



ORIGINAL

Secuencia de disparo único eco de gradiente en fase y fase opuesta con preparación de la magnetización: descripción y optimización de la técnica con equipo de 1,5 T

M. Ramalho^{a,b}, V. Herédia^{a,c}, R.O.P. de Campos^a, M. de Toni^a,
B.M. Dale^d y R.C. Semelka^{a,*}

^a Department of Radiology, University of North Carolina at Chapel Hill, Carolina del Norte, EE. UU

^b Department of Radiology, Hospital Garcia de Orta, Almada, Portugal

^c Department of Radiology, Hospital Espirito Santo, Évora, Portugal

^d Siemens Medical Systems, Cary, Carolina del Norte, EE. UU

Recibido el 25 de octubre de 2011; aceptado el 17 de febrero de 2012

Disponible en Internet el 17 de junio de 2012

PALABRAS CLAVE

Resonancia magnética;
Hígado;
Hígado graso;
Tumores suprarrenales;
Resistencia al movimiento;
Eco de gradiente con preparación de la magnetización

Resumen

Objetivo: Implementar técnicas en fase y en fase opuesta (EF/FO) con eco de gradiente con preparación de la magnetización (*Magnetization-Prepared Gradient Recalled Echo [MP-GRE]*) y evaluar la viabilidad y la calidad de imagen diagnóstica entre las secuencias MP-GRE antes y después de la optimización, incluyendo aquellos pacientes que no pueden colaborar manteniendo la apnea.

Material y métodos: Para la realización del presente estudio retrospectivo, llevado a cabo de conformidad con la ley HIPAA de protección de datos médicos de EE.UU., se obtuvo la aprobación del Comité de Ética Institucional con exención de obtención del consentimiento informado. Se incluyeron 2 grupos de pacientes en el estudio, antes y después de la optimización de los parámetros MP-GRE, con 73 (24 no colaboradores/49 colaboradores) y 64 (22 no colaboradores/42 colaboradores) pacientes consecutivos, respectivamente. La secuencia no sensible al movimiento usada en este estudio fue 2D MP-GRE con técnica de disparo único. Dos radiólogos evaluaron cualitativamente las secuencias para identificar la presencia de artefactos de cancelación de fase en las imágenes en FO y para determinar la calidad de imagen, la extensión de los artefactos (artefacto de fantasma, artefacto de cancelación de señal, error de registro espacial y granulado de los píxeles) y la visibilidad de las lesiones en las diferentes secuencias. También se evaluó la capacidad para detectar visualmente esteatosis hepática y adenomas suprarrenales de contenido graso. Los análisis cualitativos se compararon mediante las pruebas de Wilcoxon y Mann-Whitney.

Resultados: Hubo diferencias estadísticamente significativas entre todas las secuencias MP-GRE en lo relativo al artefacto de cancelación de fase ($p < 0,0001$), presente en las secuencias MP-GRE FO y despreciable o ausente en las secuencias MP-GRE EF, tanto antes (EF₁) como después (EF₂) de la optimización, en todos los pacientes.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: richsem@med.unc.edu (R.C. Semelka).

Los artefactos de cancelación de señal fueron significativamente más marcados en las secuencias en MP-GRE EF₁ ($p < 0,0001$). El error de registro espacial fue ligeramente más marcado en las secuencias MP-GRE EF₂ ($p = 0,0027$) en los pacientes no colaboradores. Las secuencias MP-GRE en FO y las secuencias MP-GRE EF₂ mostraron una calidad de imagen significativamente mayor ($p < 0,0001$).

En las secuencias MP-GRE se identificaron subjetivamente la esteatosis hepática ($n = 20$) y los adenomas suprarrenales ($n = 5$) basándose en la pérdida de señal desde la secuencia EF a la secuencia en FO.

Conclusión: La técnica de disparo único MP-GRE EF/FO es una técnica viable que permite la obtención de imágenes resistentes al movimiento, ofreciendo una calidad de imagen diagnóstica adecuada. Esta técnica puede proporcionar información EF y en FO de pacientes que no son capaces de mantener la apnea.

© 2011 SERAM. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Magnetic resonance imaging;
Liver;
Fatty liver;
Adrenal masses;
Motion resistant;
Magnetization-prepared gradient recalled echo imaging

In-phase and out-of-phase single-shot magnetization-prepared gradient recalled echo: description and optimization of technique at 1.5T

Abstract

Purpose: To implement in-phase and out-of-phase (IP/OP) techniques with Magnetization-Prepared Gradient Recalled Echo (MP-GRE) and to evaluate the feasibility and diagnostic image quality among pre and post-optimized MP-GRE sequences, including patients unable to cooperate with breath-hold requirements.

Materials and methods: Institutional review board approval with waiver of informed consent was obtained for this HIPAA-compliant retrospective study. Two groups of patients were included in the study, before and after optimization of MP-GRE parameters, with seventy-three (24 non-cooperative/49 cooperative) and sixty-four (22 noncooperative/42 cooperative) consecutive patients, respectively. The motion-insensitive sequence used in this study was a single-shot 2D MP-GRE. Two radiologists qualitatively evaluated the sequences to identify the presence of phase cancellation artifact in OP images and to determine image quality, extent of artifacts (respiratory ghosting, bounce-point artifact, spatial misregistration and pixel graininess) and lesion conspicuity on the various sequences. The ability to visually detect liver steatosis and fatty adrenal adenomas was evaluated. Qualitative analyses were compared using the Wilcoxon and Mann-Whitney tests.

Results: There were statistically significant differences between all MP-GRE sequences concerning phase cancellation artifact ($P < .0001$) which was present in MP-GRE OP sequences and negligible to absent in the pre (IP₁) and post-optimized (IP₂) MP-GRE IP sequences, respectively, in all patients.

Bounce point artifacts were significantly more pronounced in MP-GRE IP₁ ($P < .0001$). Spatial misregistration was slightly more prominent in noncooperative patients with MP-GRE IP₂ ($P = .0027$). MP-GRE OP and MP-GRE IP₂ showed significantly higher overall image quality ($P < .0001$).

MP-GRE sequences subjectively identified hepatic steatosis ($n = 20$) and adrenal adenomas ($n = 5$) based on signal loss from IP to OP sequence.

Conclusion: Single shot IP/OP MP-GRE is feasible and allows motion resistant imaging with adequate diagnostic image quality. This technique is able to provide IP and OP information in patients unable to suspend respiration.

© 2011 SERAM. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

La obtención de imágenes eco de gradiente (GRE) en fase y en fase opuesta (EF/FO) potenciadas en T1 es un componente fundamental de las exploraciones de RM abdominal¹⁻³. La imágenes en FO permiten detectar la presencia de grasa, necesaria para la evaluación del hígado y para la caracterización de tumores suprarrenales⁴⁻¹². A pesar de la importancia de las secuencias GRE EF/FO, hasta ahora dichas secuencias se obtenían con un protocolo multicorte que requería que el

paciente aguantara la respiración, puesto que la adquisición de estas secuencias normalmente dura unos 10-20 s.

Como consecuencia del éxito de la RM para evaluar la gran variedad de afección abdominal, cada vez se están estudiando tipos de pacientes más diferentes mediante RM, incluyendo aquellos que no son capaces de colaborar aguantando la respiración durante 10-20 s, como las personas mayores, pacientes muy debilitados y niños pequeños. Las secuencias potenciadas en T1 poco susceptibles al movimiento son fundamentales para estudiar a estos pacientes.

Las técnicas de RM de disparo único se consideran técnicas que no se afectan con la respiración debido a su característica insensibilidad al movimiento^{1,13-18}. Creemos que la técnica de disparo único eco de gradiente con preparación de la magnetización (MP-GRE) EF/FO potenciada en T1 es la única disponible en la actualidad.

Este estudio se llevó a cabo para evaluar la viabilidad de dicha técnica, determinando si las secuencias MP-GRE proporcionan una información adecuada EF y en FO, usando el borde negro que aparece en el artefacto de cancelación de fase como marcador interno, y para comparar la calidad de imagen entre las secuencias MP-GRE EF/FO, en pacientes colaboradores y no colaboradores. En una segunda fase del estudio, tras la optimización, comparamos las secuencias optimizadas MP-GRE EF/FO tanto en pacientes colaboradores como no colaboradores.

Material y métodos

Pacientes

Para la realización del presente estudio retrospectivo, llevado a cabo de conformidad con la ley HIPPA (sobre la protección de datos médicos de EE.UU.), se obtuvo la aprobación del Comité de Ética Institucional con exención de obtención del consentimiento informado. Se evaluaron retrospectivamente para ser incluidos en el presente estudio todos los estudios de RM abdominal realizados entre el 15 de septiembre y el 15 de noviembre de 2009 y entre el 1 de diciembre de 2009 y el 1 de enero de 2010. Los pacientes a los que se les realizó una RM en el primer período del estudio con secuencias precontraste MP-GRE EF/FO se incluyeron en el primer grupo (fase 1). Los pacientes a los que se les realizó una RM durante el segundo período del estudio con series optimizadas de secuencias MP-GRE EF/FO se incluyeron en el segundo grupo (fase 2).

En el primer grupo se incluyeron 24 pacientes consecutivos no colaboradores (9 varones y 15 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $48,9 \pm 27,6$) y 49 pacientes consecutivos colaboradores (24 varones y 25 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $55,8 \pm 15,0$). Se excluyó a un paciente debido a la presencia de artefactos de susceptibilidad importantes.

En el segundo grupo se incluyeron 22 pacientes consecutivos no colaboradores (10 varones y 12 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $60,3 \pm 17,1$) y 42 pacientes consecutivos colaboradores (24 varones y 18 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $52,1 \pm 18,6$) tras la optimización de las secuencias MP-GRE EF/FO.

La diferencia entre los pacientes colaboradores y los no colaboradores se basó en su capacidad para mantener la apnea. La elección de las secuencias se dejó a discreción del técnico de radiología. Antes de entrar al equipo de RM, el técnico explicaba el procedimiento y evaluaba la capacidad de mantener la apnea de los pacientes. Además, algunos de los pacientes que inicialmente fueron incluidos en el grupo de pacientes colaboradores, pero que fueron incapaces de mantener la apnea durante la exploración, finalmente fueron incluidos en el grupo de pacientes no colaboradores.

Tabla 1 Indicaciones para el estudio de imagen

Pacientes	Indicaciones
7	Evaluación de lesiones hepáticas
44	Seguimiento de cirrosis hepática
23	Evaluación de tumores no hepáticos
9	Evaluación de lesiones renales
7	Evaluación postoperatoria del hígado
5	Evaluación de dolor abdominal
9	Control post trasplante hepático o renal
2	Evaluación postoperatoria de tumores no hepáticos
3	Evaluación de las lesiones pancreáticas
9	Evaluación de sospecha de enfermedad biliar
9	Evaluación de pancreatitis
5	Pruebas funcionales hepáticas alteradas
1	Screening de hipertensión arterial
4	Evaluación de incidentalomas suprarrenales

El número total de pacientes incluidos en el primer grupo fue de 73 (33 varones y 40 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $53,6 \pm 19,9$) y 64 en el segundo grupo (34 varones y 30 mujeres; media de edad \pm desviación estándar: $54,9 \pm 18,2$).

Los pacientes no colaboradores se sometieron a un protocolo con secuencias resistentes al movimiento y se les pidió que respiraran con normalidad ya que no eran capaces mantener la apnea, y los pacientes colaboradores se sometieron a un protocolo estándar y a las secuencias MP-GRE adicionales. Las secuencias MP-GRE se añadieron al protocolo de RM en pacientes teóricamente colaboradores, como secuencias resistentes al movimiento, para garantizar una adquisición adecuada de imágenes potenciadas en T1, contando con la posibilidad de que algunas de las secuencias precontraste eco de gradiente EF/FO obtenidas en apnea pudieran resultar no diagnósticas debido al movimiento.

Las indicaciones principales para realizar los estudios de MR se muestran en la [tabla 1](#).

Se detectaron lesiones focales hepáticas en 37 pacientes. En 12 pacientes las lesiones hepáticas fueron benignas [quistes ($n=6$), nódulos de regeneración ($n=2$), hemangiomas ($n=2$) y abscesos ($n=2$)]. En 25 pacientes las lesiones hepáticas fueron malignas [metástasis ($n=9$), carcinoma hepatocelular (*hepatocellular carcinoma*, HCC) ($n=7$), colangiocarcinoma intrahepático ($n=2$), HCC tratado con quimioembolización transarterial ($n=1$) y HCC tratado con radiofrecuencia ($n=6$)]. Las lesiones se diagnosticaron basándose en los hallazgos de imagen característicos¹⁻³; las metástasis se diagnosticaron basándose en la detección de lesiones múltiples con un patrón RM similar en presencia de un tumor primario diagnosticado histológicamente ($n=6$). Los HCC se diagnosticaron en pacientes con hepatopatía crónica basándose en el patrón característico de captación de gadolinio utilizando estudios dinámicos de RM. El diagnóstico del colangiocarcinoma intrahepático se basó en los hallazgos histológicos.

Seis pacientes presentaron lesiones suprarrenales (adenomas en 5 pacientes, basándose en la pérdida de señal característica desde la secuencia EF a FO, y uno presentó una lesión indeterminada con hiperseñal en T1).

Tabla 2 Parámetros detallados empleados para las secuencias MP-GRE y 2D-GRE

Parámetros	MP-GRE ^a			2D-GRE ^b
	FO	EF ₁	EF ₂	En fase/en fase opuesta
Tiempo de eco (ms)	2,3	4,09	4,07	4,92/2,22
Espaciado entre ecos (ms) ^c	5,9	8,2	8,2	–
Tiempo de repetición (ms) ^d	1.540	3.000	1.540	160
Tiempo de inversión (ms)	900	750	900	–
Inclinación del vector <i>Flip angle</i> (°)	15	15	15	70
Ancho de banda (Hertz/píxel)	180	150	150	300/300
Grosor (mm)	6	8	6	6
N.º promedio de señales	2	1	2	1
Matriz	256 × 156	256 × 88	256 × 156	256 × 156
Factor de adquisición en paralelo ^e	No	No	No	2x
Control de la respiración	No	No	No	Apnea

^a Eco de gradiente con preparación de la magnetización (MP-GRE) se obtienen como 3 adquisiciones en 2D independientes.

^b Secuencia 2D de eco de gradiente (2D-GRE) *spoiled* en fase y en fase-opuesta adquirida como secuencia de doble eco.

^c Espaciado entre ecos es el tiempo entre lecturas sucesivas.

^d En las secuencias MP-GRE, el tiempo de repetición es el tiempo entre la aplicación del pulso de inversión para cada división individual.

^e El factor de adquisición en paralelo fue GRAPPA (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions*).

Técnica de resonancia magnética

Los estudios de RM abdominal se realizaron con un equipo de 1,5 T (Avanto, Siemens Medical Systems, Malvern, Pennsylvania, USA) con antena *phased-array* de cuerpo en todos los pacientes.

La secuencia no sensible al movimiento MP-GRE que se utilizó para este estudio fue una secuencia 2D turbo-FLASH con preparación de la magnetización, que se inicia con un pulso de inversión no selectivo de 180° para preparar en primer lugar la magnetización longitudinal con contraste T1. A este pulso le sigue un tren rápido de pulsos de excitación selectivos con un ángulo de inclinación (*flip-angle*) bajo, con selección de los cortes y lecturas eco de gradiente. El centro del espacio K se adquirió en un tiempo TI (tiempo de inversión) tras el pulso de inversión. Todas las líneas de codificación de fase para un determinado corte se adquieren tras un único pulso de inversión, con una duración total del tren de ecos de 1 s aproximadamente, que es lo suficientemente corto, como para evitar los artefactos causados por los movimientos respiratorios. Como el pulso de inversión no es selectivo, la secuencia no es estrictamente una técnica de disparo único desde el punto de vista de la relajación de la magnetización, aunque debido a la corta duración del tiempo de lectura, sí que se comporta como una secuencia de disparo único en lo que se refiere a artefactos de movimiento. Para la primera fase del estudio utilizamos 2 secuencias MP-GRE diferentes proporcionadas por el fabricante usando parámetros de tiempo y características algo diferentes. En el presente estudio denominamos a dichas secuencias MP-GRE FO y MP-GRE EF₁.

Como no había publicaciones que proporcionaran información detallada de estas secuencias, empleamos los parámetros que el fabricante establece por defecto. Las características de los parámetros empleados se muestran en la [tabla 2](#). Para la segunda fase del estudio, basada en los hallazgos obtenidos en la primera fase, se llevó a cabo la optimización de la secuencia MP-GRE EF. En el presente trabajo a la secuencia MP-GRE EF optimizada la denominamos

MP-GRE EF₂ ([tabla 2](#)). A los pacientes colaboradores se les pidió que respiraran con normalidad durante la adquisición MP-GRE.

En pacientes colaboradores, las secuencias 2D eco de gradiente (2D-GRE) potenciadas en T1 con destrucción de la magnetización transversal residual (*spoiled*) EF y en FO se adquirieron con secuencia de doble eco (*dual-echo*) en apnea. Los detalles de los parámetros usados en estas secuencias se muestran en la [tabla 2](#). Hay que destacar que las secuencias MP-GRE tienen una relación señal-ruido menor, lo que queda reflejado en los promedios (MP-GRE FO y EF₂) y no se usa aceleración en la adquisición en paralelo. Las primeras secuencias no eran óptimas y mostraban artefactos de cancelación de señal tal como describimos más adelante. La optimización se realizó clínicamente y mediante simulación con ordenador.

Análisis de las imágenes

Análisis cualitativo

Dos revisores (VH y MT con 4 y 5 años de experiencia, respectivamente) evaluaron de manera independiente y retrospectiva las secuencias MP-GRE axiales precontraste de todos los pacientes en una estación de trabajo para identificar la presencia de artefactos por cancelación de fase en las imágenes MP-GRE FO y para determinar la calidad de imagen, la extensión de los artefactos y la visibilidad de las lesiones en las diferentes secuencias. Para cada serie de datos, ambos revisores puntuaron 8 parámetros de calidad de imagen. Antes de llevar a cabo el análisis cualitativo, ambos revisores realizaron una prueba con 5 pacientes y se pusieron de acuerdo en el modo de interpretar y puntuar cada uno de los parámetros evaluados. Los datos de estos 5 pacientes no se incluyeron en el estudio. Los revisores desconocían los parámetros de las secuencias que revisaron.

Una característica distintiva de las adquisiciones en FO es la aparición de un borde negro en todas las interfases agua/grasa. Se trata de un artefacto que también se

conoce como «artefacto de cancelación de fase», «artefacto de tinta china», «artefacto límite», o «artefacto por desplazamiento químico de segunda clase». Como este artefacto es un efecto de cancelación de fase, no se limita a la dirección de la codificación de la frecuencia como sucede en el artefacto por desplazamiento químico clásico, sino que se puede observar en todos los píxeles de la interfase grasa-agua¹⁹. Al borde negro rodeando a los órganos abdominales en las imágenes MP-GRE en FO y a su ausencia en las imágenes EF se le consideró como marcador interno para la valoración de la calidad de las imágenes en FO y EF, respectivamente. Para reconocer una secuencia en FO, los revisores consideraron este artefacto solo cuando el parénquima renal y hepático estaban completamente rodeados por una línea negra para distinguirlo de artefactos por desplazamiento químico de primera clase. Las secuencias se consideraron EF si no existía cancelación de fase. Los revisores puntuaron el artefacto de las imágenes en FO con una escala del 1 al 3 (donde 1 era evidente; 2, leve; 3, ausente, despreciable).

Los revisores puntuaron la presencia de artefactos de todas las secuencias MP-GRE (artefacto fantasma causado por los movimientos respiratorios, artefacto de cancelación de señal, error de registro espacial y granulado de los píxeles) usando una escala del 1 al 4 (donde 1 correspondía a una presencia de artefactos importante; 2, moderada; 3, leve; 4, de mínima a ausente). Los artefactos fantasma se definieron como imágenes borrosas que se generan en la dirección de la codificación de fase²⁰. El error de registro espacial se definió como desajuste de la posición de los cortes en cada secuencia y entre secuencias. El granulado de los píxeles se determinó mediante la presencia y extensión del granulado, reflejando la magnitud y la inhomogeneidad del ruido de fondo²⁰.

Los artefactos de cancelación de señal son artefactos específicos de las secuencias de inversión-recuperación (*inversion recovery*) y se manifiestan como un margen de vacío de señal entre 2 tejidos contiguos con valores T1 muy diferentes. Estos artefactos se deben a la cancelación de señal que aparece en un vóxel que contenga 2 tejidos con valores T1 diferentes, de modo que uno de los tejidos ya ha pasado por el punto cero o punto nulo de inversión-recuperación y el otro no, por lo que los 2 tejidos se encuentran, por tanto, en fase opuesta.

La calidad de imagen global se evaluó mediante la nitidez de la imagen, la homogeneidad de la intensidad de señal (IS), la diferenciación córtico-medular y la importancia de los artefactos. La calidad de imagen se puntuó usando una escala del 1 al 4 (donde 1 correspondía a una calidad de imagen deficiente; 2, aceptable; 3, buena; 4, excelente). La visualización de los vasos intrahepáticos se evaluó con respecto a las ramas principales de la vena porta mediante una escala del 1 al 4 (donde 1 era no aceptable [la vena porta principal no es visible]; 2, deficiente [solo se visualiza la vena porta principal]; 3, aceptable [solo son visibles las ramas principales de la vena porta]; 4, buena [son visibles las ramas periféricas de la vena porta]). La visibilidad de las lesiones se evaluó teniendo en cuenta lo siguiente: la evaluación global de la visibilidad de la lesión, de sus márgenes y de su extensión; puntuándose con una escala del 1 al 5 (donde 1 era deficiente; 2, aceptable; 3, buena; 4, muy buena; 5, excelente).

Se consideraron diagnósticas aquellas secuencias con una puntuación > 3 en la evaluación cualitativa.

La esteatosis hepática se determinó en base a las características típicas de la señal^{4,5}, como áreas hepáticas que mostraban disminución de la IS en las secuencias en FO en comparación con las secuencias EF. La diferencia entre las imágenes EF y FO se clasificó según una escala del 0 al 3: 0 (IS EF es igual a la IS en FO), 1 (IS EF es ligeramente superior a la IS en FO, y la IS del hígado es parecida a la IS del bazo en FO), 2 (IS EF es moderadamente superior a la IS en FO, con la IS del hígado menor que la IS del bazo en FO), y 3 (IS EF es significativamente mayor que la IS en FO, con la IS hepática menor que la del bazo en FO).

Los adenomas suprarrenales se diagnosticaron basándose en la pérdida de señal observada desde las secuencias EF a las secuencias FO^{11,12}.

Cuando fue necesario, se establecieron subgrupos de pacientes basándose en la identificación subjetiva de infiltración grasa en el hígado o en la presencia de lesiones suprarrenales. Siempre que fue posible, se realizó una comparación visual subjetiva entre ambos subgrupos usando secuencias convencionales 2D-GRE potenciadas en T1 EF/FO.

Análisis cuantitativos

Siempre que fue posible, se calculó el índice de IS suprarrenal y el porcentaje de grasa hepática con secuencias 2D-GRE, que fueron utilizados para confirmar la presencia de adenomas suprarrenales de contenido graso y de esteatosis hepática. Las medidas cuantitativas del índice de IS suprarrenal se calcularon de la siguiente manera: $[(IS\ EF - IS\ FO) / IS\ EF] \times 100\%$. Las lesiones se clasificaron como adenoma cuando el índice de IS suprarrenal era mayor del 16,5% a partir de las imágenes 2D-GRE en fase y en fase opuesta^{12,21}.

Las medidas cuantitativas del porcentaje de grasa hepática se calcularon de la siguiente manera: $[(IS\ EF - IS\ FO) / IS\ EF \times 100] / 2$.

La IS media de las lesiones suprarrenales y de la esteatosis hepática se obtuvo a partir de las secuencias 2D-GRE EF y FO usando las medidas a nivel de una región de interés (ROI). Las ROI se colocaron sobre cada lesión suprarrenal de modo que cubriesen la mayor parte de la masa, pero evitando el borde de la lesión para prevenir la aparición de artefactos por desplazamiento químico en las imágenes en fase opuesta. Las medidas de IS hepáticas se obtuvieron de áreas homogéneas, sin vasos, lesiones, ni artefactos y cada valor se calculó 2 veces. Las ROI se colocaron en la misma localización anatómica en ambas secuencias, utilizando una herramienta de corrección disponible en la estación de trabajo PACS. Todas las medidas las llevó a cabo el mismo revisor.

El índice de pérdida de IS relativa del hígado en secuencias FO se consideró una medida válida de la presencia de grasa hepática basándose en el conocido efecto que la grasa tiene sobre los valores de IS, pero no se consideró una medida directa del contenido de grasa hepática.

Análisis estadísticos

La verificación de la distribución no paramétrica de los datos se realizó mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Se

empleó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras pareadas con objeto de comparar las puntuaciones cualitativas de las secuencias MP-GRE EF y FO. Se utilizó la prueba de Mann-Whitney para comparar cualitativamente las puntuaciones cualitativas de las secuencias MP-GRE entre los pacientes colaboradores y los no colaboradores en ambos grupos (muestras independientes). La variabilidad interobservador en la interpretación de imágenes se calculó mediante el coeficiente *kappa* que mide el grado de concordancia entre ambos revisores²².

El análisis cualitativo entre los pacientes colaboradores y los no colaboradores y de la variabilidad interobservador se realizó utilizando el software MedCalc® para Windows, versión 11.3.0.0 (MedCalc® Software, Mariakerke, Bélgica). En todos los casos, un valor de $p < 0,05$ se consideró como diferencia estadísticamente significativa.

Resultados

Los valores de *kappa* de concordancia entre los 2 revisores para los análisis de los datos cualitativos independientes oscilaron entre 0,44 y 0,83²². Para el artefacto de cancelación de señal, el valor *kappa* fue de 1,0 para MP-GRE FO y MP-GRE EF₂, así como para la identificación del artefacto de cancelación de fase en todas las secuencias. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las puntuaciones de los revisores. A fin de mostrar los datos de un modo más simple y claro, los mismos se muestran promediados.

Fase 1

Los resultados del análisis cualitativo de la calidad de imagen global, de los artefactos y de la visibilidad de las lesiones hepáticas del primer grupo se muestran en la tabla 3.

Todos los pacientes (73/73) presentaron artefacto de cancelación de fase evidente en las secuencias MP-GRE FO y ambos revisores lo calificaron como «ausente» en las secuencias MP-GRE EF₁ en todos los pacientes (fig. 1). Respecto a la presencia de artefactos, ambas secuencias se clasificaron como «leve a ausente», excepto el artefacto de cancelación

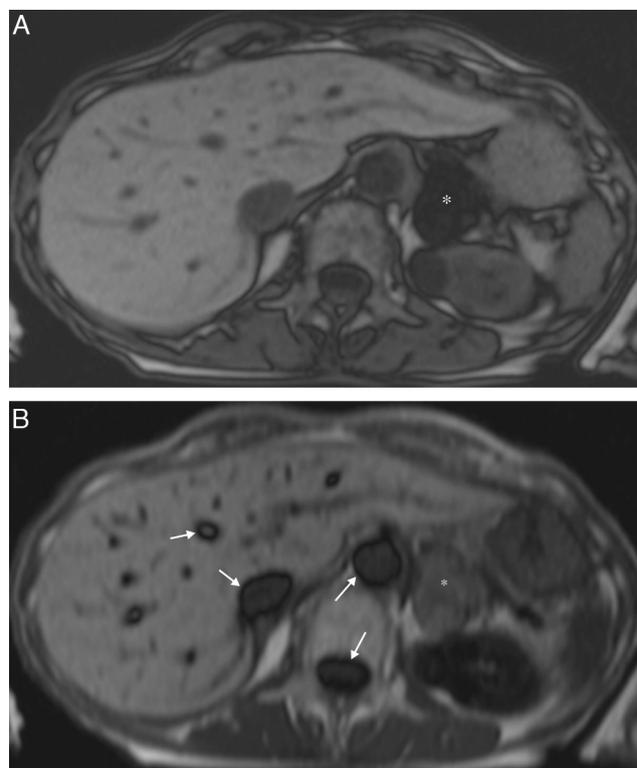


Figura 1 RM axial de una mujer de 87 años con adenoma suprarrenal izquierdo. El estudio se realizó con un protocolo de secuencias insensibles al movimiento. El artefacto de cancelación de fase es importante en la secuencia MP-GRE FO (A) y no aparece en la secuencia MP-GRE EF₁ (B). Estas secuencias muestran propiedades en fase opuesta y en fase, respectivamente. El artefacto de cancelación de señal aparece en la secuencia MP-GRE EF₁ (flechas, B), más pronunciado en la interfase entre las venas cava inferior y porta y el parénquima hepático, alrededor de la aorta y del conducto vertebral. Se observa una lesión bien delimitada de 4 cm (asterisco) en la glándula suprarrenal izquierda y caída de la intensidad de señal evidente en la secuencia MP-GRE FO (A) en comparación con la secuencia MP-GRE EF₁ (B), compatible con adenoma de contenido graso.

Tabla 3 Comparación de los resultados cualitativos entre MP-GRE FO y MP-GRE EF₁ de todos los pacientes (n = 73). Parámetros por defecto

Parámetros cualitativos ^b	Secuencias MP-GRE ^a		Valor de p ^c
	FO	EF ₁	
Artefacto fantasma respiratorio	3,91 ± 0,34 (3,83-3,98)	3,95 ± 0,34 (3,87-4,02)	0,105
Artefacto de cancelación de fase	1,0 ± 0 (1,00-1,00)	3,0 ± 0 (3,00-3,00)	< 0,0001
Visualización de vasos intrahepáticos	3,66 ± 0,62 (3,51-3,80)	3,84 ± 0,44 (3,73-3,94)	0,0021
Artefactos de cancelación de señal	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	2,97 ± 0,97 (2,74-3,19)	< 0,0001
Error de registro	3,85 ± 0,37 (3,76-3,93)	3,92 ± 0,21 (3,87-3,96)	0,0512
Granulado de píxeles	3,64 ± 0,66 (3,48-3,79)	3,70 ± 0,61 (3,55-3,84)	0,205
Calidad de imagen total	3,53 ± 0,72 (3,36-3,69)	2,84 ± 0,80 (2,65-3,02)	< 0,0001
Visibilidad de las lesiones	4,61 ± 0,49 (4,49-4,72)	4,66 ± 0,57 (4,52-4,79)	0,562

Los valores se expresan como media ± DS. Los números entre paréntesis corresponden a un IC del 95%. Para el análisis estadístico se usó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon.

^a Eco de gradiente con preparación de la magnetización.

^b Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

^c Resultados con $p < 0,05$ se consideraron estadísticamente significativos.

de señal, con una presencia significativamente mayor en las secuencias MP-GRE EF₁ ($p < 0,0001$).

El artefacto fantasma provocado por la respiración, el error de registro espacial y el granulado de los píxeles tuvieron una puntuación media $> 3,6$ (de «mínimo a ausente») en ambas secuencias MP-GRE, sin diferencias significativas.

El artefacto de cancelación de señal fue significativamente mayor en MP-GRE EF₁ ($p < 0,0001$), y fue calificado como «importante» en el 15% (11/73) de los pacientes por al menos un revisor (fig. 1). Respecto a las secuencias MP-GRE FO, ambos revisores calificaron la presencia de dicho artefacto de «mínima a ausente» en el 100% de los pacientes (73/73).

La visualización de los vasos intrahepáticos obtuvo una puntuación significativamente más alta en MP-GRE EF₁ ($p = 0,0021$). La puntuación media para MP-GRE FO y para MP-GRE EF₁ fue de 3,66 y 3,84, respectivamente (visualización de los vasos intrahepáticos de «aceptable a buena» para ambas secuencias).

En lo relativo a la visibilidad de las lesiones hepáticas, ambas secuencias MP-GRE se consideraron diagnósticas, sin diferencias significativas, y con una puntuación media de entre 4,61 (MP-GRE FO) y 4,66 (MP-GRE EF₁).

Las secuencias MP-GRE FO mostraron una calidad de imagen global significativamente mejor que las MP-GRE EF₁ ($p < 0,0001$). La calidad de imagen fue considerada «excelente» en el 50,6% (37/73) de los pacientes en las secuencias MP-GRE FO por al menos un revisor, pero solo en el 23,2% (17/73) de los pacientes en las secuencias MP-GRE EF₁.

No hubo diferencias significativas en la evaluación cualitativa de las secuencias MP-GRE entre los pacientes colaboradores y los no colaboradores para ninguno de los parámetros analizados (tabla 4).

Se detectó esteatosis hepática en el 12,3% (9/73) de los pacientes comparando las secuencias MP-GRE EF₁ con las MP-GRE FO. Se detectó esteatosis hepática tanto en los pacientes colaboradores ($n = 7$) como en los no colaboradores ($n = 2$) (fig. 2). La calificación de la apariencia subjetiva de infiltración grasa y el porcentaje de grasa calculado (2D-GRE) se muestran en la tabla 7.

En 6 pacientes se identificaron lesiones nodulares suprarrenales (con un tamaño de entre 10 mm y 40 mm). Cinco de estas lesiones mostraron una pérdida de señal homogénea en las secuencias MP-GRE FO compatible con adenomas suprarrenales de contenido graso. En 3 (3/5) pacientes además se disponía de secuencias 2D-GRE potenciadas en T1 EF/FO que mostraban hallazgos similares. Los índices suprarrenales calculados para estas lesiones en secuencias 2D-GRE fueron del 23, 42 y del 71%, compatibles con adenomas suprarrenales.

Una lesión permaneció indeterminada y se recomendó su seguimiento mediante técnicas de imagen.

Fase 2

Los resultados del análisis cualitativo de la fase 2 se muestran en las tablas 5 y 6. Todos los pacientes (64/64) mostraron artefacto de cancelación de fase evidente en las secuencias MP-GRE FO y ambos revisores lo consideraron

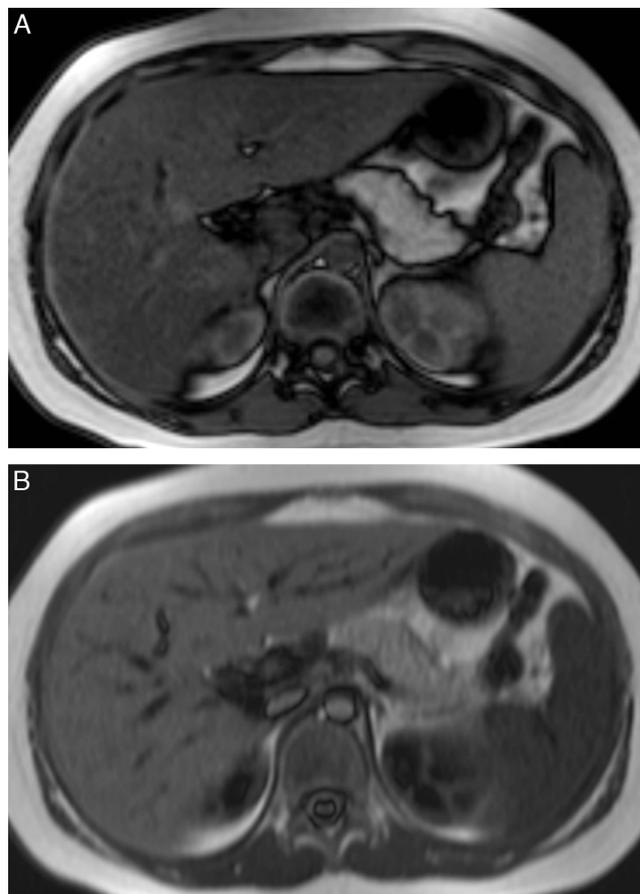


Figura 2 RM axial de un niño de 7 años con esteatosis hepática. El estudio se realizó con un protocolo de secuencias insensibles al movimiento. Se observa infiltración grasa moderada del hígado en la secuencia MP-GRE FO (A). La secuencia MP-GRE EF₁ (B) muestra un borde de vacío de señal entre los vasos y los tejidos adyacentes provocado por el artefacto de cancelación de señal. El origen de dicho artefacto es la cancelación de la señal en un vóxel que contenga 2 tejidos con valores T1 muy diferentes.

«ausente» en todos los pacientes en las secuencias optimizadas MP-GRE EF₂ ($p < 0,0001$).

Las secuencias MP-GRE FO y MP-GRE EF₂ no mostraron artefacto de cancelación de señal ni mostraron diferencias significativas en el resto de los artefactos evaluados (fig. 3) (tabla 5). Ambas secuencias MP-GRE tenían puntuaciones medias altas para la calidad de imagen global: 3,51 para las secuencias MP-GRE FO y 3,42 para MP-GRE EF₂ (de «buena a excelente») ($p = 0,098$).

La secuencia MP-GRE EF₂ presentó errores de registro significativamente mayores en los pacientes no colaboradores (puntuación media: 3,45) que en los pacientes colaboradores (puntuación media: 3,74) ($p = 0,027$). Sin embargo, esta puntuación se corresponde con una puntuación de errores de registro espacial de «leve a mínima» en ambas secuencias MP-GRE.

En referencia a la visibilidad de las lesiones hepáticas, todas las puntuaciones eran superiores a 4 (diagnósticas),

Tabla 4 Resultados del análisis de la calidad entre los pacientes colaboradores (n = 49) y no colaboradores (n = 24) antes de la optimización de las secuencias

Parámetros cualitativos ^b	Secuencias MP-GRE ^a				Valor de p	
	FO		Valor de p ^c	EF ₁		
	Colaboradores	No colaboradores		Colaboradores		No colaboradores
Artefacto fantasma respiratorios	3,95 ± 0,19 (3,89-4,00)	3,82 ± 0,52 (3,60-4,03)	0,489	3,98 ± 0,14 (3,93-4,02)	3,91 ± 0,33 (3,77-4,04)	0,658
Visualización de vasos intrahepáticos	3,68 ± 0,55 (3,52-3,83)	3,60 ± 0,77 (3,27-3,92)	0,966	3,82 ± 0,41 (3,70-3,93)	3,89 ± 0,52 (3,67-4,10)	0,247
Artefactos de cancelación de señal	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	1	2,85 ± 1,05 (2,54-3,15)	2,67 ± 0,76 (2,34-2,99)	0,155
Error de registro	3,80 ± 0,42 (3,67-3,92)	3,95 ± 0,20 (3,86-4,03)	0,184	3,93 ± 0,25 (3,85-4,00)	3,89 ± 0,31 (3,75-4,02)	0,707
Granulado de los píxeles	3,64 ± 0,63 (3,45-3,82)	3,62 ± 0,71 (3,32-3,91)	0,974	3,79 ± 0,50 (3,64-3,93)	3,52 ± 0,77 (3,19-3,84)	0,107
Calidad de imagen total	3,31 ± 0,72 (3,10-3,51)	3,45 ± 0,73 (3,14-3,75)	0,319	2,80 ± 0,81 (2,56-3,03)	2,95 ± 0,77 (2,62-3,21)	0,282
Visibilidad de las lesiones	4,68 ± 0,47 (4,54-4,81)	4,50 ± 0,70 (4,20-4,79)	0,548	4,73 ± 0,55 (4,57-4,88)	4,50 ± 0,70 (4,20 -4,79)	0,391

Los valores se expresan como media ± DS. Los números entre paréntesis corresponden a un IC del 95%. Para el análisis estadístico se usó la prueba de Mann-Whitney.

^a Eco de gradiente con preparación de la magnetización.

^b Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

^c Resultados con p < 0,05 se consideraron estadísticamente significativos.

en los pacientes colaboradores y no colaboradores (tablas 5 y 6).

La esteatosis hepática se detectó visualmente en el 17,2% (11/64) de los pacientes del segundo grupo (tras la optimización), comparando las secuencias MP-GRE EF₂ con las MP-GRE FO (figs. 3 y 4), tanto en los pacientes colaboradores (n = 9) como no colaboradores (n = 2) (tabla 7).

Para ambos grupos de pacientes no se encontraron diferencias significativas en el número de pacientes en los que se identificó visualmente esteatosis hepática en las secuencias 2D-GRE y MP-GRE en pacientes colaboradores.

Discusión

Las secuencias MP-GRE son un componente estándar de la mayoría de estrategias para la adquisición de secuencias T1 en RM abdominal en los pacientes que no pueden mantener la apnea^{1,13-18}. La sincronización con los movimientos respiratorios y la navegación se usan habitualmente en la adquisición de secuencias T2 e imagen coronaria²³⁻²⁷, pero se ha prestado menos atención a su uso en la reducción de artefactos debidos al movimiento en la adquisición de secuencias T1 en el abdomen, y creemos que su uso no se

Tabla 5 Comparación de los resultados cualitativos entre MP-GRE FO y MP-GRE EF₂ en todos los pacientes (n = 64) tras la optimización de las secuencias EF

Parámetros cualitativos ^b	Secuencias MP-GRE ^a		Valor de p ^c
	FO	EF ₂	
Artefacto fantasma	3,80 ± 0,43 (3,69-3,88)	3,82 ± 0,40 (3,72-3,91)	0,56
Artefacto de cancelación de fase	1,0 ± 0 (1,00-1,00)	3,0 ± 0 (3,00-3,00)	< 0,0001
Visualización de vasos intrahepáticos	3,76 ± 0,47 (3,64-3,87)	3,84 ± 0,35 (3,75-3,92)	0,12
Artefacto de cancelación de señal	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	1
Error de registro	3,69 ± 0,46 (3,57-3,80)	3,65 ± 0,52 (3,52-3,77)	0,46
Granulado de los píxeles	3,47 ± 0,54 (3,33-3,60)	3,49 ± 0,53 (3,35-3,62)	0,76
Calidad de imagen total	3,51 ± 0,58 (3,36-3,65)	3,42 ± 0,58 (3,27-3,56)	0,098
Visibilidad de las lesiones	4,43 ± 1,05 (4,16-4,69)	4,55 ± 0,78 (4,35-4,74)	0,49

Los valores se expresan como media ± DS. Los números entre paréntesis corresponden a un IC del 95%. Para el análisis estadístico se usó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon.

^a Eco de gradiente con preparación de la magnetización.

^b Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

^c Resultados con p < 0,05 se consideraron estadísticamente significativos.

Tabla 6 Resultados del análisis cualitativo entre los pacientes colaboradores (n = 42) y no colaboradores (n = 22) tras la optimización de la secuencia EF

Parámetros cualitativos ^a	Secuencias MP-GRE				Valor de p	
	FO		Valor de p ^b	EF2		
	Colaboradores	No colaboradores		Colaboradores		No colaboradores
Artefacto fantasma	3,84 ± 0,39 (3,71- 3,96)	3,72 ± 0,49 (3,50-3,93)	0,33	3,91 ± 0,28 (3,82-3,99)	3,70 ± 0,56 (3,45-3,94)	0,50
Visualización de vasos intrahepáticos	3,78 ± 0,44 (3,64- 3,91)	3,75 ± 0,53 (3,51-3,98)	0,96	3,91 ± 0,28 (3,82-3,99)	3,77 ± 0,42 (3,58-3,95)	0,19
Artefacto de cancelación de señal	4,0 ± 0 (4,00- 4,00)	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	1	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	4,0 ± 0 (4,00-4,00)	1
Error de registro	3,76 ± 0,42 (3,62 -3,89)	3,54 ± 0,50 (3,31-3,76)	0,039	3,74 ± 0,43 (3,60-3,87)	3,45 ± 0,62 (3,17-3,72)	0,027
Granulado de los píxeles	3,46 ± 0,50 (3,30 -3,61)	3,50 ± 0,62 (3,23-3,76)	0,52	3,56 ± 0,49 (3,40-3,71)	3,43 ± 0,58 (3,17-3,68)	0,33
Calidad de imagen total	3,48 ± 0,54 (3,31- 3,64)	3,56 ± 0,66 (3,26 -3,85)	0,66	3,47 ± 0,57 (3,29-3,64)	3,40 ± 0,62 (3,12-3,67)	0,65
Visibilidad de las lesiones	4,65 ± 0,68 (4,43- 4,86)	4,06 ± 1,51 (3,39- 4,72)	0,46	4,71 ± 0,52 (4,54-4,87)	4,26 ± 1,12 (3,76-4,75)	0,43

Los valores se expresan como media ± DS. Los números entre paréntesis corresponden a un IC del 95%. Para el análisis estadístico se usó la prueba de Mann-Whitney.

^a Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

^b Resultados con p < 0,05 se consideraron estadísticamente significativos.

^cEco de gradiente con preparación de la magnetización.

ha descrito para secuencias EF/FO. Además, estas técnicas requieren pasos adicionales en el flujo de trabajo clínico y pueden no funcionar en los pacientes con respiración irregular o superficial^{28,29}.

Nuestros resultados preliminares muestran que la adquisición EF/FO se puede implementar con secuencias MP-GRE, lo que supondría un importante avance en la imagen abdominal.

Las secuencias MP-GRE EF₁ preoptimizadas y las secuencias MP-GRE EF₂ optimizadas mostraron características EF, con artefactos de cancelación de fase despreciables o ausentes. El artefacto de cancelación de fase se observó en todos los pacientes en las secuencias MP-GRE FO, características que en nuestro estudio se consideraron como marcador interno para definir las características de las secuencias EF/FO.

Tabla 7 Puntuación de la evaluación subjetiva de infiltración grasa en el hígado y los porcentajes de grasa calculados en 20 pacientes

Primer grupo	Secuencias		Porcentaje de grasa ^b	Segundo grupo	Secuencias		Porcentaje de grasa [‡]
Paciente	2D-GRE ^a	MP-GRE FO	Paciente	2D-GRE ^a	MP-GRE FO		
	Puntuación cualitativa			Puntuación cualitativa			
1	2	2	18,3%	10	3	3	36,8%
2	1	1	12%	11	1	1	15,1%
3	2	1	22,1%	12	1	1	5,3%
4	2	2	27,4%	13	1	1	16,8%
5	1	1	18,3%	14	1	1	8,8%
6	2	1	19,2%	15	3	3	37,4%
7	1	1	17,5%	16	1	1	8,1%
8	-	2	N/A	17	2	1	16,4%
9	-	2	N/A	18	2	2	20,3%
				19	-	2	N/A
				20	-	1	N/A

N/A: no se aplica.

^a Secuencia 2D con eco de gradiente (2D-GRE) *spoiled* en fase y en fase opuesta adquirida como una secuencia de doble eco.

^b El porcentaje de grasa se calculó en las secuencias 2D-GRE.

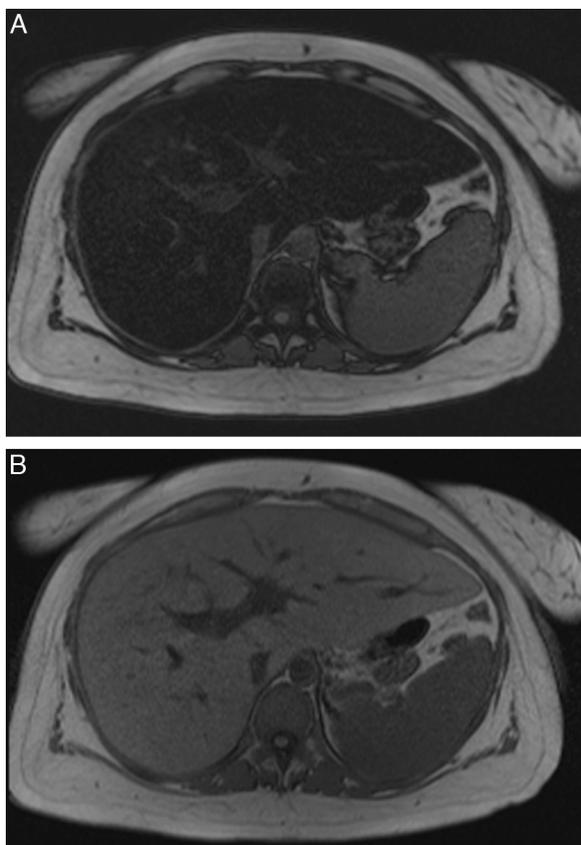


Figura 3 MR axial de un varón de 66 años con esteatosis. El hígado muestra pérdida de intensidad de señal (IS) difusa en la imagen MP-GRE FO (A) en comparación con la secuencia en fase MP-GRE EF₂ postoptimización (B), compatible con infiltración grasa difusa. La alta calidad de imagen de la secuencia MP-GRE EF₂ es comparable a la de la secuencia MP-GRE FO. Cabe destacar la ausencia de artefacto de cancelación de señal.

Los artefactos de cancelación de señal se observaron principalmente en la interfase entre los vasos hepáticos y el parénquima hepático. Así, en las secuencias MP-GRE EF₁, la combinación de un tiempo de repetición (TR) de 3.000 ms y de un tiempo de inversión (TI) de 750 ms permite que los tejidos con T1 relativamente cortos, como el parénquima hepático, hayan pasado por el punto nulo de inversión recuperación, mientras que los tejidos con T1 largos, como los vasos hepáticos, no hayan pasado por el punto nulo. En cambio, la combinación de un TI relativamente más largo (900 ms) y de un TR más corto (1.540 ms) en las secuencias MP-GRE FO y después en las secuencias MP-GRE EF₂ optimizadas garantiza que todos los tejidos abdominales hayan pasado por el punto nulo, con la consiguiente eliminación del artefacto de cancelación de señal. Nosotros no solo no detectamos ninguna ventaja diagnóstica en la combinación de un TI de 750 ms con un TR de 3.000 ms, sino que además esta combinación provocó la aparición de artefactos de cancelación de señal, que resultaron problemáticos en 9 de los 73 casos.

Los errores de registro espacial encontrados entre algunas secuencias MP-GRE, aunque se encontraban dentro del rango diagnóstico, reflejan la naturaleza de disparo único de la técnica.

Nuestros datos demuestran que la visualización de los vasos intrahepáticos es mejor con secuencias MP-GRE EF. Esto lo explica el hecho de que la presencia de infiltración grasa en algunos pacientes puede hacer menos visibles los vasos a causa de la disminución de la IS del hígado en las imágenes en FO. Esta característica explica por qué la visibilidad de las lesiones también fue ligeramente mejor en las secuencias MP-GRE EF, en consonancia con lo publicado en la bibliografía^{30,31}.

Creemos que este estudio se ha beneficiado de la disponibilidad de datos obtenidos antes y después de la optimización. En la fase 1 evaluamos las secuencias usando los parámetros proporcionados por el fabricante. Tal como habíamos observado, con las nuevas técnicas puede que no haya un conocimiento previo de los parámetros optimizados, y quizá solo después de llevar a cabo dicha fase de experimentación, se pueda evaluar cómo optimizar los parámetros. En la fase 2 evaluamos las secuencias MP-GRE EF/FO tras nuestra optimización. Sin la fase de preoptimización del estudio, no habría quedado claro cuál era el efecto de las propiedades de determinadas secuencias, y por tanto qué modificaciones eran necesarias.

Creemos, que esto fue solo posible realizando este estudio en un contexto clínico. Como no se había llevado a cabo ningún estudio previo de este tipo, no contábamos con ningún tipo de orientación sobre qué parámetros seleccionar. Basándonos en nuestros hallazgos, hemos reducido el TR a 1.540 ms y hemos aumentado el TI al menos a 900 ms en la nueva secuencia MP-GRE EF, puesto que los artefactos de cancelación de señal podrían representar un problema, ya que no observamos ninguna ventaja clínica con un TI más corto. El ancho de banda de las secuencias MP-GRE EF es diferente del de las secuencias MP-GRE FO debido a una limitación de la interfaz de usuario (IU). En concreto, no existe un mecanismo directo para seleccionar el tiempo de eco (TE), aunque se establece indirectamente mediante el ancho de banda. Para la secuencia MP-GRE EF₂, se seleccionó mediante simulación por ordenador. Además, incorporamos 2 promedios y aumentamos el tamaño de la matriz de 256×88 a 256×156 , ya que no observamos mayor granulado de los píxeles con la secuencia MP-GRE FO.

Tras las modificaciones de los parámetros de la secuencia MP-GRE EF basándonos en la investigación preliminar de la fase 1 del estudio, la secuencia MP-GRE EF₂ presentó una mayor calidad de imagen, similar a la MP-GRE FO.

El presente estudio puede, por tanto, servir como base para futuras investigaciones para la optimización de la secuencia MP-GRE para la adquisición de imágenes abdominales EF/FO.

La evaluación de la grasa en el hígado y en las masas suprarrenales son indicaciones importantes para la imagen en EF/FO. La esteatosis hepática se detectó visualmente en el 14,6% (20/137) de los pacientes. Las secuencias MP-GRE FO mostraron la pérdida subjetiva de intensidad de señal en el hígado y la presencia evidente de artefacto de cancelación de fase, que permitió la confirmación del diagnóstico de depósito de grasa. Los subgrupos de hígado grasoso y de masas suprarrenales se compararon subjetivamente con imágenes 2D-GRE potenciadas en T1 EF/FO cuando éstas estaban disponibles (16/20 para la esteatosis hepática y 3/5 para los adenomas suprarrenales) que fueron usadas como referencia. En 3 pacientes se observaron diferencias entre las

secuencias 2D-GRE y las MP-GRE en la puntuación cualitativa de la extensión de infiltración grasa, lo que sugiere mejor visualización del contenido graso en las secuencias 2D-GRE. Para el sistema de puntuación utilizamos la comparación visual de la señal entre el hígado y el bazo. La naturaleza de las secuencias de inversión recuperación, junto con unos tiempos de relajación longitudinal ligeramente distintos entre el bazo y el hígado pueden haber sido la causa de esta diferencia, lo que sugiere que la comparación con el bazo puede ser menos fiable en las secuencias MP-GRE. Los datos cuantitativos obtenidos del cálculo del porcentaje de grasa confirman los hallazgos observados en las secuencias MP-GRE EF/FO, mostrando una pérdida importante de la IS hepática en imágenes 2D-GRE FO en 16 pacientes con esteatosis. Respecto a las lesiones suprarrenales, la pérdida de intensidad de señal desde EF a FO permitió la caracterización de adenomas suprarrenales en 5 pacientes (5/6) mediante la secuencia MP-GRE. Los valores del índice de IS suprarrenal en las secuencias 2D-GRE, que estaban disponibles de 3 pacientes, apoyaron estos hallazgos. Aplicando nuestra optimización y usando parámetros análogos de secuencia, las secuencias MP-GRE EF/FO han mostrado resultados prometedores en el estudio por imagen de la esteatosis hepática¹⁸ y en la caracterización de nódulos suprarrenales³².

El presente estudio presenta algunas limitaciones. La primera es su diseño retrospectivo. El uso de 2 secuencias MP-GRE diferentes con unos parámetros distintos en la primera fase del estudio contribuyó a la diferente puntuación cualitativa de las secuencias. Por ejemplo, el hecho de que se usaran 2 promedios para las secuencias MP-GRE FO y uno para las secuencias MP-GRE EF, podría haber dado lugar a un sesgo en la calidad de imagen, ya que los artefactos causados por los movimientos respiratorios disminuyen cuando se utilizan múltiples promedios. No obstante, nosotros utilizamos los parámetros que proporcionan por defecto los fabricantes de los equipos ya que no existían estudios previos que evaluaran este tipo de secuencias. El diseño retrospectivo del estudio implicó que las secuencias postoptimización MP-GRE EF no se realizaran en todos los pacientes. Otra limitación fue el reducido número de pacientes no colaboradores incluidos en el estudio, aunque los datos MP-GRE de los pacientes colaboradores fueron adquiridos con respiración normal, que se considera como un modelo válido de pacientes no colaboradores. No hubo diferencias significativas respecto a la evaluación cualitativa a la hora de comparar estas 2 poblaciones en ambos grupos de pacientes. Una limitación adicional fue que los protocolos de los pacientes no colaboradores no incluían secuencias precontraste 2D-GRE EF/FO por la razón obvia de que se requiere que el paciente esté en apnea para obtener una buena calidad de imagen. Basándonos en nuestros hallazgos, empleamos de modo rutinario secuencias MP-GRE EF/FO en los pacientes no colaboradores.

En conclusión, hemos descrito la implementación y la optimización de una técnica EF/FO en una secuencia de disparo único MP-GRE resistente al movimiento. Esta experiencia clínica inicial parece prometedora, proporcionando buena calidad de imagen, con presencia constante del artefacto de cancelación de fase en secuencias MP-GRE FO y ausencia del mismo en secuencias MP-GRE EF.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes y que todos los pacientes incluidos en el estudio han recibido información suficiente y han dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

Autorías

1. Responsable de la integridad del estudio: RCS.
2. Concepción del estudio: MR, VH, ROPC, MDT, BMD y RCS.
3. Diseño del estudio: MR, VH, ROPC, BMD y RCS.
4. Obtención de los datos: MR, VH y MDT.
5. Análisis e interpretación de los datos: MR, VH, ROPC, MDT, BMD y RCS.
6. Tratamiento estadístico: MR, VH y ROPC.
7. Búsqueda bibliográfica: MR, VH, ROPC, MDT, BMD y RCS.
8. Redacción del trabajo: MR, VH, ROPC, BMD y RCS.
9. Revisión crítica del manuscrito con aportaciones intelectualmente relevantes: MR, VH, ROPC, MDT, BMD y RCS.
10. Aprobación de la versión final: MR, VH, ROPC, MDT, BMD y RCS.

Conflicto de intereses

Uno de los autores (BMD), que trabaja para Siemens Medical Solutions (Cary, NC), contribuyó al diseño del protocolo de imagen. El resto de los autores controlaron la inclusión de cualquier dato o información que pudiese suponer un conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Sharma P, Martin DR, Dale BM, Vachiranubhap B, Semelka RC. Diagnostic approach to protocoling and interpreting MR studies of the abdomen and pelvis. En: Semelka RC, editor. *Abdominal-pelvic MRI*, Vol. 1. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2010. p. 1–43.
2. Balci NC, Altun E, Hermann K, Semelka RC. Abdominal MRI. En: Reiser MF, Semmler W, Hricak H, editores. *Magnetic resonance tomography*. Berl: Springer; 2008. p. 863–911.
3. Braga L, Armao D, ElAzzazi M, Semelka RC. Liver. En: Semelka RC, editor. *Abdominal-Pelvic MRI*, Vol. 1. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2010. p. 45–54.
4. Mitchell DG, Kim I, Chang TS, Vinitzki S, Consigny PM, Saponaro SA, et al. Fatty liver, Chemical shift phase-difference and suppression magnetic resonance imaging techniques in animals, phantoms, and humans. *Invest Radiol*. 1991;26:1041–52.
5. Cassidy FH, Yokoo T, Aganovic L, Hanna RF, Bydder M, Middleton MS, et al. Fatty liver disease: MR imaging techniques for the detection and quantification of liver steatosis. *Radiographics*. 2009;29:231–60.

6. Yu JS, Park JG, Jeong EK, Park MS, Kim KW. Hepatic MRI using the double-echo chemical shift phase-selective gradient-echo technique. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188:49–56.
7. Borra RJ, Salo S, Dean K, Lautamaki R, Nuutila P, Komu M, et al. Nonalcoholic fatty liver disease: rapid evaluation of liver fat content with in-phase and out-of-phase MR imaging. *Radiology.* 2009;250:130–6.
8. Mazhar SM, Shiehmorteza M, Sirlin CB. Noninvasive assessment of hepatic steatosis. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2009;7:135–40.
9. Halefoglu AM, Yasar A, Bas N, Ozel A, Erturk SM, Basak M. Comparison of computed tomography histogram analysis and chemical-shift magnetic resonance imaging for adrenal mass characterization. *Acta Radiol.* 2009;50:1071–9.
10. Haider MA, Ghai S, Jhaveri K, Lockwood G. Chemical shift MR imaging of hyperattenuating (>10 HU) adrenal masses: does it still have a role? *Radiology.* 2004;231:711–6.
11. Tsushima Y, Ishizaka H, Matsumoto M. Adrenal masses: differentiation with chemical shift, fast low-angle shot MR imaging. *Radiology.* 1993;186:705–9.
12. Israel GM, Korobkin M, Wang C, Hecht EN, Krinsky GA. Comparison of unenhanced CT and chemical shift MRI in evaluating lipid-rich adrenal adenomas. *AJR Am J Roentgenol.* 2004;183:215–9.
13. Altun E, Semelka RC, Dale BM, Elias Jr J. Water excitation MPRAGE: an alternative sequence for postcontrast imaging of the abdomen in noncooperative patients at 1.5 Tesla and 3.0 Tesla MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2008;27:1146–54.
14. Semelka RC, Willms AB, Brown MA, Brown ED, Finn JP. Comparison of breath-hold T1-weighted MR sequences for imaging of the liver. *J Magn Reson Imaging.* 1994;4:759–65.
15. Siewert B, Muller MF, Foley M, Wielopolski PA, Finn JP. Fast MR imaging of the liver: quantitative comparison of techniques. *Radiology.* 1994;193:37–42.
16. de Lange EE, Mugler 3rd JP, Bertolina JA, Gay SB, Janus CL, Brookeman JR. Magnetization prepared rapid gradient-echo (MP-RAGE) MR imaging of the liver: comparison with spin-echo imaging. *Magn Reson Imaging.* 1991;9:469–76.
17. Holsinger-Bampton AE, Riederer SJ, Campeau NG, Ehman RL, Johnson CD. T1-weighted snapshot gradient-echo MR imaging of the abdomen. *Radiology.* 1991;181:25–32.
18. Herédia V, Ramalho M, de Campos RO, Lee CH, Dale B, Vaidean GD, et al. Comparison of a single shot T1-weighted in- and out-of-phase magnetization prepared gradient recalled echo with a standard two-dimensional gradient recalled echo: preliminary findings. *J Magn Reson Imaging.* 2011;33:1482–90.
19. Merkle EM, Nelson RC. Dual gradient-echo in-phase and opposed-phase hepatic MR imaging: a useful tool for evaluating more than fatty infiltration or fatty sparing. *Radiographics.* 2006;26:1409–18.
20. Zhuo J, Gullapalli RP. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control. *Radiographics.* 2006;26:275–97.
21. Blake MA, Cronin CG, Boland GW. Adrenal imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194:1450–60.
22. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33:159–74.
23. Vasanawala SS, Iwadate Y, Church DG, Herfkens RJ, Brau AC. Navigated abdominal T1-W MRI permits free-breathing image acquisition with less motion artifact. *Pediatr Radiol.* 2010;40:340–4.
24. Wang Y, Rossman PJ, Grimm RC, Riederer SJ, Ehman RL. Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology.* 1996;198:55–60.
25. Klessen C, Asbach P, Kroencke TJ, Fischer T, Warmuth C, Stemmer A, et al. Magnetic resonance imaging of the upper abdomen using a free-breathing T2-weighted turbo spin echo sequence with navigator triggered prospective acquisition correction. *J Magn Reson Imaging.* 2005;21:576–82.
26. Sachs TS, Meyer CH, Hu BS, Kohli J, Nishimura DG, Macovski A. Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. *Magn Reson Med.* 1994;32:639–45.
27. Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K. MRI artifact reduction and quality improvement in the upper abdomen with PROPELLER and prospective acquisition correction (PACE) technique. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;191:1154–8.
28. Morita S, Ueno E, Suzuki K, Machida H, Fujimura M, Kojima S, et al. Navigator-triggered prospective acquisition correction (PACE) technique vs. conventional respiratory-triggered technique for free-breathing 3D MRCP: an initial prospective comparative study using healthy volunteers. *J Magn Reson Imaging.* 2008;28:673–7.
29. McConnell MV, Khasgiwala VC, Savord BJ, Chen MH, Chuang ML, Edelman RR, et al. Comparison of respiratory suppression methods and navigator locations for MR coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 1997;168:1369–75.
30. Rofsky NM, Weinreb JC, Ambrosino MM, Safir J, Krinsky G. Comparison between in-phase and opposed-phase T1-weighted breath-hold FLASH sequences for hepatic imaging. *J Comput Assist Tomogr.* 1996;20:230–5.
31. Martin J, Sentis M, Puig J, Rue M, Falco J, Donoso L, et al. Comparison of in-phase and opposed-phase GRE and conventional SE MR pulse sequences in T1-weighted imaging of liver lesions. *J Comput Assist Tomogr.* 1996;20:890–7.
32. Ramalho M, de Campos RO, Herédia V, Dale BM, Tannaphai P, Azevedo RM, et al. Characterization of adrenal lesions with 1.5-T MRI: preliminary observations on comparison of three in-phase and out-of-phase gradient-echo techniques. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;197:415–23.