

ORIGINAL

Comparación de una secuencia en 3D con eco de gradiente potenciada en T1 con 3 factores de reducción de imagen en paralelo diferentes, en apnea y respiración libre, utilizando una bobina de 32 canales a 1,5T. Estudio preliminar

V. Herédia^{a,b}, B. Dale^c, R. Op de Campos^a, M. Ramalho^{a,d}, L.B. Burke^a,
C. Sams^a, M. de Toni^a y R.C. Semelka^{a,*}

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

^b Department of Radiology, Hospital Espírito Santo, Evora, Portugal

^c Siemens Medical Systems, Cary, North Carolina, EE. UU.

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

Recibido el 19 de octubre de 2011; aceptado el 20 de junio de 2012

Disponible en Internet el 19 de enero de 2013

PALABRAS CLAVE

3D eco de gradiente;
Imagen en paralelo;
Bobina de 32 canales;
Resonancia
magnética

Resumen

Objetivo: Analizar si el aumento de la resolución temporal utilizando mayores factores de reducción (FR) de imagen en paralelo (IP), tanto en apnea como con respiración libre, utilizando una secuencia 3D con eco de gradiente (EG) potenciada en T1, sin contraste y una bobina de múltiples elementos (*phased array*) de 32 canales, proporciona una calidad de imagen diagnóstica, con posibilidad de ser aplicada en pacientes que no puedan cooperar para mantener la apnea.

Material y métodos: Se incluyeron en el estudio 9 sujetos sanos (5 mujeres y 4 varones; rango de edad: 20-49; media: 36 años). Se les realizó un estudio de RM abdominal con secuencias 3D EG en un equipo de 1,5T con bobina de múltiples elementos (*phased-array*) de 32 canales con FR de imagen en paralelo de 2, 4 y 6, en apnea y con respiración libre. Dos revisores evaluaron retrospectiva y cualitativamente la calidad de imagen de las secuencias, la magnitud de los artefactos, incluyendo los artefactos de movimiento por reducción de señales, de solapamiento (*aliasing*), de granulado de los píxeles y la heterogeneidad de la señal. Los resultados se compararon mediante la prueba de Wilcoxon de los rangos con signo y la corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples.

Resultados: La adquisición en apnea proporcionó mejor calidad de imagen y menos artefactos que la adquisición con respiración libre. La tasa de artefactos fue mayor para FR más altos. La mejor calidad se obtuvo con secuencias en apnea con un FR=2. Un FR=4 presentó tasas menores pero diagnósticas ($p=0,004$). La severidad de los artefactos, en especial el granulado de los píxeles ($p=0,004$), hizo que las secuencias con un FR=6 no fueran diagnósticas. Ninguna de las secuencias obtenidas con respiración libre fue diagnóstica.

* Autor para correspondencia.

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

KEYWORDS

3D gradient echo;
Parallel imaging;
32-channel coil;
Magnetic resonance

Conclusión: Las secuencias obtenidas en apnea con un FR = 2 presentaron una calidad de imagen excelente, y aquellas con un FR = 4 presentaron una calidad buena y potencialmente se pueden aplicar en pacientes poco colaboradores. Ninguna de las secuencias obtenidas con respiración libre se consideró diagnóstica.

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

A comparison of a T1 weighted 3D gradient-echo sequence with three different parallel imaging reduction factors, breath hold and free breathing, using a 32 channel coil at 1.5T. A preliminary study

Abstract

Purpose: To investigate whether increasing temporal resolution with higher parallel imaging (PI) reduction factors (RF) in both breath-hold and free breathing approaches, using a non-contrast T1-weighted 3D gradient echo (GRE) sequence and a 32-channel phased array coil, permits diagnostic image quality, with potential application in patients unable to cooperate with breath-hold requirements.

Materials and methods: The 9 healthy subjects (5 females and 4 males; age range was 20-49, mean 36 yrs) were recruited. A 3D GRE MR imaging of the abdomen was performed on 1.5T MR system using a 32-element phased-array torso coil with PI RFs of 2, 4 and 6, breath hold and free breathing. Two reviewers retrospectively qualitatively evaluated all sequences for image quality, extent of artifacts, including motion, truncation, aliasing, pixel graininess and signal heterogeneity. The results were compared using Wilcoxon signed rank and a Bonferroni adjustment was applied for multiple comparisons.

Results: Image quality and extent of artifacts were better with breath hold than with free breathing acquisitions. The rate of artifacts increased with higher RF. The best quality was acquired with breath hold sequence using RF=2. RF=4 had lower but diagnostic rates ($P=.004$). The severity of artifacts, mainly pixel graininess ($P=.004$), rendered sequences with RF=6 non-diagnostic. All sequences were non-diagnostic in free breathing acquisitions.

Conclusion: Breath hold sequences with RF=2 had excellent quality and RF=4 had good quality and may be potentially used in partially cooperative patients. None of the sequences was considered diagnostic in free breathing acquisitions.

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

Introducción

A pesar de los recientes avances tecnológicos como la adquisición de imágenes en paralelo (IP), los tiempos de adquisición más cortos disponibles siguen siendo, en general, demasiado largos para realizar estudios de resonancia magnética (RM) dinámica abdominal de alta calidad diagnóstica en pacientes no colaboradores (nerviosos, sedados o inconscientes)¹⁻⁴, o poco colaboradores que solo pueden mantener la respiración durante escasos segundos.

La RM tridimensional (3D) con eco de gradiente (EG) con secuencias de saturación grasa uniformes es la principal secuencia de pulso usada para los estudios multifase tras la administración de gadolinio del abdomen superior, que representan el pilar fundamental de los estudios de alta calidad diagnóstica y probablemente la parte más importante de un estudio de RM abdominal típico⁴. La imposibilidad de aguantar la respiración de los pacientes no colaboradores reduce considerablemente la calidad de imagen en las secuencias EG potenciadas en T1⁵⁻⁸. Según la experiencia de los autores, el uso de equipos de RM de 1,5T con bobina de múltiples elementos de 8 canales, con un factor de reducción (FR) > 2 en secuencias dinámicas 3D EG

potenciadas en T1, se asocia a una importante degradación de la calidad de imagen, en consonancia con lo publicado en trabajos previos^{2,9}. El reciente desarrollo de las bobinas receptoras multicanal también ofrece una solución al problema de la apnea. Las nuevas bobinas de 32 elementos incrementan la relación señal ruido (S/R), permiten mayores FR de IP¹⁰⁻¹⁴, proporcionando tiempos de adquisición extremadamente cortos y proporcionando estudios dinámicos en T1 con calidad diagnóstica de imagen en pacientes poco o nada colaboradores^{3,12}.

Estudios previos con sistemas de uso comercial no han evaluado la resolución temporal de la IP con RF > 2 para estudios de RM abdominal con secuencias dinámicas 3D EG potenciadas en T1 en pacientes no colaboradores^{2,9}.

El objetivo de este estudio es analizar si el aumento de la resolución temporal con FR más altos, tanto en apnea como en respiración libre, usando una secuencia 3D EG potenciada en T1 sin contraste y una bobina de múltiples elementos de 32 canales, proporciona calidad de imagen diagnóstica, con posibilidad de ser aplicada a pacientes que no pueden mantener la apnea. Esta información se podría usar para determinar la mejor combinación de secuencia 3D EG y FR para un determinado nivel de colaboración del paciente.

Tabla 1 Parámetros detallados de las secuencias en 3D con eco de gradiente

Secuencia	Plano	TR/TE (ms) ^b	Tiempo de adquisición (s)	Ángulo de inclinación (grados)	Grosor/separación (mm) ^c	FOV (mm)	Matriz	Control respiratorio	FR ^d	Dirección de codificación de fase	Ancho de banda (Hertz/pixel)
3D EG (VIBE) ^a	Axial	3,8/1,7	17; 8,7; 6,4	10	3/0	263 × 350 × 252	160 × 256	Apnea/respiración libre	2; 4 (2 × 2) ^{e,f} 6 (3 × 2)	A-P ^f	350

^a Secuencia en 3D con eco de gradiente potenciada en T1 (*Volume Interpolated Breath hold Examination*).
^b TR/TE: tiempo de repetición/ tiempo de eco (ms).
^c mm: milímetros.
^d FR: factor de reducción de adquisición de imágenes en paralelo (FR = 2, FR = 4 y FR = 6).
^e Producto del factor de reducción de la adquisición de imágenes en paralelo (codificación de fase × 3D). Se utilizaron líneas de referencia integradas. Veinticuatro líneas de referencia en la dirección de fase (todos los FR) y 24 líneas de referencia en la dirección de corte (solo los FR = 4 y FR = 6).
^f Antero-posterior.

Material y métodos

Selección de individuos

Se incluyeron 9 sujetos sanos (5 mujeres y 4 varones) en este estudio prospectivo con un rango de edad de 20-49 años (media: 36 años).
El presente estudio cumple con lo dispuesto por la ley HIPPA de EE. UU. y fue aprobado por el comité de ética de nuestro centro. Todos los participantes proporcionaron su consentimiento informado.

Técnica de resonancia magnética

Todos los estudios de RM se realizaron con un equipo de 1.5T (Avanto, Siemens Medical Solutions, Malvern, Pensilvania, EE. UU.) con bobina *phased array* de torso de 32 canales con técnica de reconstrucción de IP basada en el espacio *k* (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions* [GRAPPA]), FR de 2, 4 y 6, en apnea y con respiración libre. Se empleó una bobina *phased-array* de 32 canales con una parte anterior y otra posterior. Cada parte es de 30 × 40 cm y contiene 16 elementos. Los 32 elementos de la bobina tienen una disposición 4C-P × 4D-I × 2A-P.
A todos los individuos se les realizó un estudio de RM abdominal con secuencias axiales 3D EG (*Volume Interpolated Breath Hold Examination* [VIBE]) potenciadas en T1 con supresión grasa. Los parámetros empleados aparecen en la [tabla 1](#).
El tiempo de eco empleado fue de 1,7ms con un ancho de banda de 350Hz/px que requiere una asimetría mínima/débil. Sin embargo, la asimetría fue la misma para todas las aceleraciones. Aunque la simetría no afecta a la calidad de imagen, se trata de una variable fija en este estudio. A los pacientes se les indicó que respiraran normalmente durante la adquisición con respiración libre. No se emplearon sincronización respiratoria ni técnicas de navegación. Los tiempos de adquisición fueron 17 s para un FR = 2; 8,7 s para un FR = 4, y de 6,4 s para un FR = 6.

Interpretación de los estudios de resonancia magnética

Análisis cualitativos
Dos revisores con 2 y 18 años de experiencia postespecialidad evaluaron de manera independiente, a ciegas y retrospectivamente las secuencias 3D EG de todos pacientes en una estación de trabajo para determinar la calidad de imagen y la magnitud de los artefactos. Los revisores desconocían los parámetros de las secuencias que revisaron. Se realizó una serie de formación con un paciente cuyos datos fueron incluidos en el estudio.
La calidad de imagen se analizó mediante una escala del 1 al 5 (1, calidad muy baja; 2, calidad baja; 3, calidad moderada; 4, calidad buena; y 5, calidad excelente) que evalúa la calidad de imagen global y en la que las puntuaciones más altas corresponden a una mayor calidad de imagen. Las secuencias con una calidad de imagen de entre 3 y 5 se consideraron de calidad diagnóstica.
Los revisores analizaron cualitativamente la presencia de artefactos por movimiento, por reducción de señales,

de solapamiento (*aliasing*), de granulado de los píxeles y la heterogeneidad de la señal. La magnitud de los artefactos se analizó mediante una escala del 1 al 6 (1, muy marcada; 2, severa; 3, moderada; 4, leve; 5, mínima; y 6, imperceptible) en la que puntuaciones más altas correspondían a una menor presencia de artefactos. Las secuencias en las que la magnitud de los artefactos fue de entre 4 y 6 se consideraron de calidad diagnóstica.

El artefacto por movimiento se definió como borrosidad o *ghosting* (replicaciones múltiples o artefactos fantasmas) de la imagen en la dirección de la codificación de fase¹⁵. La diferencia de tiempo en la adquisición de puntos adyacentes en la dirección de la codificación de fase es mucho más larga que la dirección de la codificación de frecuencia y es igual al tiempo de repetición usado para la secuencia. La diferencia en la posición provocada por el movimiento introduce diferencias de fase entre las vistas en el espacio *k* que aparecen como artefactos fantasma en la imagen¹⁵.

El artefacto de Gibbs o por reducción de señales se definió como la sucesión de franjas de brillo u oscuras paralelas, que aparecen adyacentes a los bordes de un área de cambio brusco de intensidad de señal¹⁵. Un muestreo insuficiente tanto en la dirección de la codificación de fase como en la dirección de lectura provoca anillos de Gibbs como resultado de la transformada de Fourier¹⁵.

El *aliasing* o artefacto de solapamiento se definió como la superposición de la imagen. El *aliasing* aparece cuando una parte del cuerpo sale del *field of view* y la señal producida por dicha estructura llega a la bobina receptora. Las técnicas de reconstrucción en paralelo pueden reducir el solapamiento que resulta del muestreo reducido de las líneas del espacio *k*, pero si las líneas calculadas que faltan son insuficientes, sigue habiendo *aliasing*. Cuando esto sucede, puede aparecer *aliasing* de las estructuras separadas por la distancia de solapamiento en la dirección de codificación de fase, con la aparición de solapamiento en el centro o cerca del centro de la imagen^{15,16}.

El granulado de los píxeles se definió como la presencia y magnitud del granulado y refleja en conjunto la magnitud y la inhomogeneidad del ruido de fondo¹⁵.

Se consideró que había heterogeneidad de la señal cuando existía falta de uniformidad de la intensidad de señal estaba en un corte, siendo más frecuente en la dirección de codificación de fase.

Los autores no llevaron a cabo análisis cuantitativos, como el uso de estudios con fantoma, puesto que el objetivo de este estudio preliminar se consigue mediante el análisis cualitativo.

Análisis estadístico

El test de Wilcoxon de los rangos con signo se usó para comparar las tres secuencias en apnea y la secuencia con respiración libre para los parámetros de los análisis cualitativos, con $\alpha = 0,05$. La corrección de Bonferroni se aplicó para comparaciones múltiples. Para los análisis se emplearon las calculadoras estadísticas en línea VassarStats (<http://faculty.vassar.edu/lowry/VassarStats.html>) y SISA (<http://www.quantitativeskills.com/sisa/>). La reproducibilidad interobservador para los datos cualitativos

se evaluó mediante el coeficiente Kappa, en ComKappa (<http://www2.gsu.edu/~psyab/BakemanPrograms.html>).

Resultados

Los resultados de los análisis cualitativos independientes para cada secuencia se muestran en la [tabla 2](#). Los resultados se presentan como media \pm desviación estándar.

Las adquisiciones con FR = 2 y FR = 4 en apnea presentaron una calidad de imagen diagnóstica intermedia principalmente a causa de los valores más altos de artefactos por granulado de los píxeles ($p = 0,006$), aunque se obtuvieron significativamente mejores resultados con un FR = 2 ($p = 0,004$). En general, el FR = 6 no tuvo calidad de imagen diagnóstica ([fig. 1](#)), con diferencias significativas con respecto a un FR = 4 ($p = 0,01$) y a un FR = 2 ($p = 0,004$). El granulado de los píxeles fue la causa principal de esta calidad de imagen no diagnóstica para el FR = 6 en comparación con un FR = 4 ($p = 0,004$) y FR = 2 ($p = 0,004$). Además, el FR = 6 tuvo una tasa de artefactos de *aliasing* más baja, pero casi diagnóstica ($3,7 \pm 0,6$).

Con respecto a la heterogeneidad de señal, el FR = 6 también tuvo una puntuación más baja y significativamente diferente en comparación con un FR = 2, tanto en las adquisiciones en apnea ($p = 0,004$) como con respiración libre ($p = 0,01$).

Todas las adquisiciones obtenidas con respiración libre se consideraron no diagnósticas ([tabla 2](#)). La causa principal de que estas adquisiciones con FR = 2 y RF = 4 se clasificaran como no diagnósticas fueron los artefactos por movimiento ([fig. 2](#)).

Las concordancias entre los 2 revisores para el análisis cualitativo independiente de los datos fueron buenas/excelentes, con Kappa $> 0,8$.

Discusión

Los resultados de nuestro estudio ponen de manifiesto que las secuencias obtenidas en apnea con FR = 2 y FR = 4 presentan una calidad de imagen global significativamente mejor en comparación con las correspondientes secuencias obtenidas con respiración libre. Por lo tanto, un FR = 4 debería emplearse probablemente en pacientes poco colaboradores debido a su corto tiempo de adquisición (alrededor de 9 s). Es decir, si un paciente puede mantener la apnea durante 9 s, pero no durante 17 s, probablemente se conseguirá una mejor calidad de imagen global con un FR = 4 en apnea (calidad de imagen: $3,7 \pm 0,4$), que con un FR = 2 con respiración libre (calidad de imagen: $1,9 \pm 0,9$), lo que está en consonancia con otros trabajos que usan FR más bajos y secuencias 3D EG no aceleradas⁹.

De las secuencias obtenidas en apnea, aquellas con un FR = 6 fueron las que presentaron las tasas promedio más bajas y la calidad de imagen global se consideró no diagnóstica, si bien casi dentro del rango diagnóstico. El granulado de los píxeles fue el principal parámetro responsable de calidad de imagen no diagnóstica del FR = 6, con diferencias significativas en comparación con los FR = 2 y FR = 4 ($p = 0,004$). La presencia de granulado refleja una relación S/R baja. A medida que aumenta el FR, la amplificación del ruido asociada al factor *g* y a un promedio del ruido reducido produce

Tabla 2 Resultados de los análisis cualitativos

Parámetros	Apnea			Respiración libre		
	FR ^a = 2	FR = 4	FR = 6	FR = 2	FR = 4	FR = 6
Calidad de imagen	4,83 ± 0,37*	3,72 ± 0,45	2,61 ± 0,95	1,89 ± 0,87	2,05 ± 1,08	1,5 ± 0,89
Movimiento	6	5,83 ± 0,50	5,61 ± 0,95	2,39 ± 0,95	3,28 ± 1,24	2,72 ± 1,14
Gibbs	6	4,16 ± 0,89	4 ± 0,82	2,72 ± 1,04	2,28 ± 0,65	2,11 ± 0,66
<i>Aliasing</i>	5,94 ± 0,23	5,55 ± 0,81	3,72 ± 0,63	6	5,78 ± 0,63	3,94 ± 1,90
Granulado de píxeles	6	4,61 ± 0,59	2,22 ± 0,63	5,16 ± 1,46	4,39 ± 0,95	1,89 ± 0,31
Heterogeneidad de señal	5,55 ± 0,83	4,78 ± 0,85	3,11 ± 1,14	4,11 ± 0,81	3,22 ± 0,97	2,39 ± 1,06

^a FR: factor de reducción de imágenes en paralelo (FR = 2, FR = 4 y FR = 6).

* Media ± desviación estándar.

una disminución de la relación S/R cada vez mayor¹⁷⁻²⁰. El factor *g* mide el nivel de variación espacial de la amplificación del ruido que aparece como resultado del proceso de reconstrucción de la imagen. Depende del número y de la configuración de las bobinas, así como del FR empleado¹⁷⁻²¹. Del uso de una bobina como la empleada en el presente estudio, que claramente supera al factor de aceleración, debería esperarse una mejor tasa de artefactos de IP (incluyendo el granulado) con factores de aceleración elevados^{9,19}. Es posible que el granulado sea una limitación intrínseca de FR más elevados de la adquisición de IP en las condiciones de nuestro estudio. Estudios previos han sugerido que en intensidades de campo de hasta 5T, suponiendo que se emplee una bobina adecuada, para un FR por encima de un cierto límite crítico (3-4 para submuestreo en una sola dirección), el factor *g* aumenta exponencialmente²²⁻²⁵. Las aplicaciones que maximizan la relación S/R basal, como las intensidades de campo altas o ultra altas, pueden ser útiles en el contexto de la adquisición de IP^{18,19,24-26}. Además, es posible reducir la amplificación del ruido mediante la mejora de las bobinas^{17,19,27} y del patrón de muestreo del espacio *k*²⁸⁻³⁰.

La heterogeneidad de señal, el *aliasing* y el solapamiento presentaron tasas menores con FR más elevados, aunque no se encontró que fueran causas importantes de calidad no diagnóstica del FR = 6. La heterogeneidad de señal es probablemente un resultado directo del hecho de que el factor *g* se vuelva espacialmente más heterogéneo a medida que aumenta el FR. El *aliasing* y el solapamiento probablemente están relacionados con una disminución del número de pasos de codificación de fase con un FR alto^{5,15} y se podrían mejorar mediante optimización de las secuencias.

Nuestra intención al llevar a cabo adquisiciones con respiración libre fue determinar si la calidad de imagen era superior con FR altos de corta duración. Nuestra experiencia clínica con el muestreo parcial y con las técnicas de compensación del movimiento disponibles en la actualidad indica que son poco fiables, y que a menudo, cuando fallan tienden a producir importantes artefactos por movimiento. Esperábamos que los tiempos de adquisición tan cortos empleados aquí eliminaran la necesidad de realizar dichas técnicas. Todas las imágenes adquiridas con respiración libre fueron sensibles al movimiento y se puntuaron como no diagnósticas independientemente del FR, y por lo tanto, de la duración de la adquisición. Nuestra explicación para esto, y para los malos resultados obtenidos con la secuencia con FR=6 de corta duración durante respiración libre, es que a pesar

de la corta duración de la secuencia (aproximadamente 6 s), la duración de la parte central del espacio *k* no se vio afectada por el aumento de los FR, y este muestreo no fue lo suficientemente corto como para congelar el movimiento. Como la parte central del espacio *k* determina la calidad de imagen global^{6,7,28,31}, el mantener un espacio *k* relativamente largo para todas las secuencias dio como resultado una pobre calidad de imagen para todas las secuencias obtenidas con respiración libre, independientemente de su duración. No obstante, no creemos que se deba abandonar el empeño en obtener secuencias libres de artefactos, sino que se deben estudiar estrategias alternativas, incluidos métodos diferentes de patrones de codificación del espacio *k*, que potencialmente pudieran tener una relación S/R más alta por unidad de tiempo^{28-30,32}.

La sincronización respiratoria y la navegación se utilizan de manera rutinaria en estudios del abdomen con secuencias potenciadas en T2 para intentar reducir los artefactos provocados por los movimientos respiratorios³³⁻³⁵. Estas técnicas son más útiles y efectivas para adquisiciones con TR largo (normalmente imágenes en T2) en las que las diferencias normales del ciclo respiratorio no afectarán significativamente a la señal. Se ha prestado menos atención a su uso para reducir los artefactos por movimientos respiratorios en secuencias potenciadas en T1^{33,36,37}. Las técnicas de sincronización y de navegación usadas conjuntamente tienden a alterar enormemente el estado estacionario de la magnetización típico de la adquisición de imágenes en T1, lo que podría explicar su ineficacia en secuencias en 2D y 3D con EG potenciadas en T1. Además, estas técnicas podrían fallar en casos de respiración irregular, necesitan pasos adicionales en el flujo de trabajo clínico y su mayor duración no permite la obtención de imágenes dinámicas poscontraste, que son esenciales para el estudio por imagen del abdomen³⁸⁻⁴⁰.

Nuestro estudio presenta algunas limitaciones. En primer lugar, solo usamos voluntarios sanos. Un potencial estudio en el futuro, ahora que nuestros estudios preliminares muestran la viabilidad de un FR=4 en adquisiciones con respiración libre, consistiría en comparar los resultados de la calidad de imagen y los artefactos entre pacientes poco colaboradores (en apnea y FR=4) y pacientes colaboradores (en apnea y FR=2). Además, debido a las limitaciones relacionadas con haber usado sujetos sanos, no realizamos una evaluación poscontraste, que tendría una relación S/N más alta que las imágenes sin contraste, superando potencialmente la pérdida de S/R causada por la adquisición de

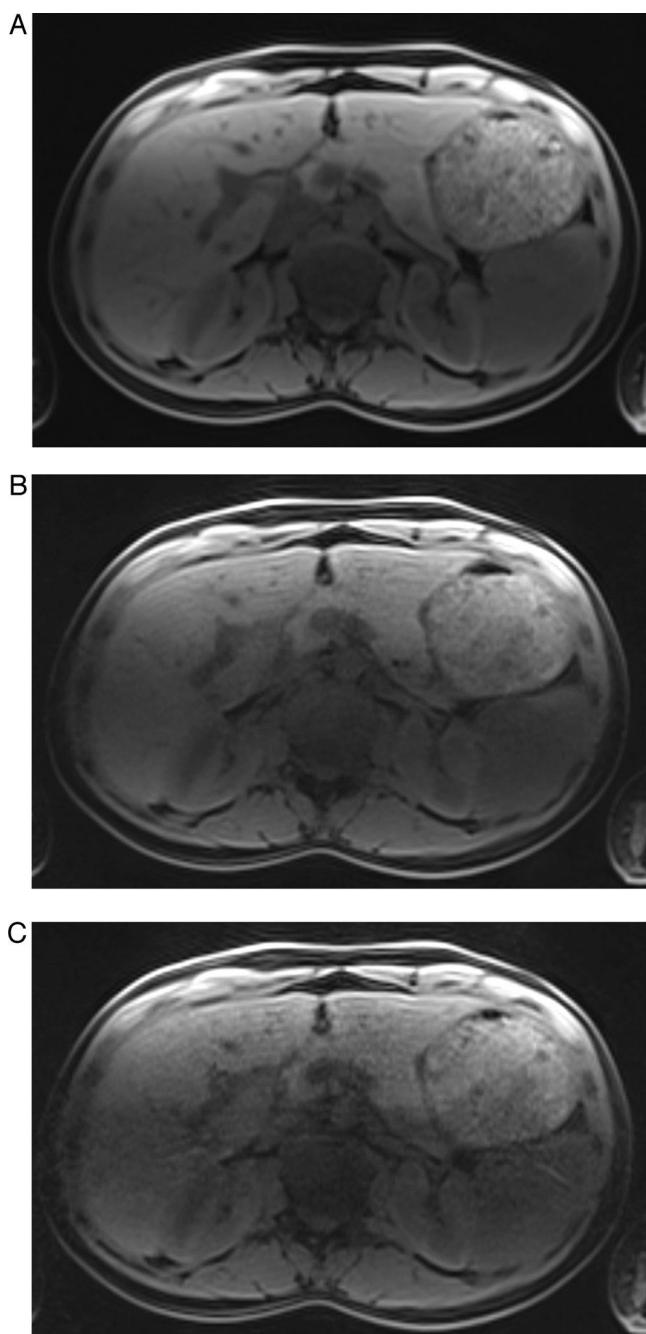


Figura 1 Imágenes en 3D EG potenciadas en T1 obtenidas en apnea con FR = 2 (A), FR = 4 (B) y FR = 6 (C) del mismo individuo. Obsérvese el empeoramiento de la calidad de imagen al aumentar el FR. La calidad de imagen de (A) se consideró excelente, con casi ningún artefacto. Obsérvese la clara definición del margen del hígado, páncreas y bazo y del contorno de las ramas de la vena porta. En (B y C) hay un empeoramiento progresivo de los artefactos, sobre todo del granulado de los píxeles y *aliasing* en el centro de la imagen. Aunque solo aparece una ligera borrosidad de las estructuras hepáticas en FR = 4 (B), los artefactos que aparecen en la imagen (C) provocan una borrosidad importante y menor definición del hígado que hacen que (C) sea no diagnóstica.

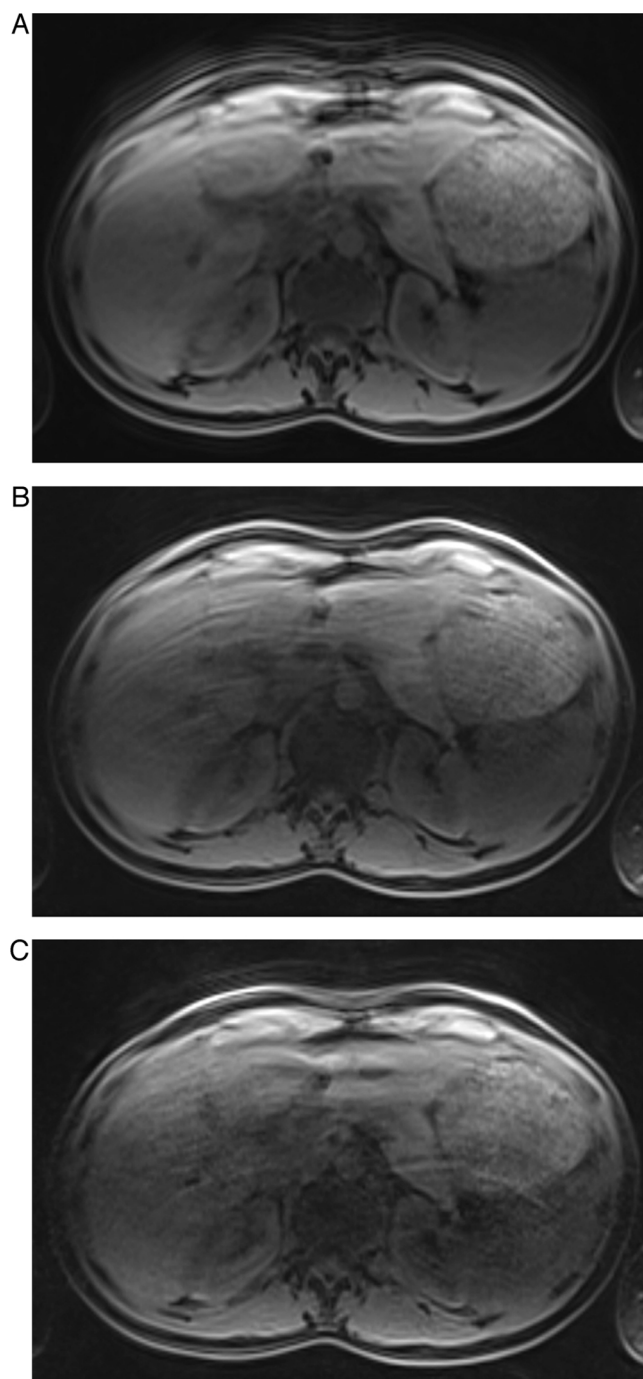


Figura 2 Imágenes en 3D EG potenciadas en T1 obtenidas con respiración libre con FR = 2 (A), FR = 4 (B) y FR = 6 (C) del mismo individuo. Todas las imágenes se consideraron no diagnósticas. Obsérvese la presencia de artefactos por movimiento con todos los FR. En (C), el granulado de los píxeles y el *aliasing* son muy evidentes en el centro de la imagen, contribuyendo a una mayor degradación de la imagen.

imágenes de RM en paralelo. Otra limitación es que realizamos solo una evaluación cualitativa que proporciona información útil relativa al objetivo de nuestro estudio: determinar la mejor combinación de secuencia en 3D EG y FR para un determinado nivel de colaboración del paciente. Las medidas cuantitativas podrían proporcionar datos útiles para mejorar la optimización y comparar las secuencias. Otra limitación de nuestro estudio es un tamaño de muestra relativamente pequeño, con las correspondientes implicaciones en el poder estadístico del estudio. Cabe imaginar que futuros estudios podrían mostrar diferencias significativas que nosotros no hallamos en este estudio para los mismos parámetros analizados, aunque los resultados de nuestra clasificación sugieren que probablemente no sean la causa más importante de la calidad de imagen no diagnóstica de las secuencias con FR más alto. Por último, una limitación importante de todos los estudios que evalúan una tecnología nueva es que las deficiencias detectadas podría reflejar más el nivel de optimización de las técnicas que el de un problema fundamental con ellas.

En conclusión, nuestro estudio muestra que en pacientes poco colaboradores (aquellos que no pueden mantener la apnea durante 17 s) probablemente se puede conseguir una mejor calidad de imagen global con un FR = 4 en apnea que con un FR = 2 con respiración libre. Nuestro estudio también sugiere que tasas no diagnósticas con FR = 6 reflejan principalmente una baja relación S/R, a pesar del uso de bobinas *phased array* de 32 canales, que podrían ser una limitación intrínseca de los mayores FR de IP empleados con la secuencia en 3D EG analizada y la bobina *phased array* empleada a 1,5T. Con el uso de un FR alto con respiración libre no hubo ventajas consistentes.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

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.

Autoría

1. Responsable de la integridad del estudio: RCS.
2. Concepción del estudio: VH, BD, RODC, MR, LBB, CS, MDT y RCS.
3. Diseño del estudio: RS, VH, BD, MR y RODC.
4. Obtención de los datos: RS y LBB.

5. Análisis e interpretación de los datos: VH, BD, RODC, MR, LBB, CS, MDT y RCS.
6. Tratamiento estadístico: VH, BD y MR.
7. Búsqueda bibliográfica: VH, BD, MR, RODC y RS.
8. Redacción del trabajo: VH, MR, BD y RCS.
9. Revisión crítica del manuscrito con aportaciones intelectualmente relevantes: VH, BD, RODC, MR, LBB, CS, MDT y RCS.
10. Aprobación de la versión final: VS, BD, RODC, MR, LBB, CS, MDT y RCS.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Lauzon ML, Mahallati H, Frayne R. Time-efficient breath-hold abdominal MRI at 3.0T. *AJR Am J Roentgenol*. 2006;187:649–57.
2. Vogt FM, Antoch G, Hunold P, Maderwald S, Ladd ME, Debatin JF, et al. Parallel acquisition techniques for accelerated volumetric interpolated breath-hold examination magnetic resonance imaging of the upper abdomen: assessment of image quality and lesion conspicuity. *J Magn Reson Imaging*. 2005;21:376–82.
3. Margolis DJ, Bammer R, Chow LC. Parallel imaging of the abdomen. *Top Magn Reson Imaging*. 2004;15:197–206.
4. Semelka RC, Hussain SM, Firat Z. Diagnostic approach to protocoling and interpreting MR studies of the abdomen and pelvis. En: Semelka RC, editor. *Abdominal-pelvic MRI*. 2nd ed. New Jersey: Wiley-Liss; 2006. p. 1–45.
5. Stadler A, Schima W, Ba-Ssalamah A, Kettenbach J, Eisenhuber E. Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them. *Eur Radiol*. 2007;17:1242–55.
6. Mitchell DG, Cohen MS. Motion-induced artifacts. En: *MRI principles*. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2004. p. 139–61.
7. Mitchell DG, Cohen MS. Strategies of fast imaging. En: *MRI principles*. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2004. p. 223–36.
8. 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.
9. McKenzie CA, Lim D, Ransil BJ, Morrin M, Pedrosa I, Yeh EN, et al. Shortening MR image acquisition time for volumetric interpolated breath-hold examination with a recently developed parallel imaging reconstruction technique: clinical feasibility. *Radiology*. 2004;230:589–94.
10. Ohliger M, Sodickson D. An introduction to coil array design for parallel MRI. *NMR Biomed*. 2006;19:300–15.
11. Fujita H. New horizons in MR technology: MR coil designs and trends. *Magn Reson Med Sci*. 2007;6:29–42.
12. Bammer R, Schoenberg S. Current concepts and advances in clinical parallel magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging*. 2004;15:129–58.
13. Zhu Y, Hardy CJ, Sodickson DK, Giaquinto RO, Dumoulin CL, Kenwood G, et al. Highly parallel volumetric imaging with a 32-element RF coil array. *Magn Reson Med*. 2004;52:869–77.
14. Sodickson DK, Hardy CJ, Zhu Y, Giaquinto RO, Gross P, Kenwood G, et al. Rapid volumetric MRI using parallel imaging with order-of-magnitude accelerations and a 32-element RF coil array: feasibility and implications. *Acad Radiol*. 2005;12:626–35.
15. Zhuo J, Gullapalli R. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts: safety, and quality control. *Radiographics*. 2006;26:275–97.

16. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: a user's guide. *Radiographics*. 2005;25:1279-97.
17. Larkman DJ, Nunes RG. Parallel magnetic resonance imaging. *Phys Med Biol*. 2007;52:R15-55.
18. Niendorf T, Sodickson D. Parallel imaging in cardiovascular MRI: methods and applications. *NMR Biomed*. 2006;19:325-41.
19. Hardy CJ, Giaquinto RO, Piel JE, Rohling KW, Marinelli L, Blezek DJ, et al. 128-channel body MRI with a flexible high-density receiver-coil array. *J Magn Reson Imaging*. 2008;28:1219-25.
20. Henzler T, Dietrich O, Krissak R, Wichmann T, Lanz T, Reiser MF, et al. Half-Fourier-acquisition single-shot turbo spin-echo (HASTE) MRI of the lung at 3 Tesla using parallel imaging with 32-receiver channel technology. *J Magn Reson Imaging*. 2009;30:541-6.
21. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging*. 2004;15:223-36.
22. Weiger M, Pruessmann KP, Leussler C, Röschmann P, Boesiger P. Specific coil design for SENSE: a six-element cardiac array. *Magn Reson Med*. 2001;45:495-504.
23. De Zwart JA, Ledden PJ, Kellman P, Van Gelderen P, Duyn JH. Design of a SENSE-optimized high-sensitivity MRI receive coil for brain imaging. *Magn Reson Med*. 2002;47:1218-27.
24. Wiesinger F, Boesiger P, Pruessmann KP. Electrodynamics and ultimate SNR in parallel MR imaging. *Magn Reson Med*. 2004;52:376-90.
25. Ohliger MA, Grant AK, Sodickson DK. Ultimate intrinsic signal-to-noise ratio for parallel MRI: electromagnetic field considerations. *Magn Reson Med*. 2003;50:1018-30.
26. Adriany G, Van de Moortele PF, Ritter J, Moeller S, Auerbach EJ, Akgün C, et al. A geometrically adjustable 16-channel transmit/receive transmission line array for improved RF efficiency and parallel imaging performance at 7 Tesla. *Magn Reson Med*. 2008;59:590-7.
27. Lattanzi R, Grant AK, Polimeni JR, Ohliger MA, Wiggins GC, Wald LL, et al. Performance evaluation of a 32-element head array with respect to the ultimate intrinsic SNR. *NMR Biomed*. 2010;23:142-51.
28. Paschal CB, Morris HD. K-space in the clinic. *J Magn Reson Imaging*. 2004;19:145-59.
29. Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K. Evaluation of motion correction effect and image quality with the periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) (BLADE) and parallel imaging acquisition technique in the upper abdomen. *J Magn Reson Imaging*. 2008;28:957-62.
30. Block KT, Uecker M, Frahm J. Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. *Magn Reson Med*. 2007;57:1086-98.
31. Maki JH, Chenevert TL, Prince MR. The effects of incomplete breath-holding on 3D MR image quality. *J Magn Reson Imaging*. 1997;7:1132-9.
32. Katoh M, Spuentrup E, Stuber M, Hoogeveen R, Günther RW, Buecker A. Free-breathing renal magnetic resonance angiography with steady-state free-precession and slab-selective spin inversion combined with radial k-space sampling and water-selective excitation. *Magn Reson Med*. 2005;53:1228-33.
33. 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.
34. Augui J, Vignaux O, Argaud C, Coste J, Gouya H, Legmann P. Liver: T2-weighted MR imaging with breath-hold fast-recovery optimized fast spin-echo compared with breath-hold half-Fourier and non-breath-hold respiratory-triggered fast spin-echo pulse sequences. *Radiology*. 2002;223:853-9.
35. 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.
36. 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.
37. Young PM, Brau AC, Iwadate Y, Vasanawala S, Daniel BL, Tamrazi A, et al. Respiratory navigated free breathing 3D spoiled gradient-recalled echo sequence for contrast-enhanced examination of the liver: diagnostic utility and comparison with free breathing and breath-hold conventional examinations. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;195:687-91.
38. Noterdaeme O, Gleeson F, Phillips RR, Brady M. Quantification of missing and overlapping data in multiple breath hold abdominal imaging. *Eur J Radiol*. 2007;64:273-8.
39. 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.
40. 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.