunque la utilización de nuevos métodos de optimización del tiempo de adquisición y el uso de imanes superconductores ha permitido paliar las desventajas comentadas.

Los componentes básicos que incluye un sistema de Resonancia Magnética son los siguientes [10]:

- El imán principal, que polariza al núcleo y produce una magnetización neta en el interior de una muestra.
- Las bobinas de radiofrecuencia que transmiten energía electromagnética a la muestra y detectan la variación de magnetización inducida por la precesión que constituye la señal de RM.
- Las bobinas de gradiente de campo magnético que producen una variación lineal de la intensidad del campo y, por tanto, una dependencia espacial de la frecuencia de precesión nuclear.
- Las bobinas de shimming se utilizan para producir la máxima homogeneidad posible del campo magnético en el interior de la muestra.

- La electrónica de recepción que amplifica, filtra y digitaliza la señal de RM para su almacenamiento y posprocesado.
- Electrónica usada para la conmutación de gradientes, producción de pulsos de RF y para la amplificación y digitalización de la señal.

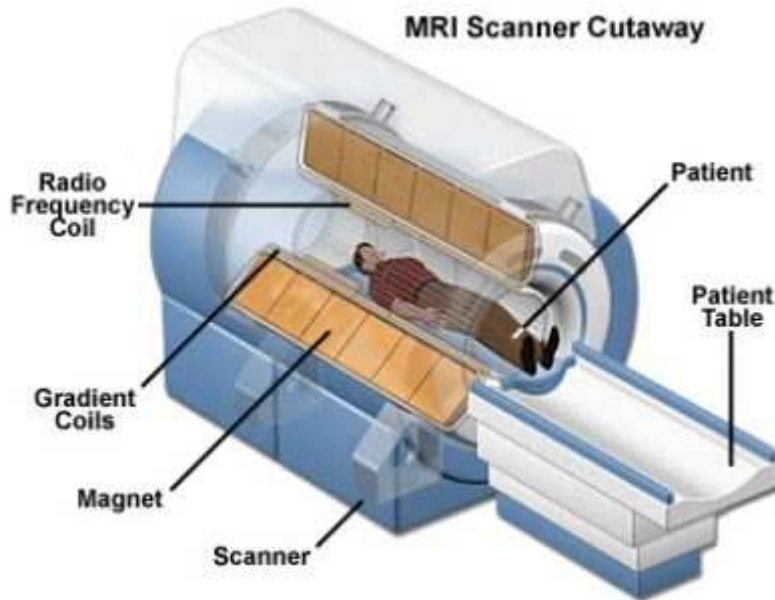


Figura 2- 1: Componentes principales del escáner de RM

2.2 Resonancia Magnética Nuclear

2.2.1 Momento magnético

Todos los núcleos con un número impar de protones y/o neutrones poseen una propiedad cuántica denominada espín. Los núcleos más importantes con esta propiedad incluyen 1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{23}Na , ^{17}O , ^{31}P y 2H [1]. Es bien sabido que los tejidos del cuerpo humano están compuestos principalmente de agua, hecho que nos va a permitir manipular los átomos de hidrógeno de estas moléculas. Si tomamos como ejemplo más simple a un protón podemos visualizar su propiedad espín como a un protón girando alrededor de un eje interno de rotación. Dicho movimiento puede ser definido por su momento angular p cuya magnitud está cuantizada en términos del número cuántico de espín I [10]:

$$p = \frac{h}{2\pi} [I(I + 1)]^{\frac{1}{2}}$$

donde h es la constante de Planck ($6.63 \times 10^{-34} Js$). I puede tener los valores 0, 1/2, 1, 3/2, ... Cuando $I=0$ el núcleo no gira y, por lo tanto, sería invisible para la RM.

Debido a que el protón es una partícula cargada, esta rotación da como resultado un momento magnético μ . A su vez, este momento magnético produce un campo magnético, siendo conveniente en este punto definir un pequeño dipolo magnético que produciría el mismo campo que el núcleo al girar.

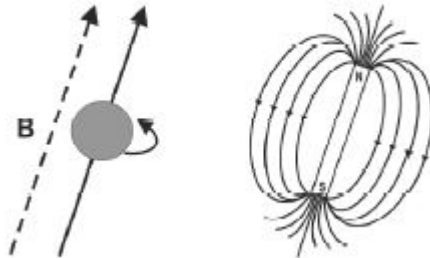


Figura 2- 2: Núcleo de hidrógeno rotando que produce un campo magnético (momento magnético paralelo al eje de rotación (izquierda). Comportamiento como pequeños imanes (derecha)

Para nuestro caso consideramos un número de espín $\frac{1}{2}$ ($I = \frac{1}{2}$) que se corresponde con los elementos 1H , ^{13}C , ^{15}N y ^{31}P de nuestra lista citada anteriormente. En este caso obtenemos:

$$p = \frac{h \sqrt{3}}{2\pi \cdot 2}$$

El momento magnético y el momento angular del protón están relacionados de la siguiente manera:

$$\mu = \gamma p = \frac{\gamma h}{2\pi} [I(I + 1)]^{\frac{1}{2}}$$

γ es la constante giromagnética nuclear cuyo valor va a depender del tipo de núcleo. Para los protones obtenemos:

$$\mu = \frac{\gamma h \sqrt{3}}{4\pi}$$

Si colocamos nuestro imán microscópico en un campo magnético estático B_0 , los estados energéticos estarán cuantificados y el imán sólo podrá adquirir un número finito de orientaciones establecidas por la relación $(2I + 1)$ y que pueden describirse mediante el número magnético cuántico m . Para un núcleo de espín I , existen $2I+1$ valores de $m = I, (I-1), (I-2) \dots (-I+2), (-I+1), -I$. Según lo comentado obtenemos:

$$\mu_z = \frac{\gamma h}{2\pi} m$$

En el caso de un protón $m = \pm 1/2$ nos queda:

$$\mu_z = \pm \frac{\gamma h}{4\pi}$$

Por tanto tenemos un vector $\boldsymbol{\mu}$ bajo la acción de un campo magnético externo, cuyas proyecciones sobre el eje Z valen μ_z y están alineadas con el campo magnético externo, una de forma paralela y la otra de forma anti-paralela [3].

2.2.2 Polarización nuclear

En ausencia de un campo magnético externo los espines están orientados aleatoriamente y la suma total producida por los espines es nula. La interacción de un campo magnético externo B_0 con μ_z da lugar al efecto Zeeman que produce dos niveles de energía: uno en el cual μ_z se alinea de forma paralela a B_0 (estado de menor energía) y el otro de forma anti-paralela (estado de mayor energía) [3].

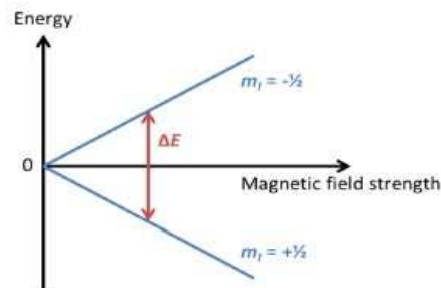


Figura 2- 3: Diferencia de energía entre los estados de espín en función del campo magnético externo

La diferencia de energía entre los dos estados conduce a un ligero exceso de núcleos con orientación paralela respecto a los núcleos con orientación anti-paralela y puede describirse mediante la ecuación de Boltzmann [9]:

$$\frac{N_{\downarrow}}{N_{\uparrow}} = e^{-\frac{\Delta E}{k_B T}} = e^{-\frac{2\mu B_0}{k_B T}} \approx 1 - \frac{2\mu B_0}{k_B T}$$

donde k_B es la constante de Boltzmann y T la temperatura absoluta. Al existir más espines ocupando el estado de menor energía, vamos a obtener una magnetización neta \mathbf{M}_0 del sistema de espines. Por otro lado, podemos aumentar la sensibilidad mediante la utilización de mayores campos magnéticos externos y así incrementar la magnetización en equilibrio \mathbf{M}_0 para conseguir una mejora de la señal.

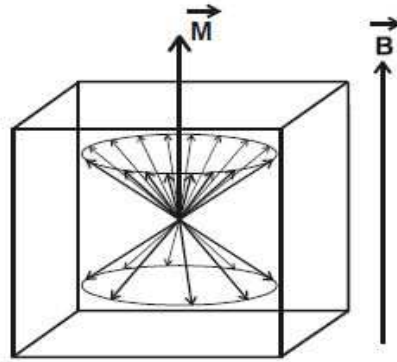


Figura 2- 4: Vector magnetización de un voxel

En un campo magnético estático B_0 , la magnetización longitudinal M_z (en el eje z) crece progresivamente desde cero hasta un valor máximo M_0 . En ese momento el sistema alcanza el equilibrio termodinámico y la ocupación de los niveles energéticos está regido por la estadística de Boltzmann comentada anteriormente.

Para poder detectar una señal de RM debemos aplicar energía al sistema de espines y así estimular las transiciones entre los dos estados energéticos. Esta energía se aplica en forma de pulsos de energía electromagnética (pulsos RF) a la frecuencia de resonancia específica (f_0) y que se corresponde con la diferencia de energía entre los dos niveles [10]:

$$hf_0 = \Delta E = \frac{\gamma h B_0}{2\pi}$$

Esta ecuación nos indica que la diferencia de energía entre niveles depende de B_0 , por lo tanto el número de espines en cada nivel depende del campo magnético externo. La frecuencia de resonancia angular de esta transición es la frecuencia de Larmor y viene dada por:

$$f_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} ; \quad \omega_0 = \gamma B_0$$

siendo ω_0 la frecuencia de Larmor, γ es la constante giromagnética. Para el hidrógeno $\frac{\gamma}{2\pi} = 42.58 \text{ MHz/T}$ donde T (Tesla) es la unidad de campo magnético, $1 \text{ T} = 10^4 \text{ G (Gauss)}$. La ecuación de Larmor calcula la velocidad de precesión y depende del tipo de núcleo y de la potencia del campo magnético externo. Hay una relación directa entre la frecuencia de precesión y el campo aplicado establecida mediante la constante giromagnética, lo que implica que se puede hablar indistintamente de campo o frecuencia.

La componente magnética de la onda electromagnética pulsada es la que interactúa con la magnetización nuclear [10]. El pulso RF se transmite mediante una bobina de RF y la componente magnética B_1 de la onda electromagnética debe crearse en una dirección perpendicular a B_0 para poder interactuar con la magnetización. Usando la mecánica clásica, la acción de un pulso de RF aplicado a lo largo de un eje produce un torque perpendicular a ese

eje. El ángulo de rotación α de la magnetización es proporcional al producto de la intensidad del campo RF aplicado y al tiempo de aplicación de dicho campo y se denomina *flip angle*.

$$\alpha = \gamma B_1 \tau_{B1}$$

Tras aplicar un pulso RF con ángulo de inclinación 90° , la componente longitudinal de la magnetización es nula ya que desciende hacia el plano transversal XY describiendo una espiral, y los protones adquieren la misma fase (coherencia de fase). De esta forma aparece la magnetización transversal \mathbf{M}_{xy} . Colocando una antena en un plano perpendicular al eje Z obtenemos la inducción de una corriente eléctrica en la antena según la ley de Faraday. La señal detectada se denomina FID (*Free Induction Decay*) y se debe a la variación de flujo de la magnetización transversal.

2.2.3 Ecuaciones de Bloch

Podemos definir una cantidad denominada momento magnético neto como la versión macroscópica de los momentos magnéticos microscópicos de los núcleos de la muestra y es el vector suma de todos los momentos magnéticos en el material de interés [8]:

$$\mathbf{M} = \sum_i \boldsymbol{\mu}_i$$

Si sometemos el material a un campo magnético externo aparecerá un momento magnético neto \mathbf{M} , alineado con el campo magnético externo \mathbf{B}_0 y se dice que el sistema de espines está en equilibrio. Podemos expresar \mathbf{M} en términos del momento angular total de la muestra como: $\mathbf{M} = \gamma \mathbf{L}$. La interacción del momento magnético con el campo magnético establece un torque y cambia el momento angular del sistema dando lugar a la ecuación de Bloch [1,5,8]:

$$\boldsymbol{\tau} = \frac{d\mathbf{L}}{dt} = \mathbf{M} \times \mathbf{B} ; \quad \frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \frac{d\mathbf{L}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B}$$

Para un campo magnético estático \mathbf{B}_0 aplicado en la dirección Z, las ecuaciones de movimiento para las componentes individuales de \mathbf{M} nos dan:

$$\mathbf{M} \times \mathbf{B} = \begin{matrix} i & j & k \\ M_x & M_y & M_z \\ B_x & B_y & B_z \end{matrix} = (M_y B_z - M_z B_y) \mathbf{i} + (M_z B_x - M_x B_z) \mathbf{j} + (M_x B_y - M_y B_x) \mathbf{k}$$

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_z - M_z B_y); \quad \frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_x - M_x B_z); \quad \frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_x B_y - M_y B_x)$$

Como el campo magnético estático se aplica a lo largo del eje z, $B_z = B_0$ y $B_x = B_y = 0$

$$\frac{dM_x(t)}{dt} = \gamma(M_y B_0); \quad \frac{dM_y(t)}{dt} = -\gamma(M_x B_0); \quad \frac{dM_z(t)}{dt} = 0$$

Para la precesión libre en ausencia de relajación y pulsos de RF, la solución a estas ecuaciones nos da:

$$M_x(t) = M_x^0 \cos(\omega_0 t) + M_y^0 \sin(\omega_0 t)$$

$$M_y(t) = M_y^0 \cos(\omega_0 t) - M_x^0 \sin(\omega_0 t)$$

$$M_z(t) = M_z^0$$

Teniendo en cuenta las condiciones iniciales siguientes: $M_x^0(0) = M_0$; $M_y^0(0) = 0$; $M_z^0(0) = 0$ obtenemos los siguientes resultados:

$$M_x(t) = M_0 \cos(\omega_0 t)$$

$$M_y(t) = -M_0 \sin(\omega_0 t)$$

$$M_z(t) = 0$$

Estos resultados describen una precesión del vector magnetización alrededor del eje Z con la frecuencia de Larmor ω_0 .

Cuando aplicamos un campo RF \mathbf{B}_1 perpendicular al campo \mathbf{B}_0 y que rota a la frecuencia de Larmor ω_0 alrededor del eje Z, las ecuaciones de movimiento para las componentes de \mathbf{M} en el sistema de coordenadas terrestre y en ausencia de relajación son:

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_0 - M_z B_{1y}); \quad \frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_{1x} - M_x B_0); \quad \frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_x B_{1y} - M_y B_{1x})$$

$$M_x(t) = M_0 \sin(\omega_1 t) \sin(\omega_0 t)$$

$$M_y(t) = M_0 \sin(\omega_1 t) \cos(\omega_0 t)$$

$$M_z(t) = M_0 \cos(\omega_1 t)$$

donde $\omega_1 = \gamma B_1$

Con el campo RF aplicado el vector magnetización precesa alrededor de la suma de los dos campos $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1$. En $t=0$ la magnetización es paralela al eje Z, en $t = \frac{\pi}{2\omega_1}$ la magnetización está completamente situada en el plano XY. $M_x(t)$ alcanza el valor máximo M_0 si $M_y(t)$ es cero y viceversa.

2.2.4 Relajación

Cuando se desactiva el pulso de RF, la magnetización en el plano transversal comienza a precesar alrededor de B_0 con una frecuencia exactamente igual a la frecuencia de irradiación [2]:

$$\omega_{prec} = \omega_0 = \gamma B_0$$

De hecho, las frecuencias exactas de precesión de los diferentes núcleos de una molécula también están determinadas por otro factor a tener en cuenta, denominado desplazamiento químico. El desplazamiento químico establece el hecho de que los núcleos en los entornos

químicos diferentes de una molécula, hacen resonancia a frecuencias ligeramente diferentes entre sí, es decir, sus frecuencias de precesión son desplazadas. La magnitud de este desplazamiento va a depender del entorno químico particular. La causa de este desplazamiento es que el campo magnético exacto experimentado por cada núcleo en la molécula es ligeramente inferior a B_0 debido a los efectos de apantallamiento de la nube de electrones que rodea a cada núcleo. Los electrones poseen un momento magnético que es de signo opuesto al del núcleo por lo que el campo magnético efectivo experimentado por el núcleo es menor y viene dado por [10]:

$$B_{eff} = B_0 (1 - \sigma)$$

Siendo σ la constante de apantallamiento y depende del entorno electrónico que rodea al núcleo. Debido a la relación de Larmor, este desplazamiento químico provoca un desplazamiento de la frecuencia de resonancia:

$$\omega_{eff} = \gamma B_{eff} = \gamma B_0 (1 - \sigma) = \omega_0 (1 - \sigma)$$

Las ecuaciones descritas en el apartado anterior no son correctas para núcleos interactuantes y requieren la introducción de nuevos términos. Bloch modificó las ecuaciones anteriores al observar que los espines nucleares se “relajan” a valores de equilibrio después de la aplicación de pulsos RF. Asumió que se “relajan” a lo largo del eje Z y en el plano XY a diferentes frecuencias. Estas frecuencias son $1/T_1$ y $1/T_2$ para el eje Z y el plano XY respectivamente. T_1 es el tiempo característico de la relajación espín-red, que mide la rapidez mediante la cual los núcleos de hidrógeno que han absorbido energía, son capaces de devolverla al medio entrando en resonancia con su molécula. T_2 es el tiempo de la relajación espín-espín y mide la rapidez de la tendencia a cero de la componente transversal de la magnetización. Si añadimos el concepto de relajación y teniendo en cuenta que el campo magnético solamente se aplica a lo largo del eje Z: $B_z = B_0$ y $B_x = B_y = 0$, las ecuaciones de Bloch quedan de la siguiente forma [6,8]:

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2}; \quad \frac{dM_z}{dt} = -\frac{(M_z - M_0)}{T_1}$$

Resolviendo estas ecuaciones obtenemos las siguientes soluciones:

$$M_z(t) = M_0 [1 - e^{-t/T_1}] + M_z(0)e^{-t/T_1}$$

$M_z(0)$ es la magnetización inmediatamente posterior a la aplicación del pulso RF.

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Durante la relajación, el vector de cada protón regresa desde el plano transversal a su posición original recorriendo a la inversa la misma espiral pero a una velocidad de precesión diferente en función del tipo de protón. En primer lugar, los espines se desfazan mientras precesionan hasta que la distribución es uniforme. Por consiguiente la magnetización transversal decrece progresivamente hasta cero. En segundo lugar, la desexcitación de un gran número de espines reestablece la magnetización longitudinal M_z hasta su valor en el equilibrio térmico M_0 .

2.2.4.1 Relajación T1

El tiempo de relajación $T1$ es el tiempo requerido para que M_z retorne al 63% de su valor original tras la aplicación del pulso de excitación. También se le conoce como tiempo de relajación espín-red o tiempo de relajación longitudinal [2]. La relajación T1 proporciona el mecanismo para que los protones liberen su exceso de energía y vuelvan a su orientación original. A medida que la magnetización transversal decrece hacia cero, se produce la recuperación de la magnetización longitudinal cuando los protones van liberando su energía. Este retorno de la magnetización sigue un crecimiento exponencial siendo T1 la constante de tiempo que describe la tasa de crecimiento.

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T1}})$$

Para un tiempo $t = 3T1$ podemos decir que se ha recuperado el 95% de la magnetización longitudinal. El término espín-red se refiere al hecho de que el espín transfiere su energía a su entorno ("red") en lugar de a otro espín.

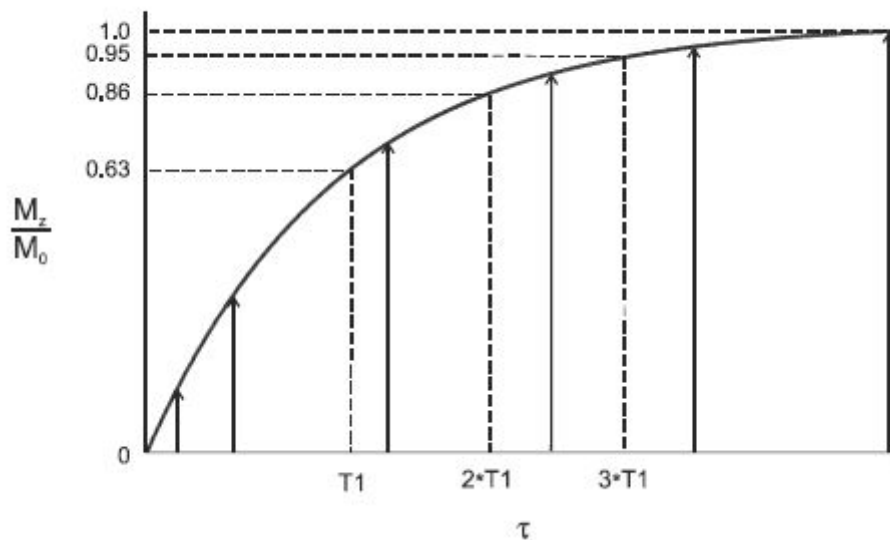


Figura 2- 5: Relajación T1

La energía RF se aplica a los protones de forma repetida con un retardo entre pulsos. Este tiempo de retardo permite a los protones excitados liberar la energía absorbida (relajación T1) a su entorno de tal forma que se reestablece la diferencia de poblaciones inicial o del equilibrio. De esta forma se vuelven a crear las condiciones que permiten que el sistema pueda absorber un nuevo pulso de energía. En nuestra visión macroscópica podemos decir que M retorna a su valor inicial M_0 a medida que se disipa más energía. Cuanto mayor es la componente M_z mayor será la señal generada tras el siguiente pulso RF.

Por razones prácticas, el tiempo entre pulsos RF sucesivos es normalmente insuficiente para una relajación T1 completa [2], de esta forma M no se restaurará completamente a su valor M_0 . La aplicación de un segundo pulso RF antes de producirse la relajación completa

hará que M rote hacia el plano transversal pero con una magnitud menor. Después de varias repeticiones, M retorna a la misma magnitud previa a cada pulso de RF, es decir, alcanza un valor estable. Para producir este valor estable antes del almacenamiento de datos, se aplican pulsos RF adicionales antes de la aplicación de los pulsos principales. Estos pulsos extra se conocen como pulsos preparatorios debido a que las señales producidas son ignoradas. Estos pulsos preparatorios aseguran que M tenga la misma magnitud antes de cada medida durante el examen.

La transferencia de energía es más eficiente cuando las frecuencias inherentes al medio (traslación, rotación y vibración) se acercan a la frecuencia de Larmor de los protones [2]. En moléculas como la grasa por ejemplo, es muy fácil para el átomo de hidrógeno de una cadena de moléculas de grasa devolver la energía a su molécula, o sea, esta molécula va a presentar un T1 corto. Una molécula como el agua en la que los dos átomos de hidrógeno giran alrededor del átomo de oxígeno, va a tener una frecuencia de vibración más alejada de la frecuencia de Larmor. Son moléculas que van muy rápido por lo que ahora a ese átomo de hidrógeno de la molécula de agua, le va a resultar muy difícil devolver al medio circundante su energía. De esta forma la molécula de agua va a presentar un T1 muy largo. Cada molécula tiene un tiempo T1 específico que depende de la geometría de la molécula y que nos va a permitir distinguir los tejidos por su tiempo de relajación T1.

2.2.4.2 Relajación T2 y T2*

El tiempo de relajación T2 es el tiempo que tarda la componente transversal en decaer hasta $1/e$ (aproximadamente el 37%) de su máximo valor inicial. También se conoce como tiempo de relajación espín-espín o tiempo de relajación transversal. En el apartado 2.2 hemos mencionado que la absorción de energía a partir de un pulso RF de 90° produce el abatimiento de M_0 sobre el plano XY y los protones adquieren la misma fase (coherencia de fase). A medida que pasa el tiempo esta coherencia de fase inicial de los protones va desapareciendo y, al mismo tiempo estos protones liberan su energía y se reorientan a lo largo de B_0 . Este desvanecimiento de la coherencia no requiere un intercambio de energía, produce la señal FID y el valor de M en el plano XY decrece hasta 0. La relajación T2 o T2* es el proceso mediante el cual se pierde la magnetización transversal. T2 es siempre menor o igual a T1.

Existen varias causas que originan una pérdida de la coherencia transversal. Una es el movimiento de los espines adyacentes debido a vibraciones o rotaciones moleculares. Este movimiento es el responsable de la relajación espín-espín o T2 verdadero. Otra causa se debe al hecho de que un protón nunca experimenta un campo magnético que es 100% homogéneo. Cuando el protón precesa, experimenta un campo magnético local que fluctúa y que causa un cambio en ω_0 y una pérdida de la coherencia de fase transversal. Esta falta de uniformidad de B_0 puede deberse a tres factores [2]:

- Heterogeneidad del campo magnético principal. Siempre va a existir un cierto grado de falta de uniformidad en B_0 debido a imperfecciones en la construcción del imán, existencia de estructuras metálicas cercanas, etc. Estas pequeñas heterogeneidades son del orden de una parte por millón (1 ppm) tras la realización de un shimming en la fase de instalación del sistema de RM.

- Las diferencias en la susceptibilidad magnética de tejidos adyacentes (hueso, aire, etc.) van a distorsionar el campo magnético local cerca de la interfaz entre tejidos diferentes.
- La localización espacial mediante el uso de gradientes van a generar falta de homogeneidad que induce el desfase del protón. Esta heterogeneidad es transitoria durante la medida.

Un correcto diseño de la secuencia de pulsos elimina a los gradientes como fuente de falta de homogeneidad. Los otros factores contribuyen al tiempo de relajación transversal total, $T2^*$:

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_M} + \frac{1}{T2_{MS}}$$

donde $T2_M$ es el tiempo de desfase debido a la heterogeneidad del campo principal y $T2_{MS}$ es el tiempo de desfase debido a las diferencias en la susceptibilidad magnética. El decaimiento de la magnetización transversal sigue un proceso exponencial con la constante de tiempo $T2^*$ en lugar de $T2$.

$$M_{xy}(t) = M_{xym_{sx}} e^{-\frac{t}{T2^*}}$$

$M_{xym_{sx}}$ es la magnetización transversal inmediatamente después de la aplicación del pulso de excitación. Para la mayor parte de los tejidos o líquidos $T2_M$ es el factor dominante para el cálculo de $T2^*$, mientras que para los tejidos con depósitos de hierro o cavidades rellenas de aire, $T2_{MS}$ es el factor dominante.

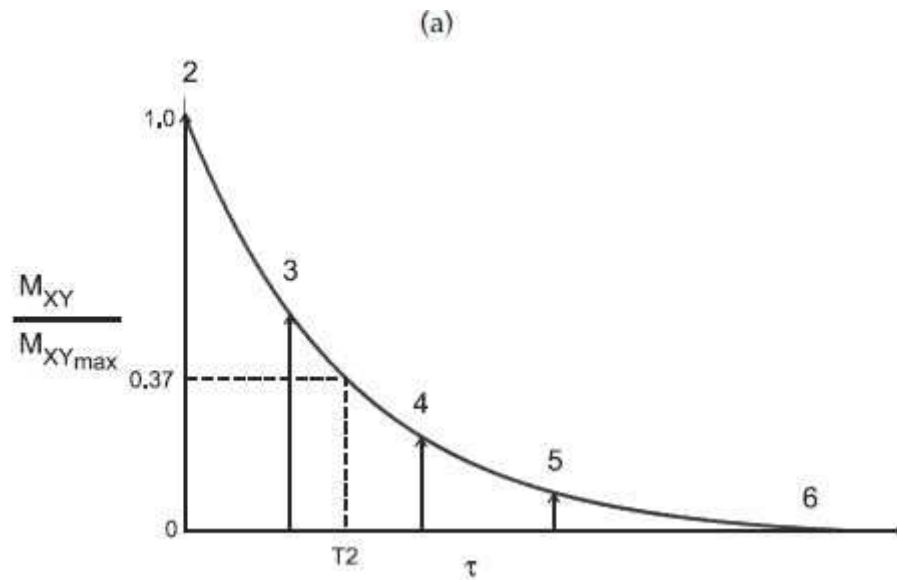


Figura 2- 6: Relajación T2

Algunas fuentes que provocan el desfase de los protones pueden revertirse mediante la aplicación de un pulso RF de 180° [2,3]. Durante un tiempo t se produce el desfase de los protones mediante el proceso de relajación $T2^*$ haciendo que disminuya la coherencia

transversal. La aplicación de un pulso de 180° hace que los protones reviertan sus fases relativas en el plano XY. Transcurrido otro tiempo t , los protones recuperarán su coherencia transversal. Las fuentes de desfase que no cambian durante los dos períodos de tiempo, heterogeneidades del campo principal y diferencias en la susceptibilidad magnética, se eliminan debido a que los protones experimentan exactamente las mismas interacciones (en sentidos opuestos) antes y después de la aplicación del pulso de 180° . Esto quiere decir que las contribuciones a la relajación $T2^*$ de estas fuentes estáticas desaparecerán. Solamente la relajación irreversible espín-espín permanece sin afectar, por lo que la pérdida de coherencia de fase y amplitud de señal se debe únicamente a la relajación verdadera $T2$.

Una de las principales diferencias entre la relajación $T1$ y $T2$ se encuentra en la influencia de B_0 . $T1$ presenta una gran dependencia de B_0 por lo que presenta mucha variabilidad. En cambio $T2$ es relativamente insensible al campo aplicado.

2.3 Formación de la imagen RM

2.3.1 Secuencias básicas

Una secuencia consta de unos componentes esenciales y varias opciones. Entre los componentes esenciales podemos citar [7]:

- Un pulso de excitación RF.
- Los gradientes para llevar a cabo la codificación espacial. La manera en que se aplican con cada secuencia, va a determinar cómo se rellena el espacio k . Este punto lo veremos más detalladamente en el siguiente apartado.
- Lectura de la señal, que combina uno o varios tipos de eco (espín eco, eco de gradiente, etc.) y que determinan el tipo de contraste (influencia de los tipos de relajación $T1$, $T2$ y $T2^*$).

Entre los componentes opcionales podemos incluir a otros pulsos RF, gradientes o métodos de reconstrucción que se utilizarán según las necesidades de acelerar la secuencia, reducir artefactos, modificar el contraste, etc.

Dos parámetros básicos en una secuencia son el intervalo entre pulsos de excitación, denominado tiempo de repetición TR y el tiempo transcurrido entre el pulso de excitación y la formación del eco o tiempo de eco TE [3]. Otro parámetro importante a considerar es el campo de visión o FOV (*field of view*) que es el área de la zona de interés. El usuario es el que debe elegir los parámetros (TR, TE, flip angle, FOV, etc.) para encontrar el mejor compromiso entre contraste, resolución espacial y velocidad.

Hay dos familias de secuencias principales dependiendo del mecanismo de generación del eco:

- Secuencias espín-eco (SE), caracterizadas por la presencia de un pulso RF inversor de 180° .

- Secuencias eco de gradiente (GRE).

Existen numerosas variaciones que hacen uso de estas familias principales tales como las secuencias Fast spin echo (FSE), echoplanar (EPI), etc., pero para el propósito de este trabajo nos centraremos en las dos familias principales.

2.3.1.1 Secuencia eco de espín (SE:Spin Echo)

La secuencia espín-eco está formada por una serie de eventos: pulso de 90° - pulso de 180° para la inversión de fase en $t = TE/2$ - lectura de la señal en $t = TE$. Esta serie de eventos se repite cada intervalo de tiempo TR (Tiempo de Repetición) y con cada repetición se rellena una línea del espacio k que es la matriz donde se encuentran ordenados todos los ecos que conforman la imagen. El pulso de 180° compensa las heterogeneidades del campo magnético principal para obtener un eco potenciado en T2 y no en T2* [7].

Para generar un espín eco la magnetización M se voltea sobre el plano transversal con la ayuda de un pulso RF de 90° . Inicialmente, los espines precesan de forma coherente alrededor de B_0 , pero los efectos de T2* provocan un continuo desfase provocando que la magnetización transversal disminuya y, por tanto, que disminuya también la señal de RM detectable. Mediante la aplicación de un pulso de 180° se invierte la magnetización alrededor del eje Y invirtiendo de esta manera el signo del desplazamiento de fase. Un espín que estaba precesando de forma rápida (lenta) y que haya adquirido un desplazamiento de fase positivo (negativo), experimentará un desplazamiento de fase negativo (positivo) [6]. Sin embargo, las heterogeneidades del campo magnético principal que provocan el desfase inicial de los espines, son constantes en el espacio y no se ven afectadas por el pulso de 180° . Por lo tanto, el espín tenderá a volver a alcanzar un desplazamiento de fase nulo restaurando de esta forma la magnetización transversal que resulta en una señal RM detectable, la señal espín-eco. Por lo tanto, el efecto de las heterogeneidades del campo magnético principal son eliminadas y la amplitud del espín-eco viene dada por el tiempo de relajación T2 ya que las interacciones espín-espín aleatorias no se corrigen con el pulso de 180° , es decir, la magnetización M ha disminuido respecto a su valor inicial. La ventaja de la secuencia SE es su insensibilidad a las heterogeneidades del campo magnético y su desventaja es el elevado tiempo de examen debido al intervalo de espera TR para continuar con el siguiente pulso de excitación (la magnetización longitudinal debido al proceso de relajación T1 tiene que volver a recuperarse para poder ser nuevamente excitada) [3].

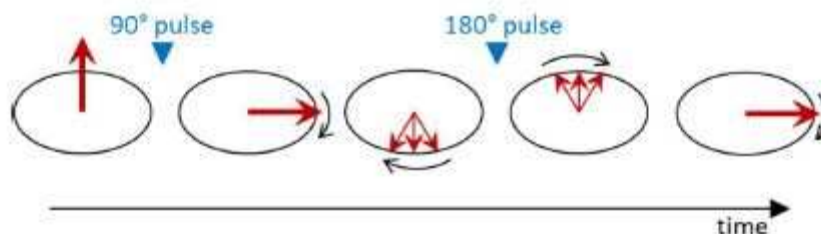


Figura 2- 7: Generación de la señal espín-eco

Si el pulso de 180° se envía en un tiempo $TE/2$, el eco se genera en un tiempo TE . Enviando varios pulsos de 180° consecutivos tendremos varias señales espín-eco cuyas amplitudes decrecerán con la constante de tiempo T_2 .

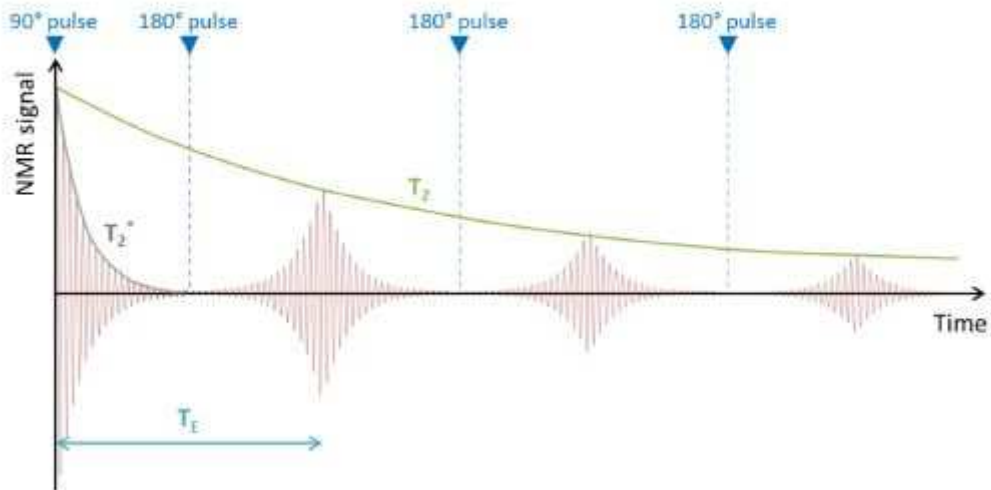


Figura 2- 8: Varias señales espín-eco sucesivas

Conjuntamente con el pulso inicial de 90° se aplica un gradiente de selección de corte para seleccionar la muestra a examinar. Seguidamente se aplica un gradiente de codificación de fase diferente para cada ciclo de lectura que nos permite ir rellenando las filas en el espacio k_y y, finalmente, durante la lectura del eco se aplica el gradiente de codificación de frecuencia que permite resolver las columnas, rellenándose así completamente el espacio k de la imagen [3]. Con cada pulso de 180° también se activa el gradiente de selección de corte.

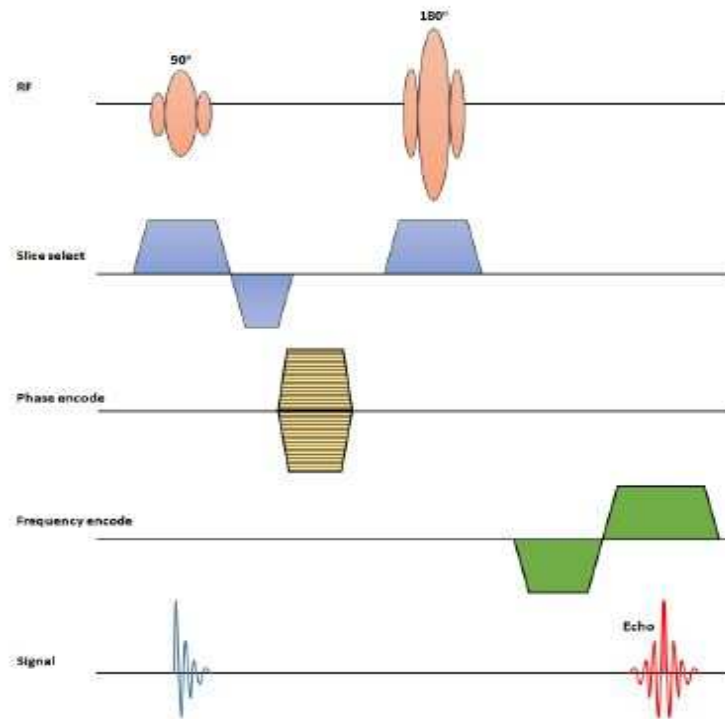


Figura 2- 9: Secuencia Spin Echo (SE) estándar donde se muestra la temporización de los pulsos RF y la aplicación de los gradientes.

2.3.1.2 Secuencias eco de gradiente (GE: Gradient Echo)

La diferencia fundamental entre la secuencia eco de gradiente y la espín-eco está relacionada con el hecho de que la formación del eco es resultado de un único pulso RF típicamente menor de 90° , y gradientes bipolares en la dirección de codificación en frecuencia, mientras que en la espín-eco se usa un segundo pulso RF de 180° para la formación del eco. Esto nos permite utilizar tiempos de repetición (TR) más cortos y así acortar los tiempos de exploración [7].

La aplicación de un gradiente justo después de la aplicación del pulso de 90° produce el desfase de los espines de una manera más rápida que el proceso $T2^*$ debido a que genera diferentes frecuencias de precesión en posiciones diferentes. Volviendo a aplicar el opuesto del gradiente anterior, los espines volverán a entrar en fase otra vez generando la señal eco de gradiente [6]. Una espín-eco reenfoca el desfase producido por la susceptibilidad o heterogeneidades del campo magnético y puede utilizarse para proporcionar contraste $T2$. En cambio, un eco de gradiente proporciona contraste $T2^*$.

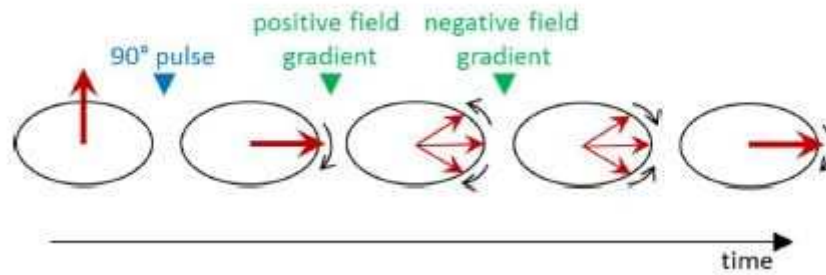


Figura 2- 10: Generación del eco de gradiente

En la secuencia GE aplicamos un lóbulo de gradiente negativo inmediatamente después del pulso de excitación, que generalmente presenta un ángulo de inclinación α menor a 90° [2]. Esto provoca un rápido desfase de la magnetización transversal, mucho más rápido que la FID. Después del lóbulo negativo aplicamos un gradiente positivo que hace que los espines que estaban precesando a una frecuencia baja debido a su posición en el gradiente, ahora precesarán a una frecuencia mayor debido a que el gradiente ahora se suma al campo magnético principal y viceversa. Los espines que estaban previamente desfasándose, ahora empiezan a ponerse en fase y, después de cierto tiempo vuelven todos a ponerse en fase a lo largo del eje Y formando el eco de gradiente. Sin embargo, el gradiente positivo solamente compensa el desfase provocado por el lóbulo negativo del gradiente y no pone en fase el desfase debido a las heterogeneidades del campo magnético principal o relajación espín-espín.

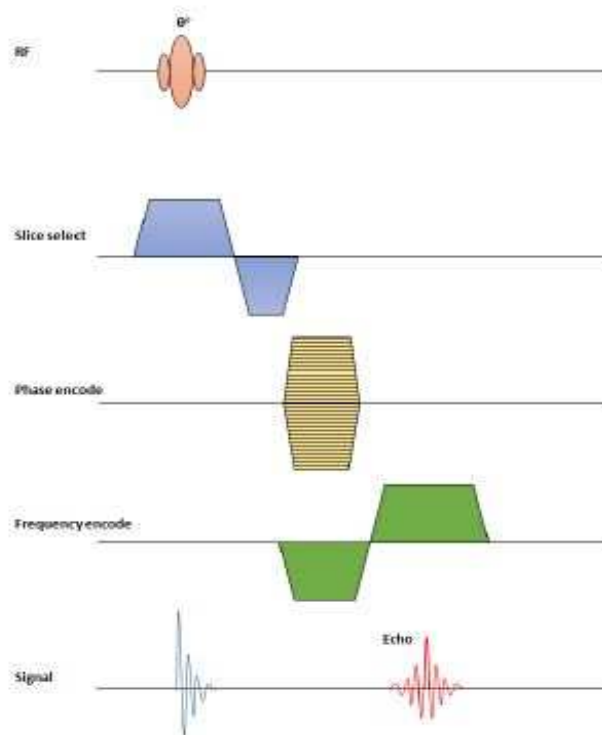


Figura 2- 11: Secuencia eco de gradiente (GRE) . θ representa el ángulo de aplicación del pulso RF o flip angle

2.3.2 Localización espacial

Para generar una imagen es necesario localizar la señal de la RM. Esto se logra superponiendo un pequeño gradiente magnético al campo magnético principal B_0 de tal forma que la frecuencia de resonancia sea una función de la posición en el espacio.

Un sistema de RM está equipado con tres bobinas de gradientes ortogonales entre sí, cada una de ellas diseñada para generar un gradiente de campo magnético G_x , G_y y G_z que varía linealmente a lo largo de su eje y en un área limitada [6]:

$$\mathbf{G} = G_x \hat{\mathbf{x}} + G_y \hat{\mathbf{y}} + G_z \hat{\mathbf{z}}$$

El campo magnético total en una posición \mathbf{r} viene dado por:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = (B_0 + \mathbf{G}\mathbf{r})\hat{\mathbf{z}}$$

Este campo magnético variable espacialmente puede utilizarse tanto para excitar de forma selectiva a los espines o codificar espacialmente la señal de RM emitida tras la excitación. Típicamente se utiliza en primer lugar un gradiente de selección de corte o rodaja de la muestra a estudiar y luego, la señal originada con este corte se codifica espacialmente.

2.3.2.1 Gradiente de selección de corte

El paso inicial en RM es conseguir la excitación selectiva de los núcleos en un determinado plano y que el campo magnético que perciban estos núcleos sea el mismo. De esta forma hay que conseguir un campo magnético que varíe de manera uniforme según la dirección perpendicular a los planos elegidos [3]. Para que la excitación de RF se restrinja a la región espacial de la que se quiere obtener señal, se combinan una excitación selectiva en frecuencia y el gradiente de selección de corte G_z , también denominado G_{SS} , actuando al mismo tiempo. La dirección del gradiente determina la orientación del corte, mientras que su amplitud, junto con ciertas características del pulso RF determinan tanto el grosor como la localización del corte. Un pulso selectivo de RF tiene dos partes asociadas: la frecuencia central y un ancho de banda de frecuencias (típicamente 1-2 KHz). Cuando se transmite este pulso en presencia de un gradiente de selección de corte, una región estrecha de tejido alcanza la frecuencia de resonancia y absorbe la energía RF. La duración y amplitud del pulso determinan el ángulo de rotación de los protones (90°, 180°, etc.). La frecuencia central determina la localización particular a excitar cuando el gradiente de selección de corte está activo y se pueden conseguir diferentes posiciones del corte variando la frecuencia central. El grosor del corte está determinado por la amplitud del gradiente y el ancho de banda de las frecuencias presentes en el pulso RF [2].

$$\Delta\omega = \gamma\Delta(G_z * Grosor)$$

Normalmente, $\Delta\omega$ está fijo por lo que el grosor de corte se cambia modificando la amplitud de G_z . Los cortes más finos requieren una mayor amplitud.

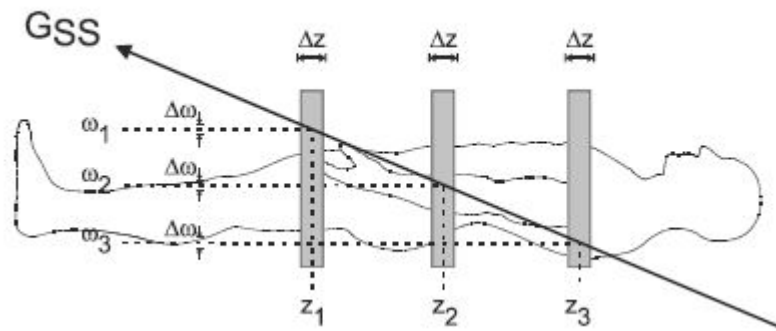


Figura 2- 12: En presencia del gradiente de selección de corte ($G_z \equiv G_{SS}$), el campo magnético total experimentado por un protón y su frecuencia de resonancia resultante dependen de su posición. Cada posición tendrá una única frecuencia de resonancia.

2.3.2.2 Gradiente de codificación de frecuencia o de lectura

En toda secuencia de pulsos, la señal de RM se detecta mediante la acción de un gradiente conocido como gradiente de lectura G_x , también denominado G_{RO} . Este gradiente produce una de las dos dimensiones visuales de la imagen. Una secuencia de pulsos típica utiliza un pulso de RF de excitación simultáneamente a un gradiente de selección de corte para excitar una región particular de tejido. A continuación de la excitación, la magnetización neta en el interior del corte está orientada de forma transversal a B_0 y precesará con una frecuencia ω_0 . A partir de ese momento comienzan los procesos de relajación T1 y T2. Los procesos T_2^* inducen el desfase de la magnetización transversal y que puede revertirse parcialmente para formar un eco mediante la aplicación de un pulso RF de 180° , un pulso de gradiente o ambos. A medida que se forma el eco, el gradiente de lectura se aplica de forma perpendicular a la dirección del corte y bajo la influencia de este nuevo gradiente, los protones comienzan a precesar a diferentes frecuencias dependiendo de su posición en el corte [2,4]. A un tiempo determinado se mide la señal de eco por la bobina receptora y se digitaliza para llevar a cabo la transformada de Fourier en un paso posterior. La magnitud de G_{RO} y la frecuencia detectada nos permite determinar la posición correspondiente del protón.

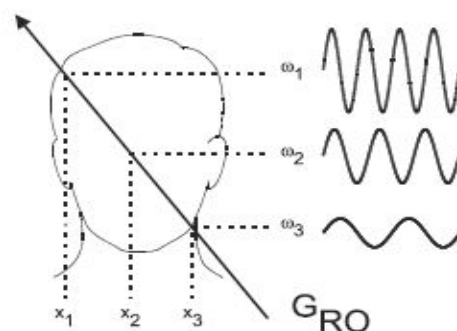


Figura 2- 13: El gradiente de codificación de frecuencia genera una variación en las frecuencias de los protones. La frecuencia de precesión ω_1 depende de su posición x_1

La magnitud de G_{RO} está determinada por dos parámetros configurables por el usuario [2]: el campo de visión en la dirección de lectura, FOV_{RO} y la frecuencia de Nyquist, ω_{NQ} del corte, también conocida como el ancho de banda del receptor.

$$\Delta\omega_{RO} = 2 * \omega_{NQ} = \gamma\Delta(G_{RO} * FOV_{RO})$$

donde $\Delta\omega_{RO}$ es el rango total de frecuencias presentes en el corte seleccionado. G_{RO} se elige de tal forma que los protones localizados en el borde del FOV_{RO} precesen a la frecuencia de Nyquist para el corte. FOV_{RO} más pequeños se consiguen incrementando G_{RO} y manteniendo la frecuencia de Nyquist de tal forma que el ancho de banda total permanezca constante.

La resolución espacial expresada en unidades de mm/pixel se deriva de dos parámetros de usuario: FOV_{RO} y el número de muestras de lectura en la matriz de adquisición, N_{RO} :

$$\Delta_{RO} = FOV_{RO}/N_{RO}$$

La resolución en frecuencia con unidades Hz/pixel está basada en N_{RO} y el ancho de banda total $\Delta\omega_{RO}$ para la imagen:

$$\text{Ancho de banda del pixel} = \frac{\Delta\omega_{RO}}{N_{RO}} = 2 * \omega_{NQ}/N_{RO}$$

Es posible mejorar la resolución en frecuencia de forma independiente a la resolución espacial incrementando el tiempo de muestreo utilizado para medir la señal. Esto reduce la frecuencia de Nyquist y para mantener la resolución espacial adecuada, se reduce G_{RO} [2].

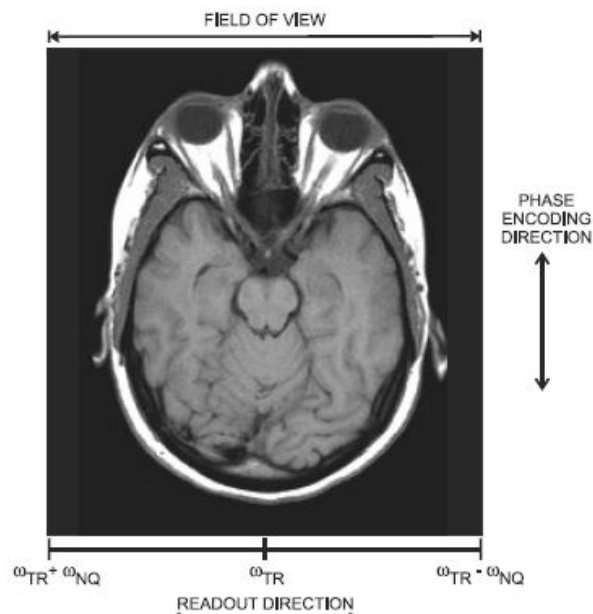


Figura 2- 14: Un protón localizado en el borde del FOV en la dirección de lectura precesa a la frecuencia de Nyquist por encima o por debajo de la frecuencia de transmisión ω_{TR} . Modificando el FOV se produce un cambio de la resolución espacial (mm/pixel) pero no en la resolución en frecuencia (Hz/pixel)

2.3.2.3 Gradiente de codificación de fase

La tercera dirección en una imagen de RM es la dirección de codificación de fase y se visualiza junto con la dirección de lectura en una imagen. El gradiente de codificación de fase G_y , también denominado G_{PE} , es perpendicular a G_z y G_{RO} y es el único gradiente que cambia de amplitud durante el ciclo de adquisición de una secuencia para la obtención de una imagen 2D [2,3]. El principio de codificación de fase está basado en el hecho de que la precesión del protón es de naturaleza periódica. Antes de la aplicación de G_{PE} un protón en el interior del corte precesa a la frecuencia base, ω_0 . Cuando G_{PE} está activo, su frecuencia de precesión se incrementa o disminuye y una vez G_{PE} es desactivado, la precesión del protón retorna a su frecuencia original, pero su fase está adelantada o retrasada en función de su estado previo. La cantidad de desfase depende de la magnitud y duración de G_{PE} que el protón experimenta y de la localización del protón. Protones localizados en diferentes posiciones en la dirección de codificación de fase experimentan diferentes cantidades de desfases para un mismo pulso G_{PE} . Un protón localizado en el borde del FOV experimenta la máxima cantidad de desfase de cada paso de codificación de fase. La información de la imagen se obtiene repitiendo la excitación del corte y detección de la señal múltiples veces, cada una con una amplitud diferente de G_{PE} .

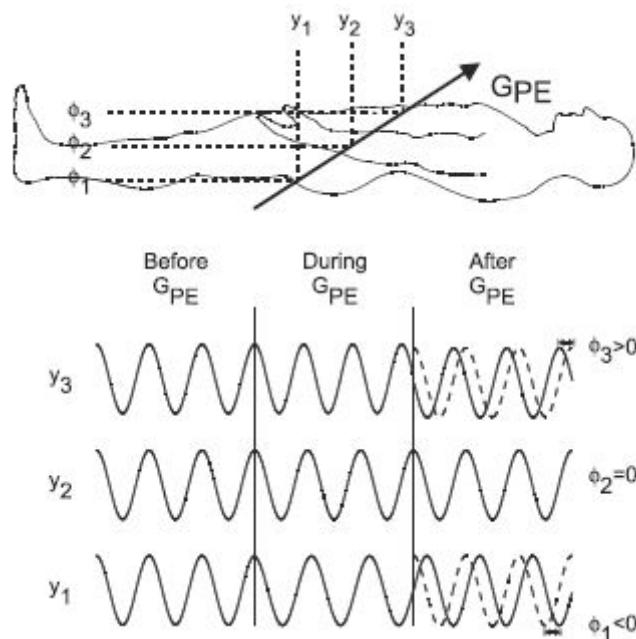


Figura 2- 15: Antes de aplicar G_{PE} todos los protones precesan a la misma frecuencia. Al aplicar G_{PE} un protón incrementa o decremanta su frecuencia de precesión dependiendo de su posición y_i

La resolución espacial en la dirección de codificación de fase depende de dos parámetros configurables por el usuario: FOV_{PE} y el número de pasos de codificación de fase en la matriz de adquisición, N_{PE} . FOV_{PE} está determinado por el cambio en G_{PE} de un paso al siguiente [2]. N_{PE} determina el número total de ciclos de cambio de fase ($N_{PE}/2$) producidos en el borde del FOV y, de esta forma, la frecuencia máxima ω_{NQ} en la dirección de codificación

de fase para la duración del pulso dada. La resolución espacial en la dirección de codificación de fase se mide en mm/pixel y viene dada por:

$$\Delta_{PE} = FOV_{PE} / N_{PE}$$

Una mejora en la resolución se puede obtener reduciendo FOV_{PE} o incrementando N_{PE} . La reducción en el FOV se lleva a cabo mediante el aumento de amplitud del gradiente G_{PE} . Debido a estos dos procesos físicos diferentes, el FOV en la dirección de codificación de fase no tiene porqué ser el mismo que el FOV en la dirección de lectura [2].

2.3.3 Espacio k

Para el análisis de los datos de RM se pueden utilizar dos formatos: datos crudos y datos de imagen [2]. Ambos conjuntos de datos contienen la misma información del corte y ambos se utilizan para propósitos diferentes. Estos datos se almacenan y manipulan como una matriz de puntos representativos del corte. La imagen y el espacio k se relacionan mediante una transformada de Fourier (TF). Los datos crudos son los que se leen directamente en el proceso de adquisición. La TF del espacio k es directamente la imagen. Los datos crudos consisten en datos digitalizados medidos de un eco determinado. Cada amplitud de la señal de eco medida por la antena receptora es digitalizada en función del tiempo y convertida a un formato complejo. Cada línea del espacio k es, simplemente un eco muestreado.

El espacio k es una malla de coordenadas k_x y k_y denominadas frecuencia espacial [3]. Los valores digitalizados de cada eco se almacenan en una línea de esta matriz en la cual van a guardarse ordenadamente todos los ecos que conforman la imagen. En cada codificación de fase se rellena una línea del espacio k y se designa por k_y y el número de columnas viene dado por el número de valores en que se digitaliza el eco y se representa por k_x . Cada vez que se varía el gradiente de codificación de fase se adquiere una línea del espacio k. Este proceso se repite hasta rellenar el espacio k.

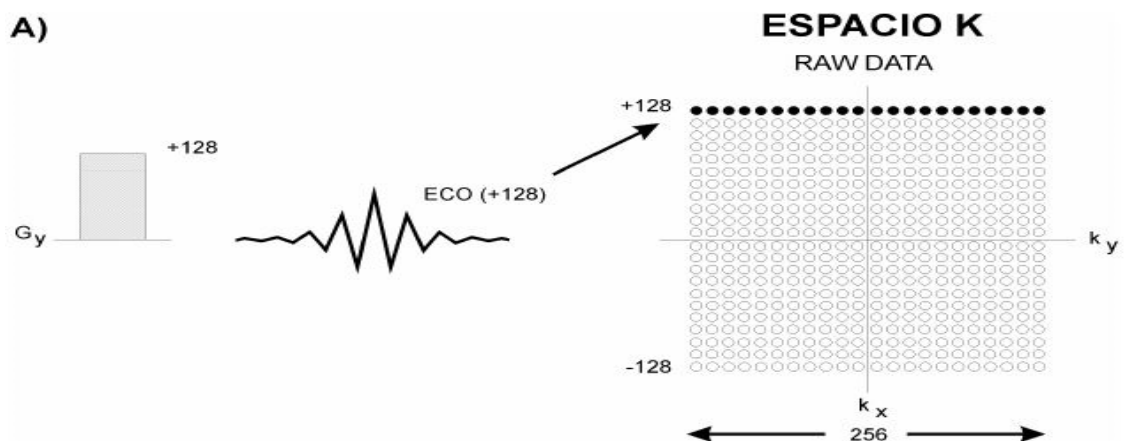


Figura 2- 16: En el primer TR de la secuencia se aplica un $G_{PE}=+128$. El primer eco obtenido se digitaliza en 256 valores y se deposita de forma ordenada en la línea superior del espacio k

Toda la información necesaria para reconstruir una imagen está integrada en el espacio k [2,9]. Anteriormente hemos comentado que los datos de imagen se obtienen mediante la transformada 2D de Fourier de la matriz de datos crudos compleja. En vez de visualizar imágenes como matrices complejas, la imagen visualizada es una matriz de valores reales que se corresponden con las magnitudes de las señales en cada punto. Cada eco o línea del espacio k se obtiene con valores distintos del gradiente de codificación de fase que tomará tantos valores como indique k_y . Por ejemplo, si utilizamos una matriz de adquisición de 256 (fase) X 256 (frecuencia) , el gradiente de fase variará entre los valores -128...0...127. Si consideramos la forma secuencial de llenado del espacio k, las filas centrales se corresponden con valores del gradiente de fase más bajos y las filas superior e inferior con los valores máximos, positivo y negativo respectivamente. Debido a la cancelación de la señal de unos protones con otros de fase opuesta, los ecos con codificaciones de fase extremas son muy débiles y apenas contribuyen a la señal global de la imagen. Los ecos de baja codificación de fase son más intensos debido a una escasa cancelación de la señal de los protones. Las codificaciones con poco desfase determinan la resolución de contraste de la imagen, mientras que las codificaciones de los extremos determinan el detalle fino.

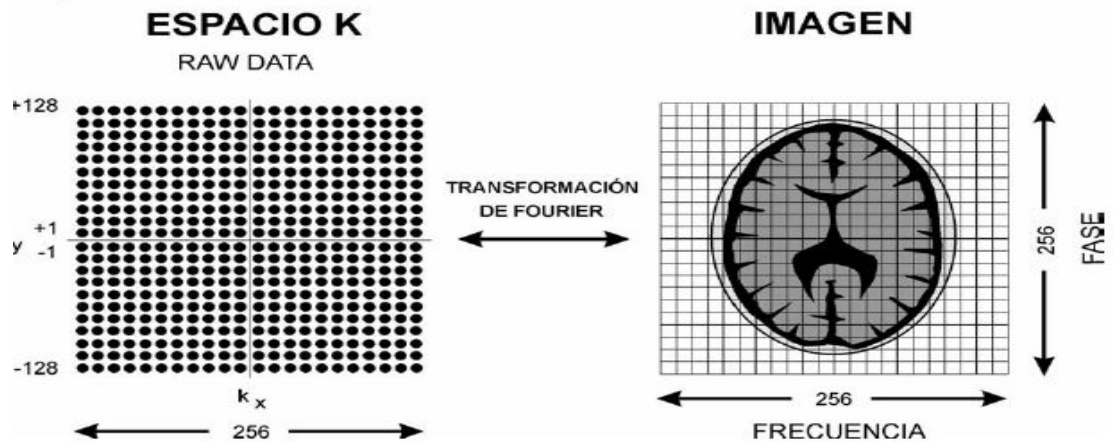


Figura 2- 17: Con el espacio k lleno se genera la imagen mediante la transformación de Fourier que convierte el espacio k en imagen y viceversa

Capítulo 3

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Introducción

Los fabricantes de los sistemas de RM realizan sus propios controles de calidad, pero los protocolos, estándares y fantasmas utilizados para estas comprobaciones están diseñados para un modelo específico y se concentran en la estabilidad de los componentes mecánicos y electrónicos. Los procedimientos, así como la construcción de los diferentes fantasmas de las diferentes casas comerciales no son comparables. Por otro lado, fantasmas como el de Fluke o el de la ACR están diseñados para centrarse en la calidad de imagen y son independientes de los diferentes fabricantes y modelos existentes, haciendo posible desarrollar las mismas comprobaciones de calidad en diferentes escáneres de RM.

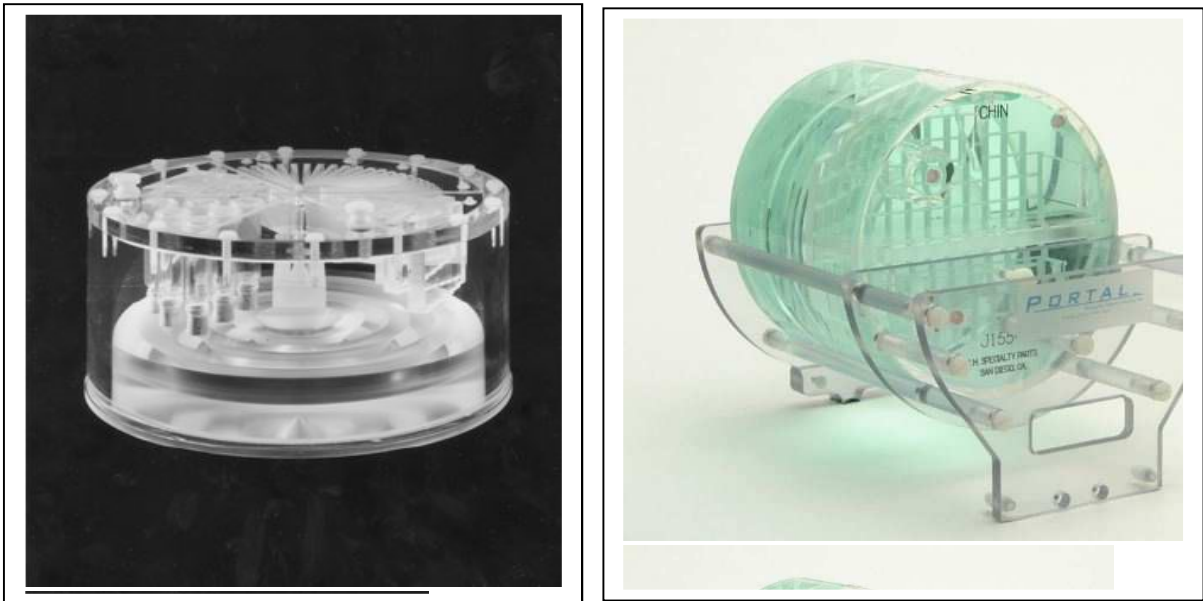


Figura 3- 1: Fantoma de Fluke (izq) y el recomendado por la ACR (der)

La calidad de imagen, en términos científicos y médicos, puede definirse como la fidelidad de la información que puede extraerse de una imagen. En otras palabras, la calidad de imagen se mide mediante el trabajo de un observador en una tarea específica, donde el observador podría ser tanto un médico intentando hacer un diagnóstico como un modelo matemático, o un algoritmo. Las tareas pueden dividirse genéricamente en tareas de clasificación y cuantificación [11]. En las aplicaciones médicas, un ejemplo de clasificación podría ser la

detección de una lesión, mientras que una tarea de cuantificación podría ser la determinación del volumen de sangre bombeado por el corazón en cada latido.

La tarea de clasificación se complica cuando se introduce ruido aleatorio que es inherente a los sistemas de imagen. La relación señal ruido (SNR) compara las medidas de la señal de interés con el ruido [12] y está considerada como la métrica más importante de la calidad de imagen en RM. Se trata de una de las comprobaciones más comunes y uno de los parámetros más susceptibles de caer por debajo de los niveles aceptables. Una SNR reducida puede indicar un fallo o degradación de los componentes del escáner, o una inadecuada atenuación de una fuente de ruido de radiofrecuencia externa [13].

La calidad de imagen en RM es normalmente cuantificada mediante la medida de una serie de parámetros en la imagen, utilizando fantomas diseñados para tal propósito. En este capítulo veremos en primer lugar, los parámetros más usados en la realización de los controles de calidad para luego pasar a comentar las comprobaciones desarrolladas en este trabajo y los métodos utilizados para automatizar el proceso.

3.2 Fantomas

3.2.1 Conceptos generales

Hay que tener especial cuidado con las medidas realizadas con el fantoma ya que pueden dar lugar a resultados erróneos. Los fantomas normalmente producen señales más altas que los humanos y presentan una distribución diferente de las frecuencias espaciales, a menudo con muchos bordes de contraste alto. La geometría y materiales del fantoma pueden dar lugar a efectos espúreos de susceptibilidad y el shim automático puede tener problemas a la hora de conseguir la convergencia. Las recomendaciones prácticas a considerar son [17]:

- Permitir que el fluido del fantoma se estabilice mecánicamente, no químicamente.
- Permitir que la temperatura del fluido del fantoma alcance el equilibrio térmico con el entorno, siempre y cuando este fluido sea dependiente de la temperatura.
- Fantoma libre de burbujas, eliminándolas en su caso.
- Minimizar la vibración mecánica ayudándose de pequeños aditamentos como almohadillas, que suelen utilizarse para el confort del paciente.

Es importante recordar que los pacientes respiran, presentan pulsación y se ponen nerviosos (principal causa de problemas de calidad de imagen) y los fantomas no.

En el interior del fantoma hay estructuras diseñadas expresamente para poder realizar estudios cuantitativos que nos permitan calcular los parámetros de calidad en las imágenes obtenidas con la RM. Para obtener resultados equiparables es necesario mantener las mismas condiciones iniciales en la adquisición de las imágenes durante los diferentes estudios. La colocación del fantoma juega un papel primordial así como la comprobación de su posición durante las distintas adquisiciones. De no ser así, no podrá realizarse el análisis de calidad correctamente ya que las imágenes que se obtendrían pueden estar en diferentes posiciones en cada caso y los parámetros calculados pueden no ser comparables, lo que producirá

heterogeneidad en el estudio de la evolución de la calidad de imagen. Para su posicionamiento se debe utilizar la luz de centraje y el posicionamiento automático, que coloca el punto bajo la luz de centraje en el centro del imán.

Generalmente todos los fantomas de RM son objetos esféricos o cilíndricos rellenos de fluido. Este fluido, para intensidades inferiores o iguales a 2T, es típicamente agua dopada con una sustancia paramagnética para reducir los tiempos de relajación T1 y T2 a valores del orden de los 200-500 ms y 150-300 ms respectivamente. Además, puede añadirse NaCl para proporcionar conductividades similares a las encontradas en el cuerpo humano. De esta forma, se dice que el fantoma está cargando eléctricamente a la bobina RF de una forma similar al tejido humano. Dos soluciones ampliamente utilizadas son [15]:

- 1 litro de H_2O , 3.6 g de $NaCl$ y 1.25 g de $CuSO_4$ o 1.96 g de $CuSO_4 \cdot 5H_2O$
- 10 mM de $NiCl_2$ y 75 mM de $NaCl$

La ventaja de utilizar $NiCl_2$ en vez de $CuSO_4$ es la menor dependencia de la constante de relajación T1 con la temperatura.

Para la evaluación de la relación señal-ruido (SNR), uniformidad e imágenes residuales, los fantomas pueden ser esféricos o cilíndricos con unas dimensiones similares a la cabeza y al abdomen, y para la evaluación de la precisión geométrica, resolución de alto y bajo contraste y grosor de corte, los fantomas normalmente son cilíndricos con objetos de test para la realización de las comprobaciones mencionadas.

Para campos mayores o iguales a 3T los fantomas rellenos de agua no son adecuados para las comprobaciones de calidad debido a que la penetración de RF y los efectos dieléctricos son más pronunciados al aumentar la frecuencia. En estos sistemas se utilizan soluciones basadas en aceite. En caso de utilizar fantomas basados en agua con estos sistemas, los criterios de aceptación, sobre todo en la uniformidad de RF deben ser modificados de forma apropiada [15].

3.2.2 Fantoma 76-903 de Fluke

Para los controles de calidad realizados en este trabajo se ha utilizado el fantoma de Fluke Biomedical, modelo 76-903 [26].

Todas las partes del fantoma están realizadas con plexiglás y se trata de un contenedor cilíndrico de 22,86 cm de diámetro en cuyo interior hay varias secciones rellenas de fluido (1 litro de H_2O , 3.6 g de $NaCl$ y 1.25 g de $CuSO_4$). Este fantoma está diseñado para colocarse en el interior de una bobina de cráneo.



Figura 3- 2: Fantoma 76-903 de Fluke

Consta de tres secciones: homogénea, cónica e insertos. La sección homogénea propiamente dicha. La sección cónica presenta cuatro conos truncados y concéntricos con canales de 45°.

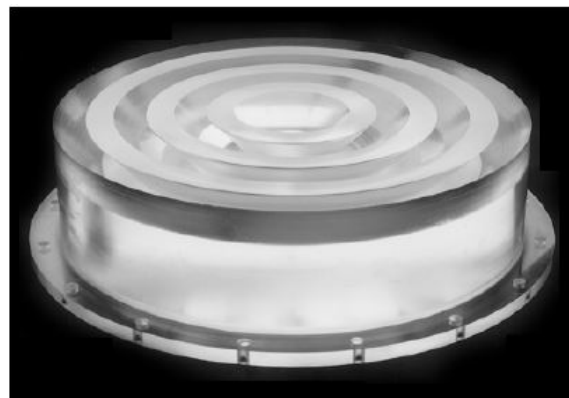


Figura 3- 3: Sección cónica

La sección de insertos presenta 6 partes: resolución espacial, viales de T1 y T2, dos grupos de cuñas unidas por pasos y con plegamiento y un ensamblado de cuñas en forma de estrella que abarca un ángulo de 120°.

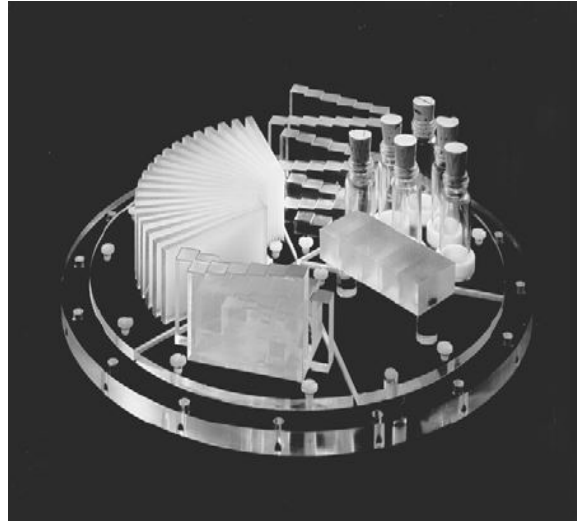


Figura 3- 4: Sección de insertos

3.3 Control de Calidad en los sistemas de RM

Actualmente el nivel de rigor para los controles de calidad de RM es muy variable, oscilando entre aceptaciones establecidas por el personal de servicio de la casa comercial y controles de aceptación muy rigurosos establecidos por instituciones para tal efecto. Esto se debe al hecho de que hoy en día, en los departamentos de Física hospitalaria no se ha dado a la RM la misma importancia que a los equipos de radiación ionizante. Sin embargo, diversos cambios en la práctica clínica de la RM están produciendo que la comunidad de RM reevalúe la prioridad y los niveles actuales de aceptación y programas de evaluación de la calidad. En primer lugar podemos citar el número creciente de centros hospitalarios que están incorporando los datos de la RM para la planificación del tratamiento (cirugía estereotáctica o radioterapia 3D) o como guía en procedimientos intervencionistas [14,22]. Estas aplicaciones requieren de una mayor diligencia para asegurar que los sistemas de RM estén óptimamente calibrados. En segundo lugar, los controles de calidad nos va a permitir detectar la degradación en la calidad de imagen antes de que sea perceptible por el usuario e incluso la fuente que provoca esa degradación. Esto nos permitirá establecer un mantenimiento preventivo o correctivo según el caso.

La AAPM establece una serie de procedimientos a realizar una vez ya está instalado el sistema de RM. Muchos de los chequeos comentados en el documento de la AAPM son comprobaciones que requieren del empleo de dispositivos específicos, como por ejemplo el uso de un gausómetro para el mapeo del campo magnético periférico. A modo informativo, este documento establece una serie de test según el subsistema considerado [15]:

- Imán:
 - Homogeneidad del campo magnético
 - Variaciones del campo magnético
- RF
 - Calibración de la transmisión y ganancia
 - Estabilidad de la ganancia del transmisor

- Gradientes
 - Precisión geométrica y linealidad
 - Compensación de las corrientes de Foucault
- Gradientes / RF
 - Grosor y separación de cortes
- Globales
 - SNR
 - Porcentaje de uniformidad de la imagen (PIU)
 - Resolución espacial de alto contraste
 - Resolución de bajo contraste
 - Porcentaje de señal residual

Por último establece una serie de test para la comprobación de características avanzadas incluidas en los sistemas de RM, como secuencias ultrarápidas y de espectroscopía. Estos test no suelen estar incluidos en los programas de control de calidad recomendados [5] por lo que no serán tratados en este trabajo.

Dado que nuestro trabajo está basado en el desarrollo de una aplicación de control de calidad basada en procedimientos automáticos, muchos de los test comentados anteriormente no pueden implementarse en este trabajo ya que por un lado, requieren el uso de dispositivos específicos como el gausómetro comentado anteriormente y por otro, son test que no están basados en el análisis de imágenes y por tanto no pueden implementarse en un programa de análisis automático, ya que requieren el uso de las herramientas de servicio incorporadas en el sistema de RM.

Los principios del control de calidad son exactamente los mismos para sistemas de campo magnético elevado (ej: 3T). Sin embargo hay que tener en cuenta una serie de consideraciones prácticas. Los fantomas basados en agua no son adecuados para algunos tests del control de calidad debido a que la penetración de RF y los efectos dieléctricos son más pronunciados a medida que la frecuencia es más elevada. Para estos sistemas es más adecuado utilizar un fantoma basado en aceite para las medidas de uniformidad.

El objetivo de este trabajo es proporcionar herramientas para la realización de los test de control de calidad de imagen en los sistemas de RM que el departamento de Física Médica pueda analizar independientemente del servicio de la casa comercial. Este trabajo delinea una estrategia para la realización de una serie de test recomendados, fantomas utilizados, preparación de las secuencias a utilizar y, por último enumera los test de forma individual, cada uno con una base para la ejecución del test, el procedimiento llevado a cabo y, en su caso, un criterio de aceptación. Este trabajo también hace referencia a comprobaciones específicas y criterios de aceptación de la *American College of Radiology (ACR)*. La base para la inclusión de estas comprobaciones se basa en la amplia utilización del fantoma recomendado por la ACR para su programa de acreditación.

Los parámetros de control de calidad propuestos se basan en el protocolo elaborado por la ACR [23]. En 2010 la AAPM publicó una actualización de su protocolo de control de calidad que incluye muchas de las recomendaciones de la ACR. Podemos dividir los parámetros estudiados en este trabajo en diferentes grupos [21]:

- Parámetros de señal
- Parámetros geométricos
- Artefactos

Una de las principales diferencias adoptadas entre el procedimiento manual y el adoptado en este trabajo es el uso del método Otsu [30] para la umbralización automática, utilizado para segmentar los objetos de interés del fondo, a diferencia del ajuste de la intensidad y nivel de ventana utilizado en el procedimiento manual y que será analizado en el capítulo siguiente.

3.3.1 Parámetros de señal

Los parámetros de señal incluyen la relación señal-ruido (SNR), uniformidad y la frecuencia central. La SNR es, sin duda, un parámetro clave. Los factores relacionados con el equipo y que afectan a la SNR son: intensidad del campo magnético, bobina de recepción, carga de la bobina y ancho de banda. Los factores relacionados con la secuencia incluyen: tamaño del vóxel, tipo de secuencia y temporizaciones [21]. Para la medida de la SNR es importante utilizar secuencias estándares y parámetros de secuencia constantes. Es altamente recomendable guardar estos parámetros en un protocolo de calidad de imagen definido por el usuario de tal forma que siempre se utilice esta plantilla cuando se vaya a realizar el control de calidad.

Normalmente, los parámetros relacionados con la señal se miden utilizando un fantoma con una sección uniforme llena de un material que presente tiempos de relajación adecuados. Hay una gran discrepancia entre el hecho de decidir si cargar eléctricamente a la antena o no. Cargar eléctricamente una bobina significa utilizar una solución ligeramente conductiva (salina) para mimetizar la reducción del factor de calidad de la bobina y para la generación de ruido de paciente real. Para las bobinas de cráneo y cuerpo entero se suele utilizar un anillo de carga, para el resto de bobinas se suele añadir una solución salina a la solución paramagnética para obtener el efecto deseado [15, 21].

La medida de la frecuencia de resonancia también puede llevarse a cabo mediante el fantoma uniforme aunque este valor normalmente está disponible como un parámetro de la secuencia de localización en el software del fabricante.

3.3.1.1 SNR

La señal viene dada por el valor medio de los píxeles en una región de interés (ROI) homogénea en el interior del fantoma. El ruido se define como las variaciones aleatorias en la intensidad del píxel. Entre los factores que pueden influir en la variación de esta relación podemos citar: fallos en la bobina de RF, fallos en la etapa de pre-amplificación o recepción, ruido RF externo que no es atenuado apropiadamente debido a problemas en el blindaje de RF, calibración general del sistema (frecuencia de resonancia, ángulo de inclinación, etc.), ganancia, ajuste de bobinas, apantallamiento RF, carga de la bobina, procesamiento de la imagen y parámetros de escán [13, 17, 19, 21].

Aunque la SNR es una medida muy importante para determinar la calidad de imagen del sistema, esta no proporciona información particular cuando se trata de localizar un problema en la cadena de imagen. Los problemas que dan lugar a una baja SNR pueden ser fallo en la bobina de RF, acoplamiento débil de la bobina de RF, problemas de pre-amplificación y de recepción y recepción de ruido de RF externo que no es atenuado en la jaula de Faraday debido a problemas en la integridad de la misma [15].

Procedimiento SNR

El procedimiento preferido es el propuesto por NEMA [19]. En este método se adquieren dos imágenes idénticas de un fantoma homogéneo y con una mínima separación entre cortes contiguos para evitar variaciones del sistema que puedan afectar a la determinación de la estadística del ruido. Estas dos imágenes se sustraen y se calcula la SNR de la siguiente forma:

$$SNR_{NEMA} = \frac{\sqrt{2} \bar{S}}{\sigma}$$

donde \bar{S} es el promedio de la señal en un ROI que contiene al menos el 75% del área del fantoma y que está definido en cada una de las dos imágenes originales y σ es la desviación estándar de la misma ROI en la diferencia de las dos imágenes. Sin embargo este procedimiento puede presentar dificultades a la hora de implementarlo si el software adecuado no está presente en el sistema de RM y por otro lado, el hardware debe permanecer estable entre adquisiciones de tal forma que la única diferencia entre imágenes se deba al ruido aleatorio.

El método de una única imagen propuesto por Kaufman [25] implica medir el ruido en una región donde no exista señal. Presenta la ventaja de que no se requiere procesamiento de la imagen. Sin embargo los artefactos presentes en el fondo pueden incrementar el ruido. Estos artefactos pueden referirse tanto a imágenes residuales en la dirección de codificación de fase como a un filtrado de los datos recibidos [15]. Estos artefactos incrementarán la desviación estándar en la región y por lo tanto la SNR calculada con este método disminuirá. Este método produce una estimación a la baja respecto al método dual pero aun así, no representa ningún problema cuando la SNR se utiliza como un valor de control de calidad y se calcula de la misma forma en todos los casos. Adoptando el suficiente cuidado para posicionar las ROIs de tal forma que se evite el ruido de fondo, la técnica de una imagen es un buen sustituto a la técnica dual para medir la SNR en procedimientos de control de calidad. La técnica de una imagen presenta la ventaja de ser más rápida y simple de calcular ya que solamente se requiere de una imagen y la estadística puede calcularse directamente en esta imagen [24].

En este trabajo se ha adoptado el método de una única imagen ya que se ha demostrado que este método presenta una buena correlación con el método de sustracción [24]. En este método es recomendable que la ROI central incluya al menos el 75% del área del fantoma para aquellas imágenes obtenidas con bobinas de cráneo y cuerpo entero.

Registramos el valor medio de todos los píxeles incluidos en esta ROI. El ruido se deriva de la desviación estándar de los píxeles de pequeñas regiones o ROIs (entre 1 y 4) colocadas en regiones libres de imágenes residuales o “ghost” en el fondo, fuera del fantoma y que no estén en la dirección de fase (fig 4). El promedio de estas desviaciones estándar procedentes de estas regiones con ruido se utiliza para el cálculo de la SNR. Por otro lado, la ROI a colocar en el fondo debe ser lo suficientemente grande para poder obtener la mejor estadística en la señal de fondo. La forma más simple para calcular el ruido es usar la desviación estándar en la ROI de fondo. Para realizar una medida precisa del ruido necesitamos una ROI de al menos 1000 píxeles [19]. Para conseguir esta condición hemos seleccionado 4 ROIs combinadas. Por último el valor SNR se calcula de la siguiente forma [15, 19, 23]:

$$SNR = \left(\frac{\text{valor medio en el fantoma}}{\sigma_{fondo}} \right)$$

donde σ_{fondo} es la desviación estándar de una ROI localizada en el fondo (aire).



Figura 3- 5: Cálculo de la SNR

Sea cual sea el método utilizado para medir la SNR, el concepto más importante es la reproducibilidad. Las comprobaciones y el análisis deben realizarse siempre de la misma forma. Para detectar pequeños cambios en la SNR provocados por posibles fallos en el hardware del equipo, debemos mantener las variaciones debido a la metodología en unos valores mínimos. Debido a que el ruido es pequeño y además está en el denominador de la SNR, el diseño del test debe implementarse teniendo en cuenta una medida precisa del ruido como variable más importante en vez de centrarse en la medida de la señal promedio.

La medida de la SNR registrada usando los métodos comentados no es una medida precisa sino una estimación de la SNR verdadera. Sin embargo para la mayoría de los sistemas supone un índice fácilmente reproducible que es bastante adecuado para un control de calidad rutinario.

Criterio:

No se puede dar un criterio de aceptación para la SNR en términos generales debido a que los valores serán específicos al sistema (bobina de RF, condiciones de adquisición, valores T1 y T2 del fantoma, etc.). Sin embargo, las medidas obtenidas durante el control de calidad deben formar parte de unos valores de referencia que serán utilizados en posteriores controles [15, 19, 23].

3.3.1.2 Uniformidad

La uniformidad de la imagen se refiere a la habilidad del sistema de RM para producir una señal constante a partir de un fantoma o inserto del fantoma con características homogéneas. Las imágenes obtenidas deben tener el mismo nivel de intensidad si pertenecen a la misma región anatómica en estudio. Es decir, se refiere a la capacidad del sistema de RM para producir una señal constante en un volumen determinado cuando el objeto visualizado presenta características homogéneas.

Los parámetros que contribuyen a la falta de uniformidad son: heterogeneidades del campo magnético estático B_0 , RF, una baja compensación de las corrientes de Foucault, una falta de calibración de los pulsos de gradientes o a un posicionamiento espacial inadecuado del fantoma. La uniformidad es particularmente importante para las bobinas RF [21], ya que cualquier heterogeneidad RF afectará a los ángulos de inclinación (*flip angles*) de los pulsos de excitación y, por lo tanto, al contraste de la imagen. El sistema también puede disponer de filtros de homogeneización (corrección de la intensidad de la imagen). Por este hecho, la uniformidad normalmente se mide utilizando las bobinas de cabeza y cuerpo entero utilizando un fantoma o una sección del fantoma que sea uniforme. Las bobinas de cabeza, cuerpo y algunas de extremidades están diseñadas para que tengan una sensibilidad espacial uniforme cerca del centro de la bobina cuando está cargada eléctricamente.

Procedimiento:

La uniformidad de la imagen se cuantifica en términos de la desviación de las intensidades de los píxeles a partir del valor medio. El análisis de la uniformidad debe realizarse en la región de interés (ROI) que está ocupada por muestras clínicas y no sobre todo el volumen disponible de la bobina de RF [15, 18]. La uniformidad de la intensidad se determina mediante la comparación de los niveles de intensidad mayor y menor en una región del fantoma.

Se obtiene a partir de una región del fantoma homogénea en la cual se establece una ROI que comprenda al menos el 75% del área total del fantoma. Normalmente se coloca una pequeña ROI ($\sim 1 \text{ cm}^2$) tanto en el área de mínima intensidad \bar{S}_{min} como en el área de máxima intensidad \bar{S}_{max} . La PIU (*Percentage Image Uniformity*) se calcula de la siguiente forma:

$$PIU = 100 \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right]$$

Los pasos seguidos para este cálculo son:

1. Establecemos una ROI circular en el interior de la sección uniforme que cubra al menos el 75% de la imagen del fantoma y registramos el valor medio de todos los pixeles incluidos en esta ROI.
2. Llenamos esta región seleccionada con pequeñas ROIs de área 1 cm^2 para poder determinar las ubicaciones de las dos ROIs que necesitamos, o sea, la ROI que tiene un nivel de intensidad máximo y la ROI que tiene un nivel de intensidad mínimo.
3. Determinamos la ROI de intensidad máxima y la ROI de intensidad mínima.
4. Calculamos la PIU (percentage image uniformity) según la fórmula:

$$PIU = 100 \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right]$$

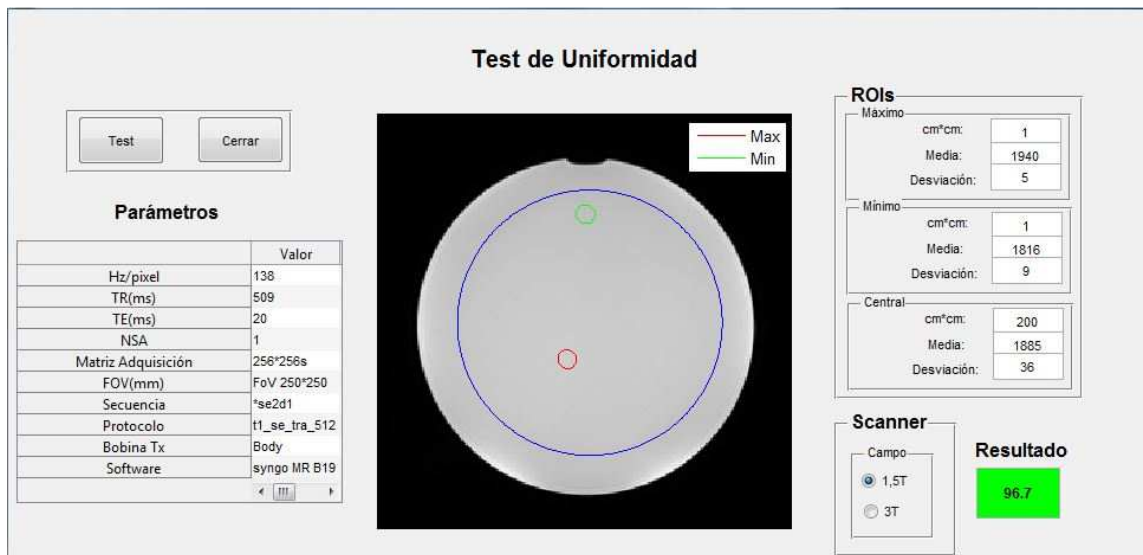


Figura 3- 6: Cálculo de la uniformidad

Criterio:

Un valor del 100% representa una uniformidad perfecta (NEMA utiliza un parámetro de no uniformidad $U = 1 - I$, donde 0 representa la uniformidad perfecta). Para superar las imprecisiones debidas a una baja SNR, NEMA recomienda una fase de suavizado de señal antes del cálculo de la uniformidad pero en la práctica no se produce una mejora sustancial [15]. Para los sistemas con baja SNR es mejor incrementar el número de adquisiciones, NSA. Los límites establecidos han sido diseñados para las bobinas de cabeza.

Para una bobina de cabeza volumétrica, la PIU debería exceder del 90% para sistemas de RM que operan con un campo de 1,5T o inferior [15, 18]. A intensidades de campo altas ($\geq 1.5T$) existe la posibilidad de que no se alcance una buena uniformidad ($PIU \leq 90\%$) debido a los efectos de onda estacionaria causados por las propiedades dieléctricas del agua. En este caso se puede utilizar una solución de llenado del fantoma basada en aceite.

3.3.2 Parámetros geométricos

Estos parámetros cuantifican la precisión en la codificación espacial y reflejan varios aspectos técnicos del sistema como: uniformidad de campo, linealidad de los gradientes, compensación de las corrientes de Foucault, etc. Existen fantomas con determinados insertos que permiten la medida de diferentes parámetros geométricos en cortes definidos.

3.3.2.1 Linealidad y distorsión

NEMA y AAPM no distinguen entre linealidad y distorsión, usando definiciones similares para ambos. La ACR utiliza el término “precisión geométrica” [12]. La exactitud geométrica se refiere a la capacidad del sistema de reproducir una imagen que conserve las mismas características geométricas del objeto bajo estudio. La distorsión geométrica puede referirse tanto al desplazamiento de ciertos puntos de una imagen respecto a su localización conocida como a un escalado impropio de la distancia entre diferentes puntos de la imagen.

Los desajustes en las medidas pueden ser debidos a gradientes mal calibrados, uso de anchos de banda muy bajos en las antenas receptoras, o incluso a heterogeneidades en el campo magnético principal (B_0). Si asumimos que el campo magnético estático es homogéneo, el factor hardware dominante que afecta a la precisión geométrica es el sistema de gradientes. Las tres bobinas de gradientes ortogonales codifican posiciones de forma lineal en frecuencia y fase. En la práctica podemos decir que todas las bobinas producen campos de gradientes no lineales debido principalmente a la extensión finita de las bobinas [15]. Para compensar estas no linealidades normalmente los fabricantes incorporan un algoritmo de corrección para aplicarlo a las no linealidades ya conocidas, en el diseño de una bobina de gradientes. Incluso con estas correcciones, la precisión geométrica varía a lo largo del FOV, particularmente para los cortes fuera del isocentro.

Esta medida depende de la linealidad de los gradientes en un gran campo de visión (FOV) y de la homogeneidad del campo magnético principal (shim). La introducción de un paciente en el interior del túnel de la RM va a incrementar las variaciones del campo debido a la susceptibilidad de los tejidos [15,17]. Determinados objetos ferromagnéticos presentes en el túnel del imán pueden provocar un mayor efecto. Esto puede reducirse mediante el uso de secuencias que usen un gran ancho de banda. Los errores en la precisión geométrica dan lugar a un escalado impropio de la distancia entre diferentes puntos de la imagen.

Los amplificadores de gradientes necesitan tiempo para estabilizarse cuando se activan. En algunos centros apagan todo el sistema de RM (incluyendo a los amplificadores de gradientes) durante toda la noche. En estos sitios es de vital importancia asegurarse de que el hardware se estabilice antes de empezar a adquirir imágenes [23].

Otro factor que induce a fallo es el uso de anchos de banda muy bajos. Es de práctica común reducir el ancho de banda para incrementar la SNR. Esto puede dar lugar a que las heterogeneidades normales en el campo magnético principal se manifiesten como distorsión espacial en la imagen. En la mayoría de los sistemas el ancho de banda por defecto se establece lo suficientemente alto como para evitar este problema.

Procedimiento:

La distorsión geométrica porcentual puede medirse con un fantoma de dimensiones conocidas o uno que contenga una rejilla uniforme o algún tipo de patrón con agujeros. Para la medida de esta distorsión geométrica se debe medir las distancias de 4 diámetros distribuidos uniformemente que pasen por el centro del fantoma. Estos diámetros deben ser medidos hasta el perímetro del área especificada y los ángulos entre pares de diámetros adyacentes deben ser menores o iguales a 45° [15, 17, 21].

Si un fantoma contiene una rejilla uniforme o un patrón de agujeros, la linealidad en el FOV se puede determinar mediante el coeficiente de variación de los espacios entre agujeros o en la rejilla. En nuestro caso, el área especificada es un disco. Las cuatro distancias o diámetros se miden en la imagen y se comparan con el diámetro real del fantoma según la relación [15, 17, 21].

$$GD = \max \left(100 * \left(\frac{|L_m - L_a|}{L_a} \right) \right)$$

L_m = distancia medida en la imagen

L_a = distancia real en el fantoma

El procedimiento empleado en el algoritmo para llevar a cabo el método comentado es:

- 1) Se binariza la imagen mediante el cálculo del pico de la señal de agua. Este pico se utiliza para umbralizar la imagen, o sea, segmentar las regiones del fantoma del fondo.

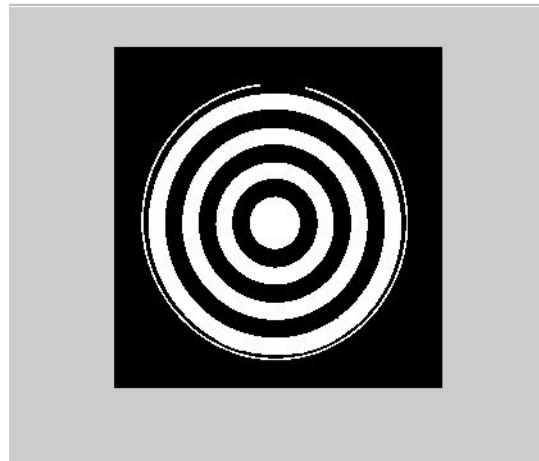


Figura 3- 7: Imagen binarizada

- 2) Para medir el diámetro a lo largo de la dimensión x (filas), la imagen binarizada se suma a lo largo de la dimensión x (filas) obteniendo un vector cuyos elementos son la suma de todos los valores de intensidad en cada fila. Se localizan los índices de los extremos mediante la función $find > 0,1$ de Matlab. Se utiliza un procedimiento similar

para medir el diámetro a lo largo de la dimensión y (columnas) con la diferencia que ahora el vector resultante está compuesto por sumas de cada columna.

- 3) Para realizar las medidas a 45° y -45° del eje x, se realiza una rotación de la imagen 45° y se aplica el mismo método explicado anteriormente.
- 4) Se aplica el mismo procedimiento al localizador para comprobar que las medidas obtenidas se corresponden con el diámetro y ancho total del fantoma.
- 5) Todas las medidas se convierten a mm y se comparan con las medidas reales.

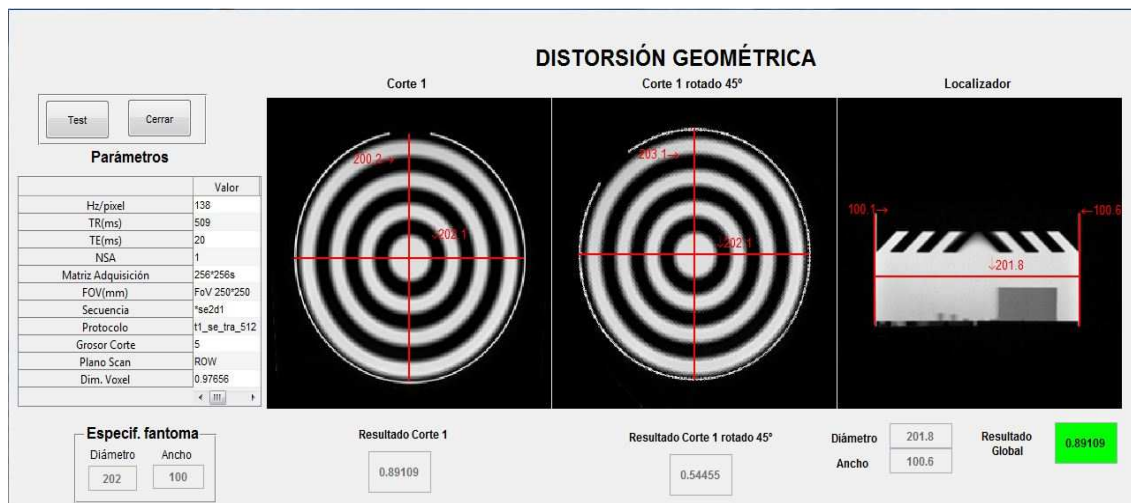


Figura 3- 8: Cálculo de la distorsión

Criterio:

El valor absoluto de la distorsión geométrica porcentual no debería exceder del 2% [15, 17, 21].

3.3.2.2 Resolución espacial de alto contraste

La resolución espacial o capacidad de diferenciar dos puntos cercanos y pequeños en la imagen se traduce en la nitidez en la visualización de las estructuras. Básicamente depende del tamaño del vóxel y, por lo tanto de tres parámetros principales como son: tamaño de la matriz, FOV y grosor de corte. El tamaño del vóxel suele ser anisotrópico (la dimensión en el eje Z es mucho mayor que en X, Y) y, por lo tanto, la resolución no es igual en todas las dimensiones, siendo menor en la dirección Z. La resolución se puede incrementar mediante la utilización de matrices mayores, mediante la disminución del FOV o disminuyendo el grosor de corte. Todos estos factores dan como resultado una disminución del tamaño del vóxel. El efecto adverso es una importante disminución de la SNR, que exige aumentar el número de adquisiciones [17, 21]. Esto, junto al aumento del número de codificaciones de fase necesario para aumentar la matriz, hace que el tiempo de exploración en las técnicas de alta resolución sea largo. Por este motivo es frecuente la utilización de secuencias rápidas como TSE o GraSE.

Las limitaciones de hardware, SNR y los tiempos de relajación van a imponer limitaciones a la máxima resolución espacial que se pueda obtener. La resolución espacial puede mejorarse mediante las siguientes acciones [27]:

- Decrementar el FOV.
- Incrementar el número de puntos de lectura.
- Incrementar el número de pasos de codificación de fase.

Donde:

- El FOV está limitado por la intensidad de los gradientes y la dimensión del sujeto en la dirección de lectura.
- El número de puntos de lectura está limitado por el T2. Extender el período de lectura más allá del tiempo de relajación va a provocar que la SNR disminuya de forma significativa.
- El número de pasos de codificación de fase está limitado por el tiempo de adquisición. Un incremento del número de pasos de codificación de fase produce un incremento proporcional del tiempo de adquisición.

El tamaño del pixel de la matriz de adquisición no debería confundirse con el tamaño del pixel de la matriz visualizada en la cual puede producirse una interpolación entre pixeles. Tradicionalmente la resolución ha sido cuantificada por la función de extensión de un punto (PSF), la función de extensión de una línea (LSF) o la función de modulación por transferencia (MTF), sin embargo estos métodos no son prácticos para medidas rutinarias de control de calidad en los sistemas de RM [12, 14, 21] siendo el método visual el método más empleado en procedimientos no automáticos. Otros factores que influyen en la resolución espacial de alto contraste incluyen una baja compensación de las corrientes de Foucault, un “ghosting” (imágenes residuales) excesivo en la imagen y un excesivo filtrado paso bajo de las imágenes durante la reconstrucción.

Hemos comentado anteriormente que en RM la resolución espacial se define por el tamaño de los vóxel. Dado que los vóxel tienen tres dimensiones, la resolución es diferente en cada una de ellas. El tamaño del vóxel y, por lo tanto la resolución, depende del tamaño de la matriz, el FOV y el grosor de corte. El tamaño de la matriz es el número de pasos de codificación de frecuencia en una dirección y el número de pasos de codificación de fase en otra dirección. El FOV es el tamaño del área que la matriz de codificaciones de fase y frecuencia cubre. Un aumento del número de pasos en cada una de estas direcciones va a producir una mejora en la resolución. La codificación en frecuencia depende de lo rápida que sea muestreada la señal FID y no produce un incremento en el tiempo de adquisición. Un incremento en los pasos de codificación de fase va a incrementar el tiempo de adquisición de forma proporcional. Esta es la razón por la que muchas imágenes presentan menos codificaciones de fase que de frecuencia: ej: 128X256, 192X256, etc. Si dividimos el FOV por el tamaño de la matriz obtenemos el tamaño del vóxel en el plano, o sea del píxel. Por lo tanto, un incremento en el FOV en cualquier dirección va a aumentar el tamaño de los vóxel y disminuir la resolución. Un decremento del FOV va a mejorar la resolución. El grosor de corte determina la profundidad del vóxel y es casi siempre la dimensión mayor del vóxel. Por lo

tanto, la resolución perpendicular al plano de la imagen es la más pobre. Está relacionado con la máxima intensidad del gradiente Z así como con el número de cortes disponible.

Procedimiento:

De forma cuantitativa puede evaluarse mediante la utilización de pares de líneas, matrices de agujeros, o bandas de pequeños agujeros de varios diámetros. El fantoma de Fluke contiene un inserto de resolución que consiste en un pequeño bloque de plástico con 4 filas de agujeros de diferentes diámetros: 2 mm, 1mm, 0.75 mm y 0.5 mm. Estos agujeros se muestran como puntos brillantes en la región correspondiente del corte. Los pasos realizados para el cálculo de la resolución son los siguientes:

1. Extracción de la parte de resolución de la imagen completa tal y como se muestra en la figura 5. Se realiza un escalado por un factor de 10 de la imagen extraída utilizando interpolación bicúbica ya que un simple escalado sin interpolación hace que la tarea de discernir los diferentes agujeros de la imagen sea casi imposible.
2. Extracción de cada una de las filas utilizando para ello 4 ROIs.
3. Calculamos los centroides de cada una de las ROIs y contabilizamos el número de ellas. Si en la primera fila se detectan 5 agujeros la resolución de 2 mm pasa correctamente el test. En la segunda fila debemos contabilizar 7 centroides para que la resolución de 1 mm pase el test. En la tercera fila y cuarta fila se deben contabilizar 9 y 11 agujeros respectivamente.



Figura 3- 9: Cálculo de la resolución de alto contraste

Criterio

El test será correcto cuando la resolución sea de 1 mm o menor [15, 20, 23].

3.3.3 Artefactos

El movimiento del paciente es la causa más común de los artefactos en la imagen [17]. Hay dos tipos de artefactos provocados por el movimiento:

- Movimientos aleatorios que producen una señal ruidosa y con falta de nitidez, principalmente en la dirección de codificación de fase.
- Movimientos periódicos que generan imágenes residuales (*ghost images*) en la dirección de codificación de fase.

En la transformada de Fourier 2D existe una disparidad considerable entre los tiempos de muestreo para la colecta de datos en las direcciones de codificación de frecuencia y fase. En la dirección de codificación de frecuencia, todas las muestras (256-512) de una señal son adquiridas en un único eco (ej: aproximadamente 5-80 ms). Por otro lado, el tiempo necesario para obtener una única muestra en la dirección de codificación de fase es del orden de los segundos o minutos, debido a que deben recopilarse todas las líneas del espacio K para obtener el conjunto total de datos para poder aplicar la reconstrucción de Fourier [28].

La mayoría de los movimientos fisiológicos (respiración, pulso cardíaco y arterial) ocurren en una franja de tiempo que abarca desde cientos de milisegundos hasta varios segundos [28]. Debido a que estos movimientos son lentos en comparación al intervalo de muestreo en la dirección de codificación de frecuencia, producen una pequeña cantidad de borrosidad en la dirección de codificación de frecuencia. Sin embargo, el intervalo de muestreo en la dirección de codificación de fase es generalmente igual o más largo que el período de la mayoría de los movimientos fisiológicos, por lo que los artefactos serán más intensos en esta dirección. Por lo tanto, podemos decir que estos artefactos se propagan en la dirección de codificación de fase independientemente de que el movimiento fisiológico se produzca en la dirección de codificación de frecuencia, de fase o de selección de corte.

Dada la naturaleza esporádica de los artefactos, estos no están sujetos a un test rutinario de control de calidad de imagen, excepto las imágenes residuales (*ghosting*).

3.3.3.1 Imágenes residuales (Ghosting)

Las **imágenes residuales o fantasmas** (*ghosting*) son un artefacto que consiste en que una copia débil del objeto escaneado aparece en la imagen y aparece desplazada de su posición original.

Cuando los movimientos son periódicos (latido cardíaco, arterial, respiración, etc.) se pueden producir imágenes residuales que se propagan en la dirección de codificación de fase, incluso fuera de los límites anatómicos. La intensidad de estas imágenes residuales se hace más extrema con la intensidad de la estructura en movimiento y con la amplitud del movimiento. Estas imágenes residuales pueden mostrar un incremento o disminución de la señal verdadera de la imagen. El espaciado entre imágenes residuales varía con la dirección del movimiento, su amplitud y su periodicidad en relación al intervalo de muestreo (TR) [17].

No es extraño que los datos crudos en cada línea del espacio K estén desplazados respecto al centro real del espacio K debido a efectos físicos del espín, gradientes mal calibrados y el comportamiento del sistema de adquisición de datos [29]. Estos factores no producen ningún problema en la reconstrucción estándar debido a que cada línea del espacio k se recorre en la misma dirección y todas las líneas del espacio K presentan prácticamente el mismo desplazamiento. Esto da lugar a un factor de fase constante en la imagen reconstruida que no aparece en la imagen de magnitud. Sin embargo en las secuencias ecoplanares (*echo-planar*

imaging), el espacio K presenta líneas alternadas que se recorren en direcciones opuestas. Antes de la reconstrucción estándar de Fourier, se aplica a las líneas pares o a las impares el método de retorno temporal para colocar los datos en su posición correcta dentro del espacio K. Esta inversión da lugar a un desplazamiento alterno de las líneas, que en el espacio temporal significa que la intensidad de señal es desplazada a lo largo de la imagen en la dirección de codificación de fase. Para N píxeles a lo largo del FOV, esta imagen residual (*ghost*) es desplazada N/2 píxeles en relación a la imagen parental posicionada correctamente.

Procedimiento

Este test determina si existe una copia del objeto representado superpuesta en la imagen, desplazada de su verdadera posición. Las imágenes residuales son consecuencia de la inestabilidad de la señal entre repeticiones de pulsos. En este test se mide el nivel de señal residual como porcentaje del nivel de señal en la imagen verdadera. Las imágenes residuales son más pronunciadas en áreas del fondo donde no debería haber señal pero que se pueden superponer a las partes principales de la imagen, alterando las intensidades verdaderas.

Normalmente hay que manipular la ventana y el nivel de visualización a valores extremos para poder visualizar las imágenes residuales. Debido a la sensibilidad de la transformada de Fourier 2D a las imágenes residuales, es un test muy importante a considerar, aunque hay que tener cuidado de asegurarse de que las imágenes residuales no sean inducidas por vibración mecánica causada por los gradientes. La presencia de imágenes residuales debería comprobarse diariamente o semanalmente.

Para este test se toman 5 medidas de intensidad: la intensidad promedio en la imagen principal del fantoma y la intensidad promedio en el fondo en 4 lugares fuera del fantoma. Los pasos seguidos para este cálculo son [12, 15, 20, 23]:

1. Establecemos una ROI circular en el interior de la sección uniforme y que debe tener un área entre 195 cm^2 y 205 cm^2 . Esta ROI debe estar aproximadamente centrada en el fantoma. Calculamos el valor medio de las intensidades de los píxeles para esta ROI.
2. Establecemos 4 ROIs elípticas sobre el fondo sin tocar los bordes del FOV ni del fantoma y en las posiciones superior, inferior, derecha e izquierda. Las ROIs tienen una relación longitud: ancho de 4:1 y un área aproximada de 10 cm^2 en total. Registramos el valor medio para cada ROI. Las ROIs que están en la posición superior e inferior de la región del fantoma sirven como controles del nivel de la media del fondo ya que con total seguridad estas ROIs no contendrán señales residuales dado que la codificación de fase es de izquierda a derecha.
3. Calculamos la razón de ghost según la fórmula:

$$ghosting = \left| \frac{(superior+inferior)(izquierda+derecha)}{2*central} \right|$$



Figura 3- 10: Cálculo del ghosting

Criterio

El valor obtenido debe ser menor o igual a 0.025 para que sea correcto [15, 23].

Capítulo 4

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

4.1 Introducción

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en la realización manual de las mediciones de los parámetros de calidad según el protocolo recomendado por la ACR y que nos han permitido verificar los puntos establecidos para cada uno de los parámetros planteados en la sección 3.

En primer lugar vamos a proporcionar una versión resumida del manual de usuario proporcionado por la *American College of Radiology* (ACR) y que nos va a servir como marco de referencia para la realización del método manual [20,23]. Una vez realizadas las medidas, estableceremos una comparativa entre nuestro método automático y el método manual que es el que normalmente se utiliza en los servicios de Física Médica hospitalaria. Solamente proporcionaremos una descripción breve de los pasos necesarios para obtener la medida requerida. Por otro lado, la aplicación desarrollada nos permite volcar todos los resultados a un fichero en formato html para poder visualizar de una forma global todos los resultados obtenidos.

Como herramienta de medida para la realización del procedimiento manual se ha utilizado el programa ImageJ [31]. Con esta herramienta podemos seleccionar uno a uno cada corte adquirido, ajustar el nivel y la ventana de visualización para una observación óptima, determinar las regiones de interés circulares y elípticas para el cálculo de la intensidad promedio y desviación estándar y multitud de operaciones adicionales.

4.2 Procedimiento Manual

4.2.1 Uniformidad de la imagen

- 1) Seleccionamos el corte correspondiente a la sección uniforme del fantoma.
- 2) Centramos una ROI circular con un radio entre 195 cm^2 y 205 cm^2 en la región del fantoma. Esta ROI nos va a definir el contorno de la región del fantoma en la cual tomaremos las medidas de intensidad.
- 3) Establecemos la ventana de visualización al mínimo y bajamos el nivel hasta que el área total dentro de la ROI sea totalmente blanca. Ahora incrementamos el nivel lentamente hasta que una pequeña región oscura de píxeles y con un área aproximada de 1 cm^2 se empiece a desarrollar en el interior de la ROI. Este es el área de menor señal en la ROI.
- 4) Centramos una ROI circular de área 1 cm^2 en esta región de baja señal y registramos la intensidad promedio como el valor de baja señal (figura 1).

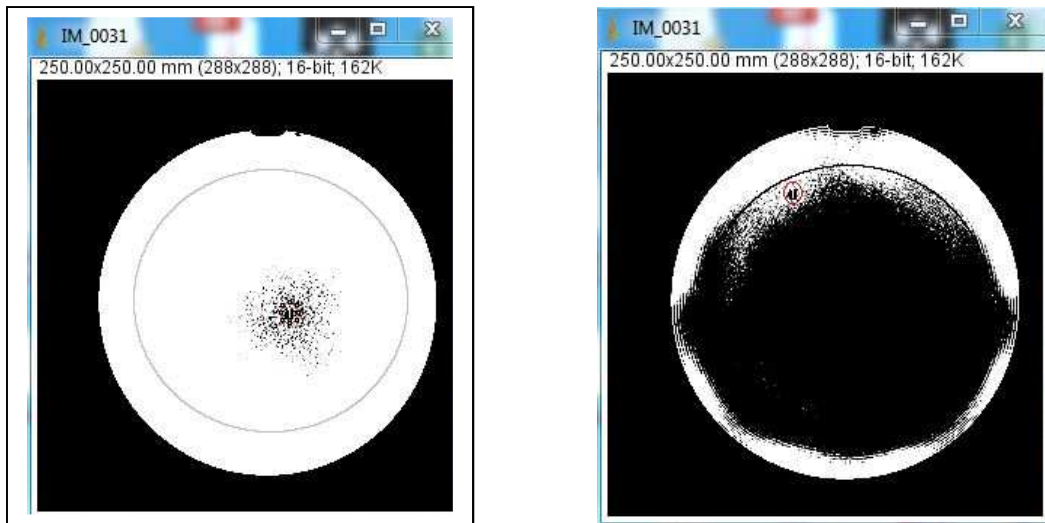


Figura 4- 1: ROI de baja señal (izq); alta señal (der)

- 5) Incrementamos el nivel hasta que un área de 1 cm^2 de pixeles blancos permanezca en la imagen. Esta es la región de mayor señal en la ROI.
- 6) Centramos una ROI circular de área 1 cm^2 (radio 5.6 mm) en esta región de gran señal y registramos la intensidad promedio como el valor de alta señal (figura 2).
- 7) Los valores de baja y alta señal se utilizan en la fórmula indicada para calcular el tanto por ciento de uniformidad de la imagen (PIU). Para que el test sea correcto, la PIU debe ser mayor o igual al 87,5% para 1,5T y mayor o igual al 82,5% para 3T [32].

$$PIU = 100 \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right]$$

Los resultados obtenidos con el método manual para las imágenes T1 y T2 son los que se muestran a continuación:

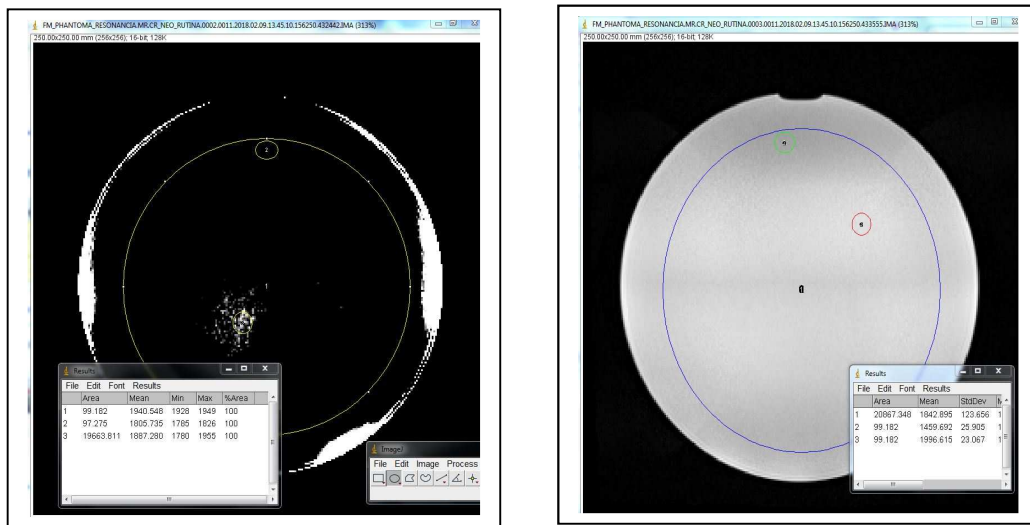


Figura 4- 2: Resultados de la uniformidad

Realizando cálculos para ambas imágenes obtenemos los resultados siguientes:

$$PIU_{T1} = 100 \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right] = 100 \left[1 - \frac{1940 - 1805}{(1940 + 1805)} \right] = 96,4\%$$

$$PIU_{T2} = 100 \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right] = 100 \left[1 - \frac{1996 - 1459}{(1996 + 1459)} \right] = 84,5\%$$

Si realizamos estos mismos cálculos con la aplicación desarrollada obtenemos los resultados mostrados abajo:

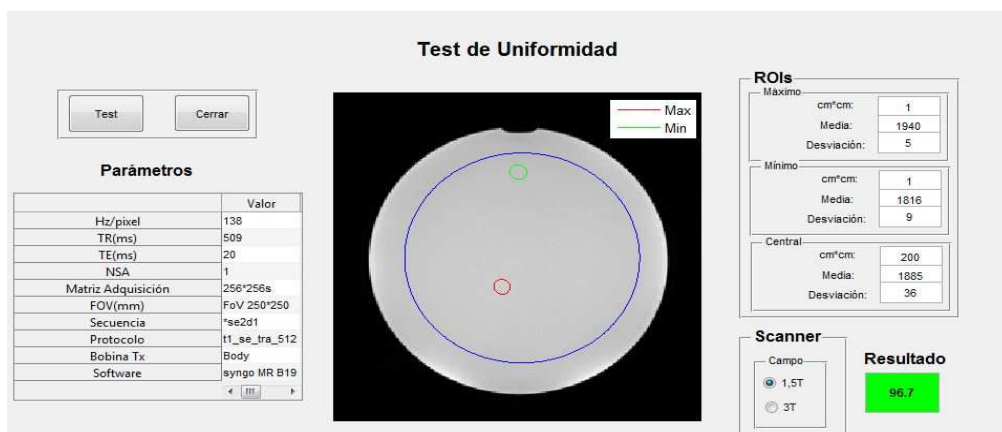


Figura 4- 3: Uniformidad T1

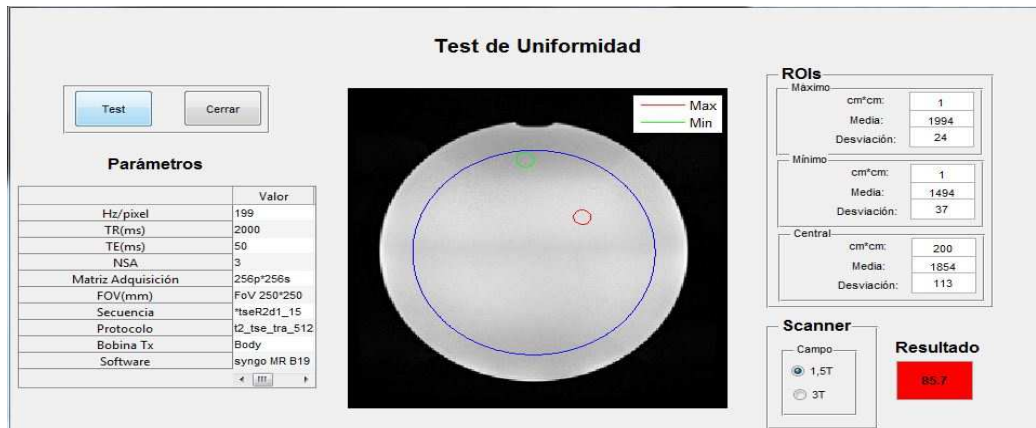


Figura 4- 4: Uniformidad T2

4.2.2 Imágenes Residuales (ghosting)

- 1) Seleccionamos el corte correspondiente a la sección uniforme del fantoma.
- 2) Centramos una ROI circular con un radio entre 195 cm^2 y 205 cm^2 en la región del fantoma. Registramos la intensidad promedio de esta ROI.
- 3) Colocamos ROIs elípticas a lo largo de los 4 bordes del FOV (superior, inferior, derecha, izquierda), que no estén en contacto con el fantoma ni los bordes del FOV, pero centrados entre los bordes del fantoma y el FOV. Estas ROIs deben tener una relación longitud: ancho de 4:1 y un área de 10 cm^2 .
- 4) Registramos la intensidad promedio para cada ROI.
- 5) Utilizamos los valores de intensidad promedio de las ROIs en la fórmula indicada para calcular el ghosting. Para que el test sea correcto el ghosting debe ser menor o igual a 0.025.

$$\text{ghosting} = \left| \frac{(\text{superior} + \text{inferior}) - (\text{izquierda} + \text{derecha})}{2 * \text{central}} \right|$$

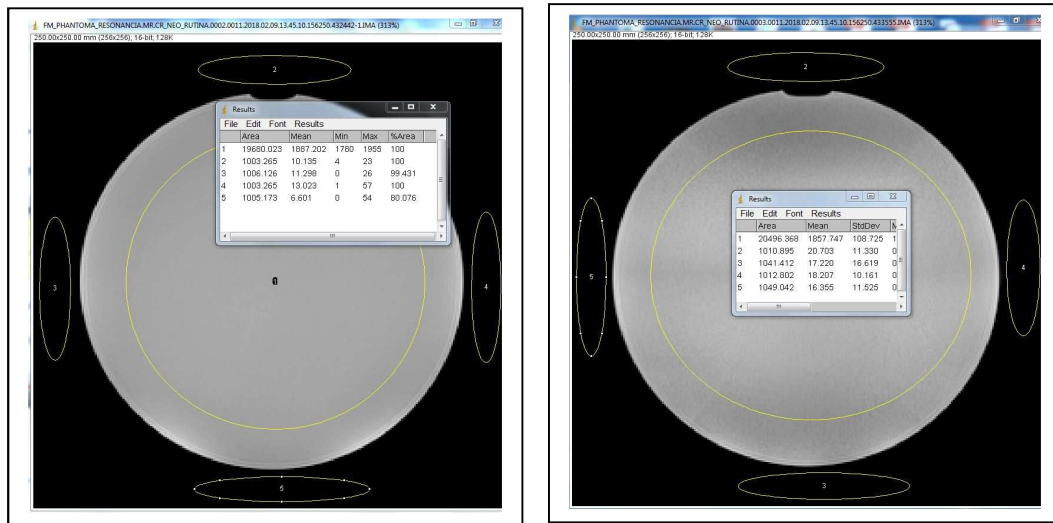


Figura 4- 5: Resultados ghosting T1 (izq); T2 (der)

$$ghosting_{T1} = \left| \frac{(10,1 + 6,6) - (11,3 + 13)}{2 * 1887,2} \right| = 0,00201$$

$$ghosting_{T2} = \left| \frac{(20,7 + 17,2) - (18,2 + 16,4)}{2 * 1857,7} \right| = 0,0009$$

Los resultados obtenidos con la aplicación son:

Test

Parámetros

Parámetro	Valor
Hz/pixel	138
TR(ms)	509
TE(ms)	20
NSA	1
Matriz Adquisición	256*256
FOV(mm)	Fov 250*250
Secuencia	*se2d1
Protocolo	t1_se_tra_512
Bobina Tx	Body
Software	syngo MR B19
Dim. Voxel	0.97858

Ghosting

ROIs

Superior	Área: 10 Media: 12.8061 Desviación: 4.2269	Inferior	Área: 10 Media: 12.7748 Desviación: 9.2669
Izquierda	Área: 10 Media: 15.0266 Desviación: 11.9826	Derecha	Área: 10 Media: 17.346 Desviación: 8.8118
Central	Área: 200 Media: 1886.1903 Desviación: 33.7925		

Resultado

0.0018004

Figura 4- 6: Ghost T1

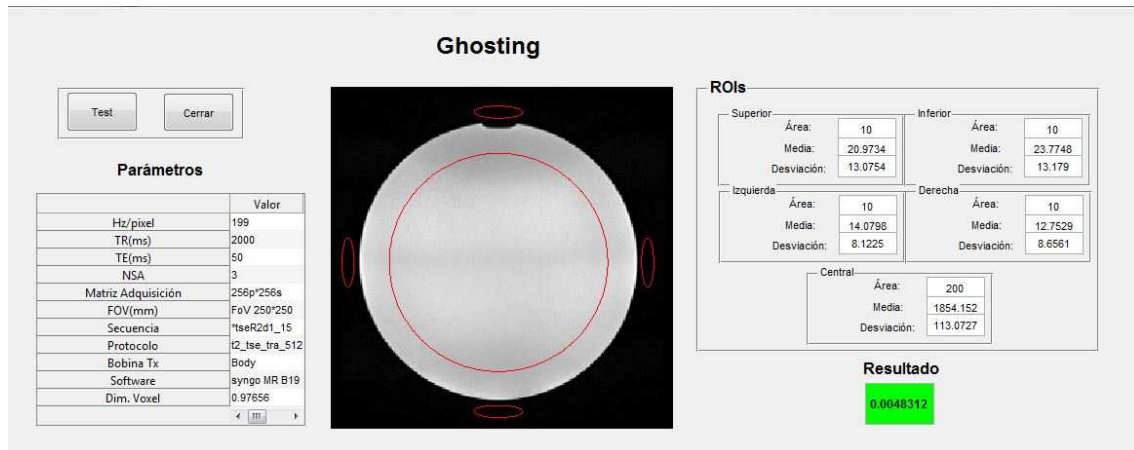


Figura 4- 7: Ghost T2

4.2.3 Relación Señal / Ruido (método de una imagen)

- 1) Seleccionamos el corte correspondiente a la sección uniforme del fantoma.
- 2) Centramos una ROI circular que incluya al menos el 75% del área del fantoma. Registramos la intensidad promedio en esta ROI.
- 3) Colocamos 4 ROIs en regiones libres de imágenes residuales en el fondo, fuera del fantoma. Estas ROIs deben tener al menos 1000 píxeles [19].
- 4) Calculamos el promedio de las desviaciones estándar de estas regiones.
- 5) Utilizamos los valores de intensidad promedio de la ROI central y promedio de las desviaciones estándar de las ROIs del fondo en la fórmula siguiente para calcular la relación señal / ruido. No se puede dar un criterio de aceptación para la SNR en términos generales debido a que los valores serán específicos al sistema (bobina de RF, condiciones de adquisición, valores T1 y T2 del fantoma, etc.). Sin embargo, las medidas obtenidas durante el control de calidad deben formar parte de unos valores de referencia que serán utilizados en posteriores controles [15].

$$SNR = \left(\frac{0.655 * \text{valor medio en el fantoma}}{\sigma_{\text{fondo}}} \right)$$

Hay que tener en cuenta que el factor 0.655 compensa el hecho de que la distribución de la señal en el fondo de las imágenes de magnitud es de tipo Rician y no Gaussiana.

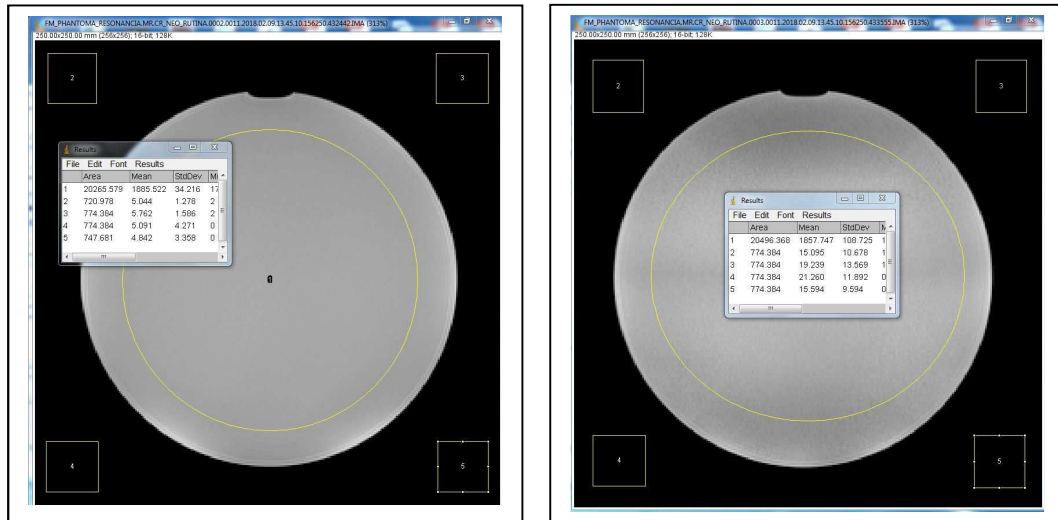


Figura 4- 8: S/N T1 (izq) T2 (der)

$$SNR_{T1} = \left(\frac{0.655 * \text{valor medio en el fantoma}}{\sigma_{fondo}} \right) = \frac{0.655 * 1885.5}{(3,4 + 1,3 + 1,6 + 4,3)/4} = 466$$

$$SNR_{T2} = \left(\frac{0.655 * \text{valor medio en el fantoma}}{\sigma_{fondo}} \right) = \frac{0.655 * 1857,7}{(10,7 + 13,6 + 11,9 + 9,6)/4} = 106$$

Los resultados obtenidos con la aplicación son:

Relación Señal-Ruido

Test Cerrar

Parámetros

Parámetro	Valor
Hz/pixel	138
TR(ms)	509
TE(ms)	20
NSA	1
Matriz Adquisición	256*256s
FOV(mm)	FoV 250*250
Secuencia	*se2d1
Protocolo	t1_se_tra_512
Bobina Tx	Body
Software	syngo MR B19
Dim. Voxel	0.97658

ROIs

Sup. Iz.	Sup. Der.
Píxeles: 900	Píxeles: 900
Media: 5.37	Media: 6.1211
Desviación: 1.4476	Desviación: 1.6112
Inf. Iz.	Inf. Der.
Píxeles: 900	Píxeles: 900
Media: 7.7573	Media: 6.8475
Desviación: 5.0345	Desviación: 3.2717
Central:	
cm/cm: 200	
Media: 1886.1903	
Desviación: 33.7925	

Resultado

435

Figura 4- 9: S/N T1

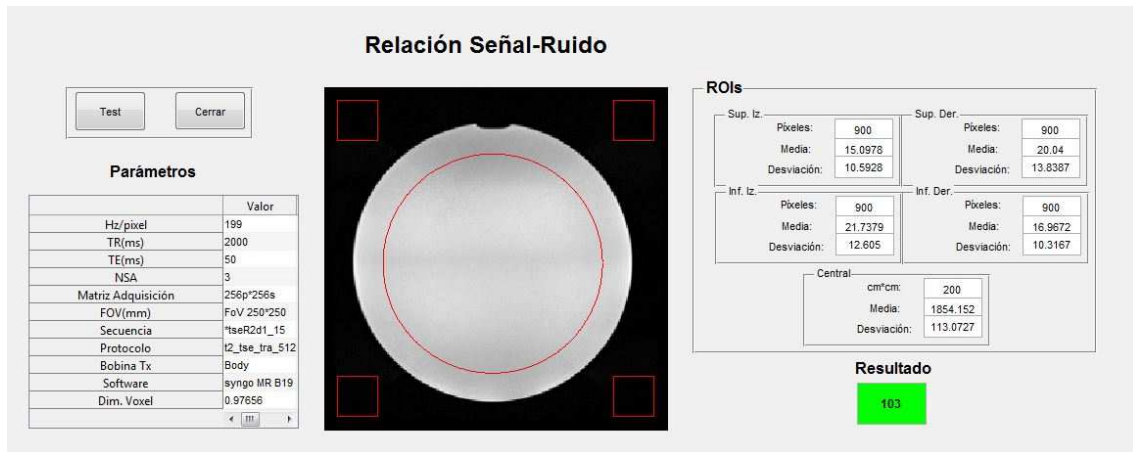


Figura 4- 10: S/N T2

4.2.4 Resolución espacial de alto contraste

- 1) Seleccionamos el corte correspondiente al inserto de resolución.
- 2) Se realiza un escalado por un factor de 4 del corte de tal forma que se haga visible el inserto de resolución.
- 3) Observamos cada una de las filas de agujeros ajustando la ventana y nivel de visualización si es necesario, de tal forma que se puedan distinguir cada uno de los agujeros sin solaparse.
- 4) Si en la primera fila se detectan 5 agujeros, la resolución de 2 mm pasa correctamente el test. En la segunda fila debemos contabilizar 7 agujeros para que la resolución de 1 mm pase el test. En la tercera fila y cuarta fila se deben contabilizar 9 y 11 agujeros para obtener una resolución de 0.75 y 0.5 mm respectivamente. El test será correcto cuando la resolución sea de 1 mm o menor.

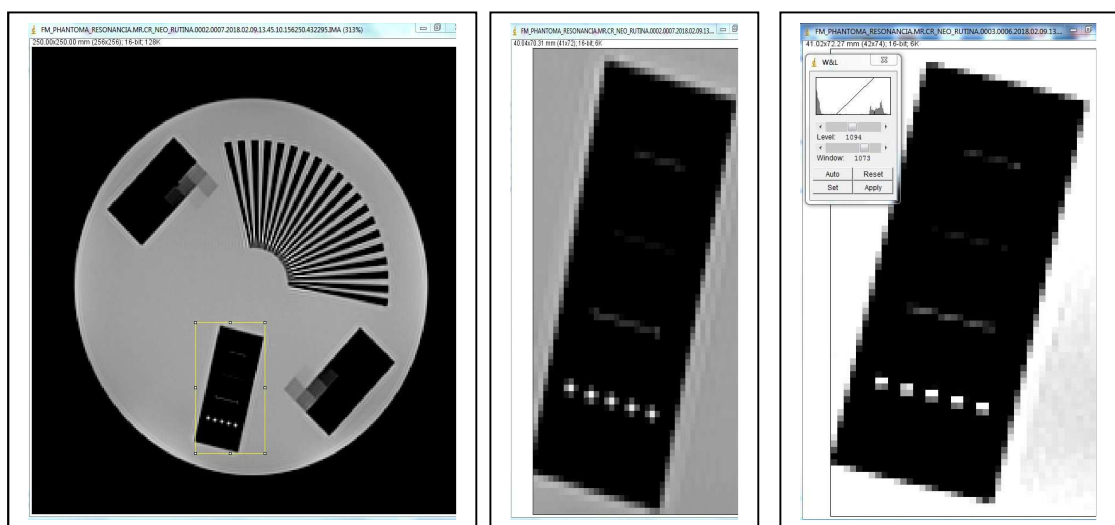


Figura 4- 11: Corte para calcular la resolución (izq); escalado y ajuste de ventana (der)

Este procedimiento se basa en la observación del número de agujeros que se pueden visualizar de forma independiente tras la manipulación de la ventana. Tal y como observamos en la figura 16, solamente son distinguibles de forma independiente los 5 agujeros de la primera fila que se corresponde con una resolución de 2 mm. Este resultado también se obtiene mediante el procedimiento automático desarrollado tanto para las secuencias T1 como T2.

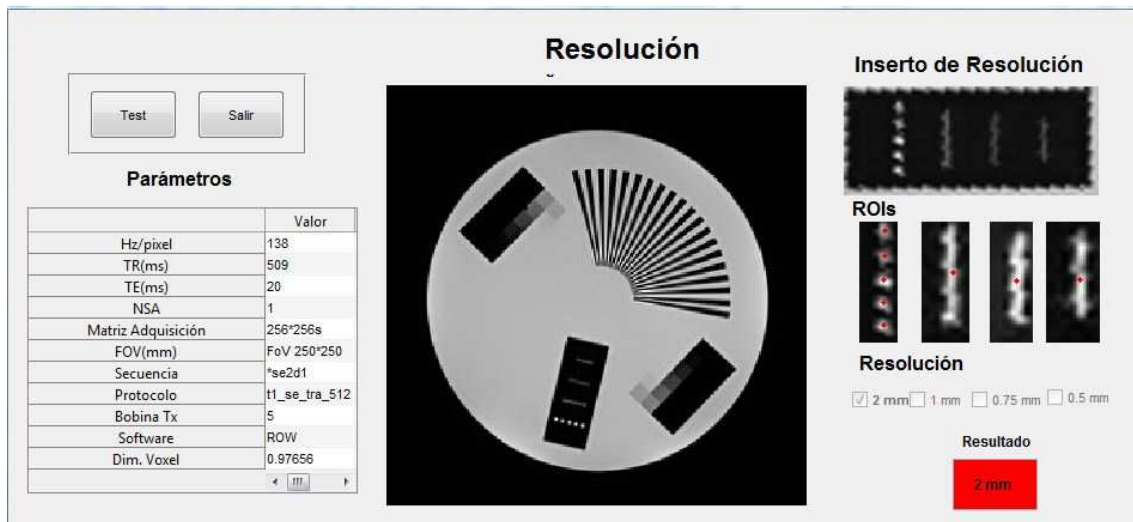


Figura 4- 12: Resolución T1

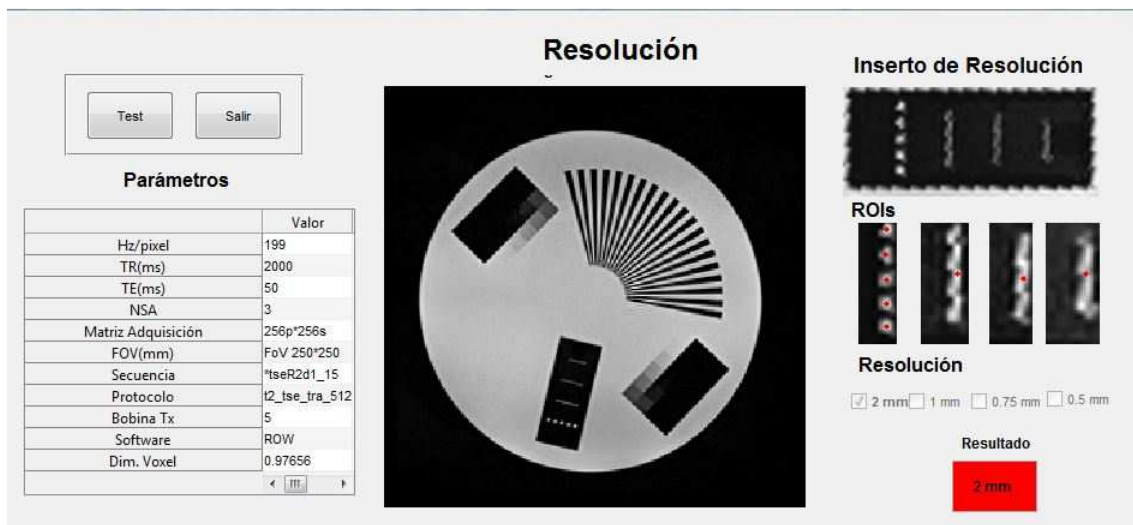


Figura 4- 13: Resolución T2

4.2.5 Linealidad y Distorsión

- 1) Seleccionamos el corte correspondiente al localizador.
- 2) La ventana y nivel de visualización pueden afectar a la localización aparente de los bordes del fantoma y de esta forma ocasionar errores en las medidas de longitud. Para evitar este problema las medidas deben realizarse con la ventana de visualización lo más estrecha

posible y el nivel a un valor igual a la mitad de la señal promedio de las regiones que contengan únicamente agua en la imagen (regiones con el nivel de señal más alto). Establecemos la ventana de visualización al mínimo (en la mayor parte de los escáneres es 0 ó 1). Observamos las regiones del fantoma que contengan únicamente agua y bajamos el nivel hasta que el área total dentro de la ROI sea totalmente blanca. Ahora incrementamos el nivel lentamente hasta que aproximadamente la mitad de las regiones que contengan únicamente agua se vuelvan oscuras. El nivel está establecido a un valor aproximado al promedio de señal en las regiones que contengan agua únicamente. Anotamos este valor. Disminuimos el valor del nivel a la mitad del valor encontrado en el paso anterior. Incrementamos el valor de la ventana de visualización hasta igualar el valor anterior.

- 3) Medimos la longitud extremo a extremo del fantoma.
- 4) Seleccionamos el corte correspondiente a la imagen de anillos concéntricos
- 5) Ajustamos el nivel y ventana de visualización tal y como se describió en el paso 2.
- 6) Medimos el diámetro del fantoma en 4 direcciones: arriba/abajo, derecha/izquierda y ambas diagonales (rotación de la imagen 45°).
- 7) Todas las medidas se convierten a mm y se comparan con las medidas reales mediante la relación:

$$GD = \max \left(100 * \left(\frac{|L_m - L_a|}{L_a} \right) \right)$$

El valor absoluto de la distorsión geométrica porcentual no debería exceder del 2%.

Realizando cálculos con los resultados obtenidos y escogiendo el valor máximo tenemos que:

$$GD_{T1} = \max \left(100 * \left(\frac{|201.684 - 202|}{202} \right), \left(100 * \left(\frac{|199.875 - 202|}{202} \right) \right) \right) = \mathbf{1.052\%}$$

$$GD_{T1-45^\circ} = \max \left(100 * \left(\frac{|201.130 - 202|}{202} \right), \left(100 * \left(\frac{|201.684 - 202|}{202} \right) \right) \right) = 0.43\%$$

$$GD_{T2} = \max \left(100 * \left(\frac{|202.065 - 202|}{202} \right), \left(100 * \left(\frac{|201.684 - 202|}{202} \right) \right) \right) = 0.156\%$$

$$GD_{T2-45^\circ} = \max \left(100 * \left(\frac{|202.313 - 202|}{202} \right), \left(100 * \left(\frac{|200.764 - 202|}{202} \right) \right) \right) = \mathbf{0.61\%}$$

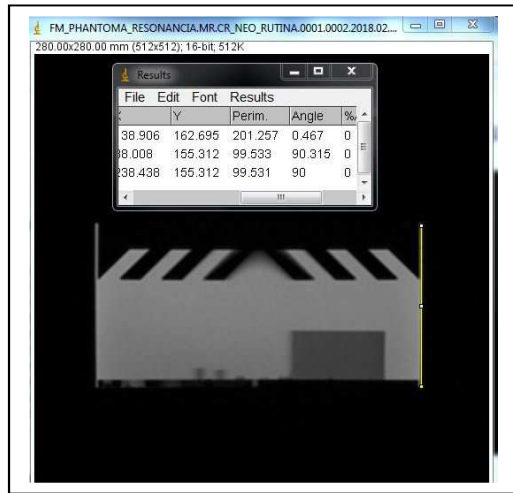


Figura 4- 14: Localizador

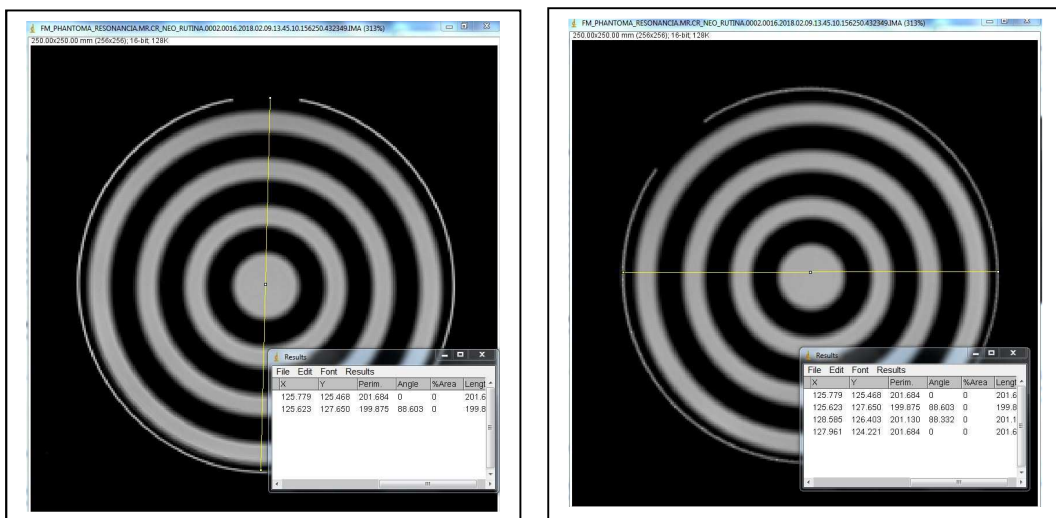


Figura 4- 15:T1 sin girar 45° (izq): T1 girado 45° (der)

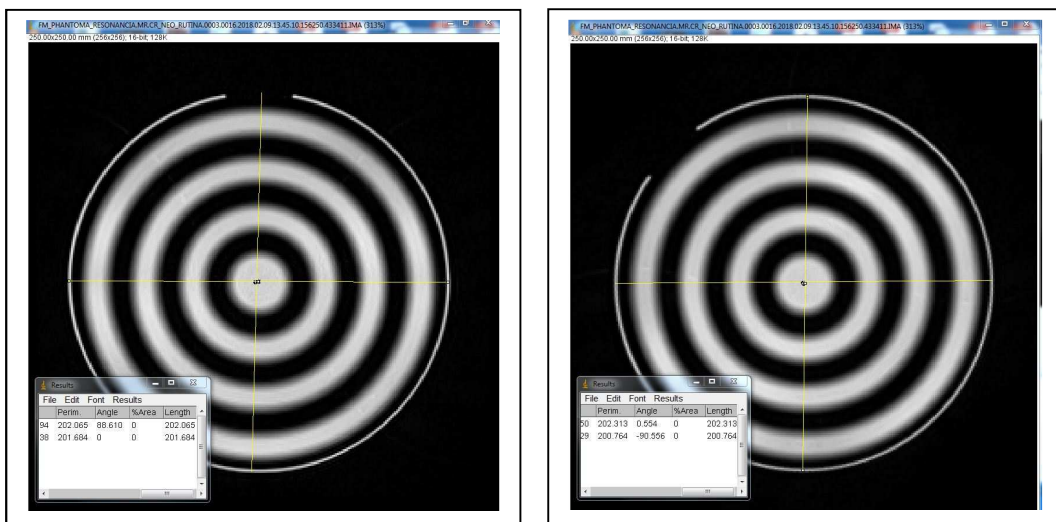


Figura 4- 16: T2 sin girar 45° (izq): T2 girado 45° (der)

Los resultados obtenidos con la aplicación son:

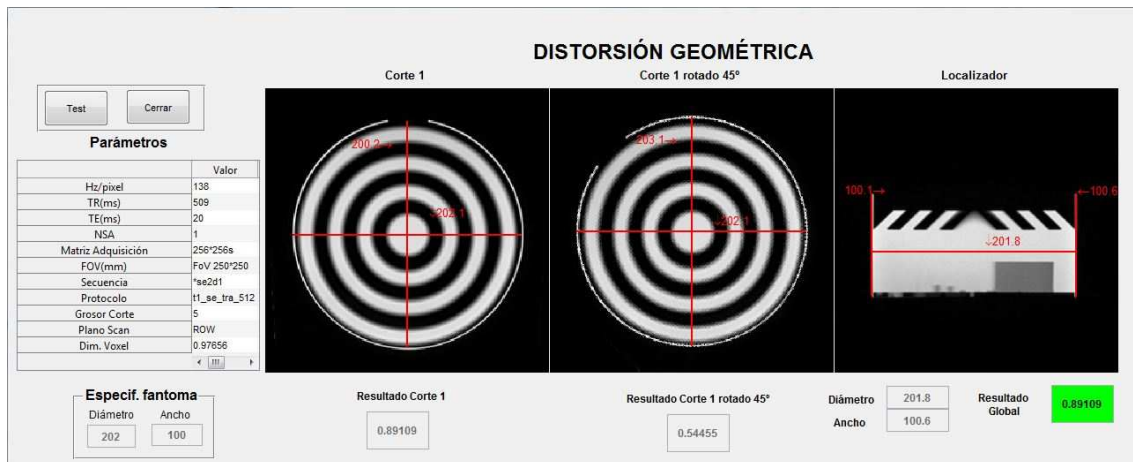


Figura 4- 17: Distorsión geométrica en T1

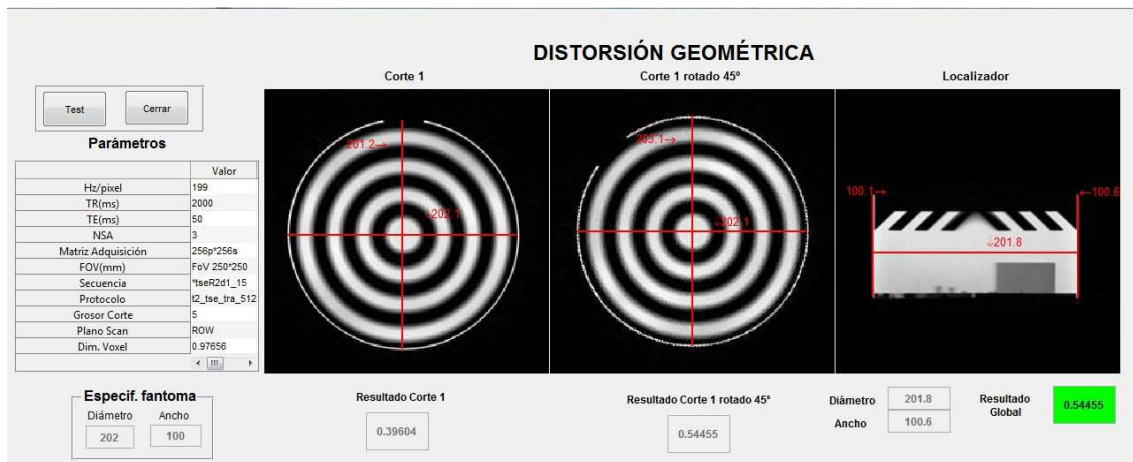


Figura 4- 18: Distorsión geométrica en T2

4.3 Discusión y Conclusiones

Para establecer un marco de referencia se ha realizado la comparativa entre el procedimiento manual y el automático en una serie adquirida con el mismo sistema de RM. Las medidas realizadas de forma manual se comparan con las obtenidas mediante el procedimiento automático. En la siguiente tabla se muestran las diferencias absolutas entre las medidas de ambos métodos. Para tener un sentido de diferencia relativa, también se muestra la diferencia porcentual que se calcula utilizando el cociente entre la diferencia absoluta y la medida manual. Hay que tener en cuenta que las medidas de distorsión geométrica ya son medidas relativas en las cuales hemos tenido en cuenta las dimensiones reales del fantoma.

Parámetro	Manual		Automático		Error	
	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Uniformidad	96,4%	84,5%	96,7%	85,7%	0,31%	1,4%
SNR	466	106	435	103	7,13%	2,91%
Ghosting	0,00201	0,0009	0,00180	0,00483	11,67%	81,37%
Resolución	2 mm	2 mm	2 mm	2 mm	0%	0%
D. Geométrica	1,052%	0,61%	0,89%	0,545%	--	--

Tabla 4.1: Tabla comparativa de los resultados obtenidos

Los resultados no se han desviado significativamente entre ambos métodos salvo en los resultados del *ghosting* tal y como se muestra en el valor de su error relativo: $error = \left| \frac{valor\ automático - valor\ manual}{valor\ automático} \right| * 100$. Esta diferencia significativa se debe a que los valores obtenidos son muy pequeños, haciendo que esta medida sea extremadamente sensible al posicionamiento de las ROIs. A pesar de ello, los resultados obtenidos se encuentran en los límites prescritos por la ACR. Otro caso a considerar es el test de resolución de alto contraste ya que hemos obtenido valores por debajo del límite establecido en ambas secuencias T1 y T2. Hay que tener en cuenta que muchos tipos de filtros utilizados para que las imágenes parezcan menos ruidosas, también producen el efecto de suavizar la imagen, desdibujando las estructuras pequeñas. También podríamos pensar que la causa estriba en errores geométricos producidos por una falta de calibración de los gradientes. Al salir correctamente la comprobación de distorsión geométrica, es poco probable que el error geométrico sea la causa. Hay que tener en cuenta que esta comprobación requiere un correcto posicionamiento del corte ya que pequeñas desviaciones permiten que estructuras de cortes próximos sean visibles en el corte considerado, invalidando nuestro análisis.

En este trabajo no se han incluido los test de resolución espacial de bajo contraste y de grosor de corte. El fantoma de Fluke utilizado para realizar el programa de calidad no dispone del inserto necesario para la comprobación del test de resolución espacial de bajo contraste que normalmente consiste en varios discos de diferente grosor donde cada disco posee varillas con diámetros diferentes. Por otro lado, la ACR no incorpora la comprobación de la SNR en su protocolo de calidad. Me ha parecido interesante incorporar dicha comprobación en sustitución del grosor de corte adoptando como referencia el método descrito en los

estándares NEMA, ya que la SNR es un parámetro muy importante que nos proporciona una visión general del comportamiento global del sistema de RM.

Otra de las características que corrobora la validez de nuestro programa es la comparación del posicionamiento de las ROIs en el test de uniformidad. Tal y como se puede apreciar en las figuras 3, 4, 5 y 6, el programa desarrollado posiciona de forma similar las ROIs de alta y baja señal tal y como haría un operador utilizando el método manual. Como ejemplo, en las figuras 27, 28 y 29 podemos observar dos cortes T1 realizados con el método manual y a continuación sus respectivas imágenes realizadas con el método automático. En estas figuras queda patente su correspondencia en la ubicación de las ROIs de pequeña y alta señal. De forma similar, también se ha elegido para los cálculos de la uniformidad de T2 una imagen que diese un resultado negativo en el test para comprobar su correspondencia con el programa desarrollado, y que queda reflejada en las figuras 4 y 6.

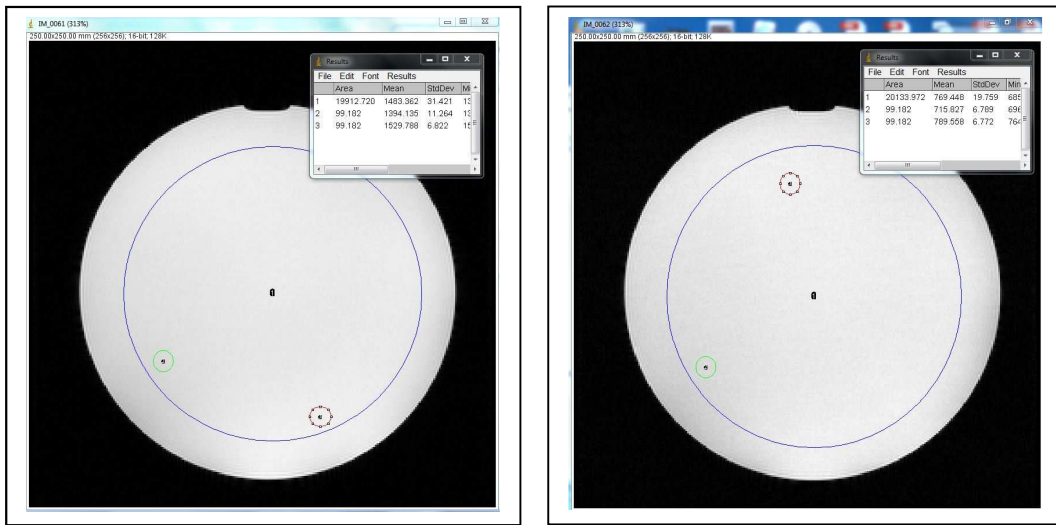


Figura 4- 19: Cortes T1 diferentes con los cálculos realizados de forma manual

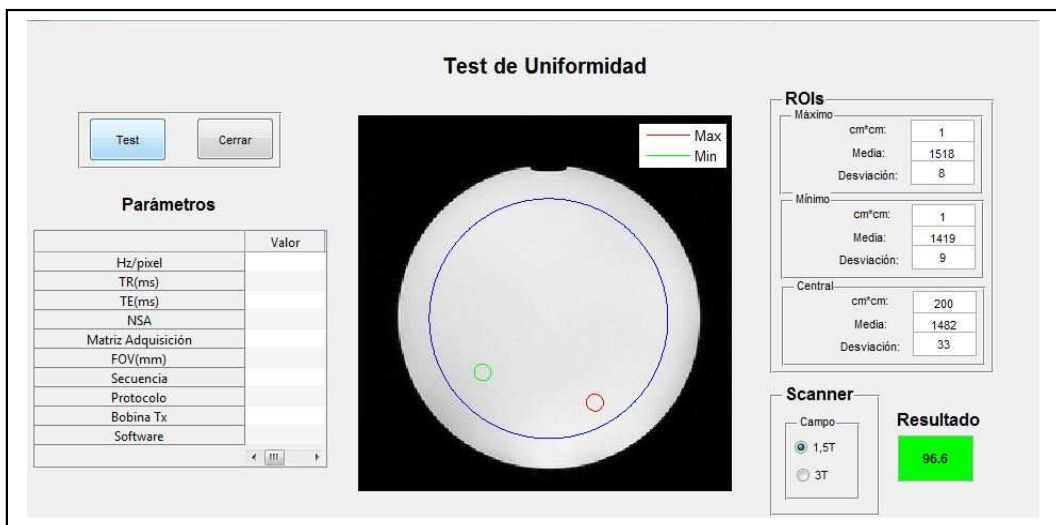


Figura 4- 20: Test automático de la imagen superior izquierda

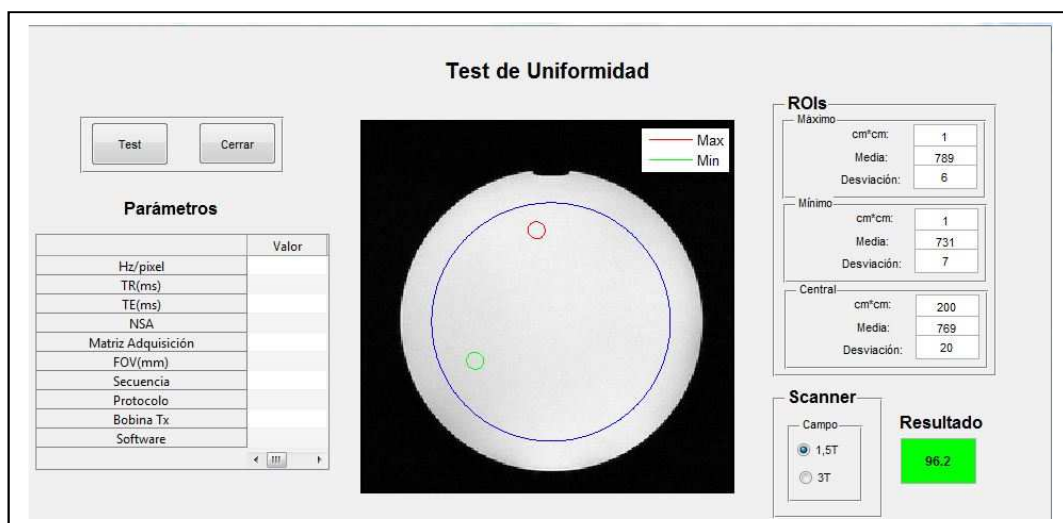


Figura 4- 21: Test automático de la imagen superior derecha

La precisión o reproducibilidad se refiere al hecho de que una medida esté relacionada con una segunda medida del mismo parámetro, llevada a cabo en un intervalo de tiempo corto entre medidas de tal forma que se pueda considerar esta medida como constante. Su valor depende del método utilizado para medir el parámetro y a menudo es muy sensible a los detalles precisos del procedimiento de adquisición de datos tales como posicionamiento de paciente y procedimiento previo a la adquisición y de análisis de datos, en particular, el posicionamiento de la ROI. Podríamos decir que un valor bajo de reproducibilidad puede ser un reflejo de una técnica defectuosa. Las diferencias en el posicionamiento del fantoma entre estudios diferentes provocan que haya diferencias en las rotaciones y traslaciones entre los diferentes estudios. Para diferentes series, T1 y T2, adquiridas dentro del mismo examen y por tanto, la posición del fantoma es exactamente igual para las diferentes series, las traslaciones y rotaciones de las imágenes serán muy similares. Esto indica que el algoritmo tendrá una alta reproducibilidad debido a que las variaciones en la traslación y rotación del fantoma serán mínimas.

Una de las limitaciones del test automático es que el método de umbralización automática es menos sensible que el ajuste de ventana manual a la hora de segmentar las imágenes. Uno de los test que debería adoptarse en primer lugar es el de distorsión geométrica ya que una distorsión elevada puede afectar a la eficacia del resto de comprobaciones debido a que el registro de las imágenes puede fallar. Este test puede ser nuestro test de referencia a partir del cual podremos seguir con el resto de comprobaciones, siempre y cuando obtengamos un valor dentro de los límites establecidos. En pacientes reales, los efectos de distorsión geométrica pueden compensarse utilizando un gran ancho de banda en recepción, que desafortunadamente implica un decaimiento en la SNR. Para maximizar la SNR manteniendo las distorsiones espaciales debido a los efectos de imprecisión en la frecuencia de resonancia a un mínimo, es posible utilizar ciertas secuencias que compensan parcialmente o de forma íntegra las distorsiones en las direcciones de fase y frecuencia sin tener que utilizar un mayor ancho de banda.

Según lo comentado podemos concluir que nuestros resultados son comparables al análisis manual y, por otro lado, explotan el beneficio de utilizar un método automático. El método más usado para los controles de calidad en RM es el manual. Este método es bastante laborioso y consume bastante tiempo tal y como podemos deducir del apartado anterior. La ejecución de medidas en las imágenes obtenidas con el fantoma requiere un tiempo significativo. Si este tiempo lo multiplicamos por varios sistemas de RM ubicados en el hospital, el tiempo total para llevar a cabo el control de calidad puede ser importante. El método automático es mucho más rápido y preciso ya que no depende de la interacción del usuario y puede utilizarse fácilmente como rutina de control diaria. Al eliminar la intervención del operador en el cálculo de los parámetros, es la aplicación desarrollada la que selecciona de forma automática las ROIs para los cálculos necesarios, siempre de la misma forma y sin cambiar su precisión. Esta característica nos va a permitir interpretar los resultados con la seguridad de que no existen variaciones entre unos estudios y otros, permitiéndonos compararlos de forma precisa, eliminando de esta forma las pequeñas desviaciones introducidas en las medidas debido a la interacción del operador cuando se utiliza el método manual.

El objetivo principal de este trabajo ha sido la creación de un programa automático para el control de calidad de los sistemas de resonancia magnética para poder ser utilizado por los departamentos de Física Médica hospitalaria. Se ha determinado que este procedimiento proporciona resultados consistentes, generalmente bien correlacionados con los resultados obtenidos por los operadores. La subjetividad inherente en los pasos previos en las medidas realizadas con el procedimiento manual puede causar variabilidad en los resultados. El procedimiento automático es más predecible y requiere de 5 minutos para completarlo mientras que el manual requiere de unos 20 minutos aproximadamente. Aunque aparentemente no parezca una reducción significativa en la reducción de tiempo, si este proceso se realiza de forma rutinaria y en diferentes sistemas, la reducción de tiempo final puede ser considerable. Otra gran ventaja, comentada ya, es la reproducibilidad de los resultados. Esto nos permite evaluar la caída de calidad de un escáner ya que se dispone de los datos de los controles de calidad a lo largo del tiempo, realizados de la misma manera y, por lo tanto, comparables.

4.4 Trabajos futuros

Una situación donde el control de calidad con fantoma es realmente útil es en la detección de una posible degradación progresiva del sistema y que tiene lugar en una escala de tiempo que, por lo general, pasa desapercibida para los usuarios. Si la degradación evoluciona de esta forma, se podría producir una reducción significativa en la calidad de imagen sin que los usuarios se den cuenta de ello. Este sería un punto interesante a la hora de considerar una posible ampliación de nuestro programa, o sea, la evaluación de los diferentes parámetros de calidad en el tiempo, punto que nos permitiría detectar errores potenciales asociados a cada degradación del parámetro. Mediante el análisis estadístico de cada

parámetro de calidad es posible captar variaciones a corto y largo plazo de cada uno de ellos que nos permita identificar el problema asociado y poder plantear soluciones que resuelvan esa variabilidad.

Un programa de calidad que nos permita una evaluación completa debería incluir el análisis de los mismos parámetros analizados con imágenes de pacientes reales y no sobre fantasmas. Los artefactos específicos al sistema de RM pueden detectarse de una forma cuantitativa mediante la utilización de estos fantasmas. Sin embargo, muchas formas de degradación de la calidad de la imagen son producidas por la misma interacción del paciente. La obtención de imágenes con humanos puede producir artefactos debido a las variaciones en la susceptibilidad de los tejidos y desplazamientos químicos, artefactos que no se producen en las imágenes obtenidas con fantoma.

Otra posibilidad es la ampliación del número de test para la realización del control de calidad. Los sistemas que incluyen secuencias ultra-rápidas como la EPI (*Echo Planar Imaging*) requieren comprobaciones adicionales que van más allá de las descritas en este trabajo. Las secuencias EPI se suelen utilizar en los estudios de difusión, funcionales y de perfusión, donde la estabilidad de la señal en el tiempo es un punto crítico, siendo el ghosting y la distorsión geométrica bastante comunes en este tipo de secuencias EPI. No existen guías establecidas para los test de aceptación en relación a las secuencias EPI, pero se podrían utilizar los mismos test de SNR, ghosting y distorsión geométrica incluidos en este trabajo para tal propósito, pero incorporando test adicionales que evalúen la estabilidad de la señal y la relación señal – ghost (*SGR: signal to ghost ratio*) entre otros.

Este programa ha sido desarrollado para ser incorporado en la realización de los controles de calidad realizados por el servicio de Física Médica del H. U. Dr. Negrín de Las Palmas de Gran Canaria.

BIBLIOGRAFÍA Y WEBGRAFÍA

- [1] Zang-Hee Cho, J. Jones and Manbir Singh. Foundations of Medical Imaging. John Wiley and Sons, 1993.
- [2] Marck A. Brown, Richard C. Semelka. MRI: Basic Principles and Applications. Third Ed. John Wiley and Sons (2003).
- [3] Jaume Gili Planas. Curso de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética. V: 02-1
- [4] D. McRobbie, E. Moore, M. Graves and M. Prince. MRI from Picture to Proton. Cambridge University Press, 2nd Edition, 2009
- [5] Pottumarthi V. Prasad. Magnetic Resonance Imaging: Methods and Biologic Applications. Humana Press (2006).
- [6] Roberta Kriegl. A flexible coil array for high resolution magnetic resonance at 7 Tesla. These de Doctorat; Universite Paris-SUD; 2014.
- [7] <https://www.imaios.com/es>; 2008-2018 IMAIOS SAS
- [8] Johann Von Neumann. The Magnetic Moment and the Bloch Equations.
- [9] Wendell A. Gibby. Basic principles of magnetic resonance imaging. Neurosurg. Clin. N. Am. 16 (2005) 1-64.
- [10] Andrew G. Webb. Magnetic Resonance Technology: Hardware and System Component Design. Royal Society of Chemistry, 2016.
- [11] Harrison H. Barret, Jie Yao, Jannick P. Rolland and Kyle J. Myers Model Observers for assessment of image quality. Proc. Natl. Acad. Sci. USA. Vol 90 pp 9758-9765, Nov. 1993. Colloquium Paper.
- [12] Atiba Fitzpatrick. Automated Quality Assurance for Magnetic Resonance Image with Extensions to Diffusion Tensor Imaging. Thesis for Master of Science (2005).
- [13] A. J. McCann, A. Workman and C. McGrath. A quick and robust method for measurement of signal to noise ratio in MRI: Physics in Medicine and Biology 58 (2013) 3775-3790.
- [14] A. M. Di Nello, O. Ortenzia, M. DArienzo, D. Coniglio, M. Benassi. MRI quality control tools for procedures and analysis. J. Exp. Clin. Cancer Res., 25,1, 2006.
- [15] AAPM Report nº 100. Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. Diciembre 2010.
- [16] Doris Kaljuste and Mait Nigul. Evaluation of the ACR MRI phantom for quality assurance tests of 1.5T MRI scanners in Estonian hospitals. Proceedings of the Estonian Academy of Sciences, 2014, 63, 3, 328-334.
- [17] National Electrical Manufactures Association NEMA MS 2-2008 (R2014) Determination of Two_Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Images. Rosslyn, VA:NEMA:2008
- [18] National Electrical Manufactures Association NEMA MS 3-2008 (R2014) Determination Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Imagies. Rosslyn, VA:NEMA:2008
- [19] National Electrical Manufactures Association NEMA MS 1-2008 (R2014) Determination of Signal-to-Noise in Diagnostic Magnetic Resonance Images. Rosslyn, VA:NEMA:2008
- [20] American College of Radiology. Phantom test guidance for the ACR MRI Accreditation Program. ACR 06/2005
- [21] D. McRobbie, E. Moore, M. Graves and M. Prince. MRI from Picture to Proton. Cambridge University Press, 2nd Edition, 2009
- [22] M. I. Zelikman, S.A. Kruchinin, and K.A. Snopova. Methodology and Tools for Quality Control of Magnetic Resonance Imaging Devices. Biomedical Engineering Vol 44, Nº 5, 2010, pp. 184-187.
- [23] American College of Radiology. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual. ACR 2015
- [24] M. J. Firbank, A. Coulthard, R. M. Harrison and E. D. Williams. A comparison of two methods for measuring the signal to noise ratio on MR Images. Physics in Medicine and Biology 44 (1999) N261-N264
- [25] Kaufman L. Kramer D. M., Crooks L, E. and Ortendahl D. A. Measuring signal to noise ratios in MR imaging. Radiology 1989, 173 265.7
- [26] Nuclear Associates 76-903. MRI Multi-Purpose Phantom. Fluke Biomedical User Manual. March 2005 Rev 2.
- [27] Eyal Carmi T. Siuyan Luis, Noga Alon, Amos Fiat T. Daniel Fiat. Resolution enhancement in MRI. Magnetic Resonance Imaging 24 (2006) 133-154.
- [28] <https://www.mriquestions.com/>. Questions and answers in MRI. 2018 AD ELSTER LLC

- [29] Michael H. Buonocore, Lisheng Gao. Ghost Reduction for Echo Planar Imaging Using Image Phase Correction. RSNA 80th Scientific Assembly and Annual Meeting. Nov. 27-Dec 2. 1994. Chicago.
- [30] Miss Hetal J. Vala, Prof. Astha Baxi. A review on Otsu Image Segmentation Algorithm. International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology (IJARCET). Volume 2, Issue 2, February 2013.
- [31] Rueden CT, Schindelin J, Hiner MC, DeZonia BE, Walter AE, Arena ET, Eliceiri KW in BMC Bioinformatics 2017; 18(1): 529. [ImageJ2: ImageJ for the next generation of scientific image data.](#) doi: 10.1186/s12859-017-1934-z
- [32] Ron Price. The Revised ACR MRI Quality Control Manual: Status Report. Vanderbilt University Medical Center, Nashville, TN (2014)