

ROMPIENDO LA BARRERA DE VELOCIDAD EN I.R.M., UTILIZANDO LA CODIFICACION POR SENSIBILIDAD “SENSE”

Han Rademaker, Philips Iberica s.a. división sistemas médicos¹

La imagen por resonancia magnética (IRM) combina tres ventajas fundamentales, la ausencia de radiación ionizante, el gran contraste entre los tejidos, y la posibilidad de obtener cortes tomográficos en cualquier dirección del espacio. Por todo ello la I.R.M se ha convertido en muchos casos durante los últimos años, en la modalidad de diagnóstico por excelencia.

Los estudios por IRM ofrecen una gran variedad de información diagnóstica valiosa; no obstante algunas aplicaciones presentes y muchas potenciales presentan dificultades por



Figura.1. Equipo moderno de RM Philips INTERA

los tiempos largos de adquisición, inherente a la técnica de RM. Por ejemplo en estudios cardíacos se requiere que el paciente mantenga la respiración, para varias secuencias, durante unos 20 segundos, circunstancia de difícil consecución para algunos de ellos.

La razón principal, por el cual los tiempos de adquisición son largos, es que la obtención de datos se realiza esencialmente de manera secuencial. La resolución espacial

de la señal de RM se basa en la utilización de gradientes magnéticos, descrito por Paul C. Lauterbur in 1973². De este manera, la adquisición de secuencias complejas requiere un gran número de codificaciones espaciales para poder reconstruir a posteriori las imágenes. La rapidez de la adquisición es muy dependiente de la velocidad del proceso de codificación por los gradientes de campo magnético, que a su vez se traducen básicamente en la magnitud y el grado de variación temporal del gradiente.

Los gradientes son unos bobinas colocadas dentro del imán que permiten manipular el campo magnético estable. En la práctica son los responsables de la selección del *espesor* del plano a estudiar; del tamaño de la imagen llamado *campo de visión*; del número de elementos - *píxeles* - que forman la imagen, llamado *matriz*; y del *tiempo de eco*, que es el mínimo tiempo de respuesta de los átomos. Los últimos años se han convertido en una verdadera carrera, entre los distintos fabricantes, para desarrollar tasas de gradientes altas y de gran intensidad. En este momento el récord está en 60 mT/m con una tasa de 400 mT/m/ms ESR³.

Este continuo desarrollo se encuentra cada vez con más problemas de implementación. Por un lado por los altos costos de dichos sistemas de gradientes debido a las complejas soluciones tecnológicas necesarias para mejorar las especificaciones. Y por otro lado los gradientes comercialmente disponibles son ya tan potentes que pueden llegar a afectar a la electrofisiología del enfermo debido a la gran tasa de los gradientes, por que aumentan el riesgo de un estímulo neural espontáneo. Por esta razón, la Organización de la Administración Estadounidense de Alimentación y Fármacos (USFDA) impone un límite en la tasa de los campos magnéticos variables (dB/dt) inducidos en el pacientes. Otro límite impuesto por la USFDA está relacionado con el ruido acústico que producen los gradientes. Y está limitado a un máximo de 140 dB (ref. 20 μ PAS).

Codificación en sensibilidad

Todos estos problemas ha llevado a Philips Sistemas Médicos junto con sus socios tecnológicos a desarrollar alternativas prácticas que permiten acelerar los procedimientos de R.M. sin comprometer ni el contraste ni la calidad de las imágenes. Fruto de esta investigación es una nueva tecnología revolucionaria llamado SENSE (“SENSitivity Encoding”).

El principio de SENSE se basa en utilizar las diferencias en sensibilidad de las diferentes bobinas como método de codificación espacial en lugar de la codificación por los gradientes, por poseer una base matemática similar.

La ventaja clave de este método, sobre la codificación por gradientes, es que el mecanismo de sensibilidad permite la codificación simultánea de los distintos segmentos que forman las bobinas multi elemento. Ahorrando así tiempo de adquisición, por reemplazar codificaciones secuenciales de gradientes por las codificaciones en sensibilidad.

Debido a la independencia física del efecto de codificación en sensibilidad, de los

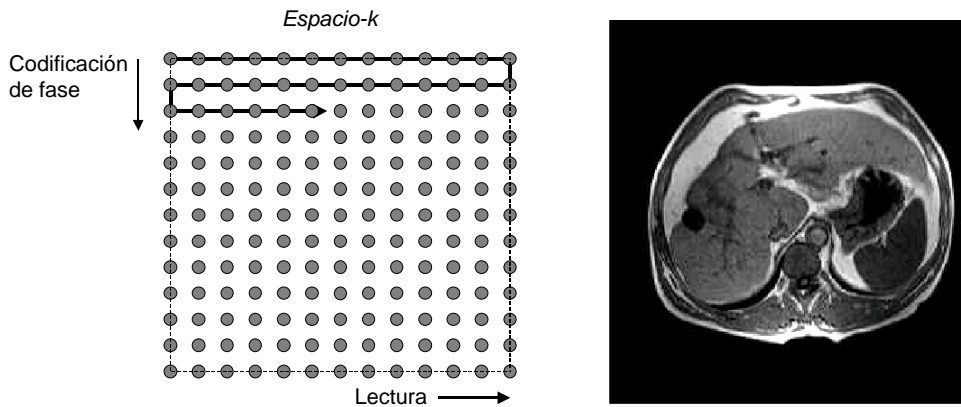


Figura 2a. En I.R.M. se muestrea el espacio k con una densidad homogénea y igualmente espaciada. Cada línea corresponde a una codificación de fase.

mecanismos de contraste y obtención de imagen conocidos, la técnica SENSE no interfiere con el contraste y puede ser aplicado a todas las técnicas de I.R.M. conocidas.

La gran mayoría de las técnicas de adquisición clínicamente relevantes utiliza un

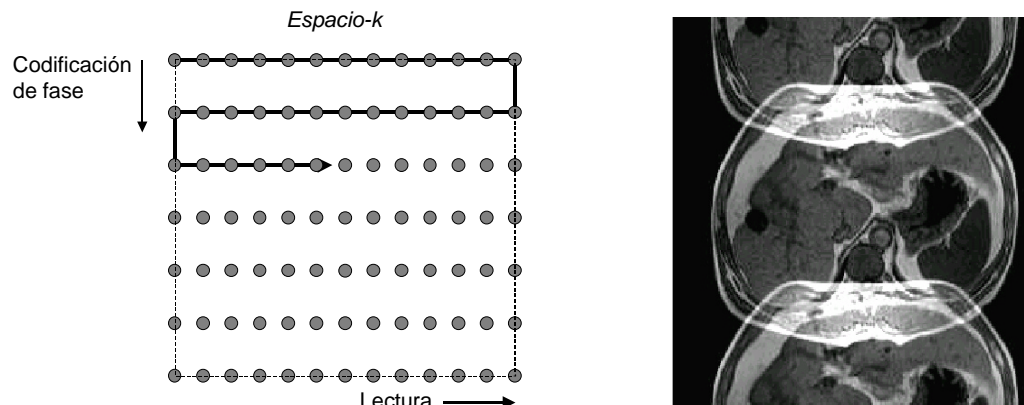


Figura 2b. En adquisición SENSE en número de codificaciones de fase se reduce por un factor R (en este ejemplo R=2). Se incrementa el espacio entre líneas que resulta en una reducción del FOV pero con artefacto del doblamiento.

esquema de codificaciones de fase producidos por cambios en los gradientes, Fig 2b. La codificación en sensibilidad reduce la densidad y en consecuencia, el número de estas codificaciones. En el espacio k reduciendo la codificación de fase de esta manera significa que se muestrea el mismo área del espacio k con menos líneas y de manera más espaciada, Fig 2b. El factor de reducción de las líneas de lectura se denomina factor R. En la reconstrucción convencional, este tipo de codificación de fase resulta en una reducción del campo de visión (F.O.V.) en el mismo factor. Esto resulta en una imagen con aliasing o doblamiento, donde partes de la imagen se superponen. La cantidad de veces en que se dobla la imagen depende del factor R y está limitado por el número de elementos de la bobina .

En la adquisición convencional con bobinas de un solo elemento, este efecto es irreversible, así que este tipo de muestreo no se puede usar. No obstante con SENSE, con bobinas multi elemento, se permite reconstruir el campo de visión completo sin el artefacto presente.

Con la reconstrucción SENSE, se reconstruye primero las imágenes de cada elemento de la bobina por separado usando la transformada de Fourier DFT tradicional. Cada imagen presenta los artefactos de doblamiento, pero cada elemento verá el artefacto de modo diferente, dependiendo de la situación de los elementos sobre la zona a estudiar. El segundo paso es reconstruir el campo de visión completo usando la combinación de imágenes, su diferente sensibilidad de recepción y álgebra, Fig.3.

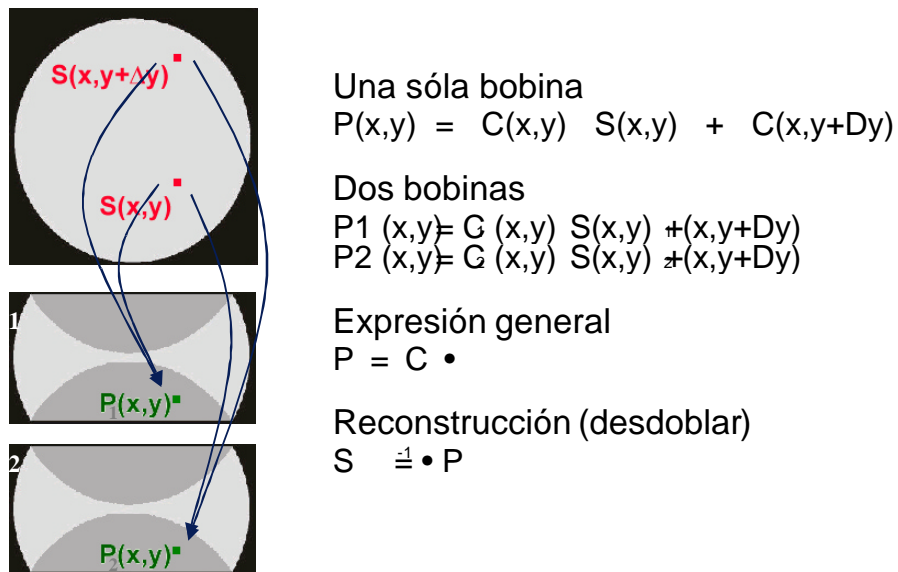


Figura 3. Reversión del artefacto de doblamiento

Obtención de mapas de sensibilidad

Para la reconstrucción SENSE de imágenes sin artefactos residuales de doblamiento, es preciso conocer la sensibilidad de los diferentes elementos con exactitud. Una dificultad añadida es que la sensibilidad, en cierta medida depende también de la secuencia de adquisición a emplear, incluyendo el tamaño y forma del paciente. Por eso, el conocimiento a priori de las distintas sensibilidades no suele ser lo suficientemente preciso.

Para cada elemento de la bobina se obtiene un mapa de sensibilidad. Para eso se divide una imagen de referencia de baja resolución con campo de visión completo por una hecha con la bobina de cuerpo integrada.

Cualquier error en estos mapas se propagará hasta la imagen final utilizando reconstrucción SENSE. Por ello los mapas de sensibilidad se ajustan para eliminar ruido, incluso se realizará una interpolación para asegurar una cobertura completa incluso con tejidos en movimiento, Fig 4.

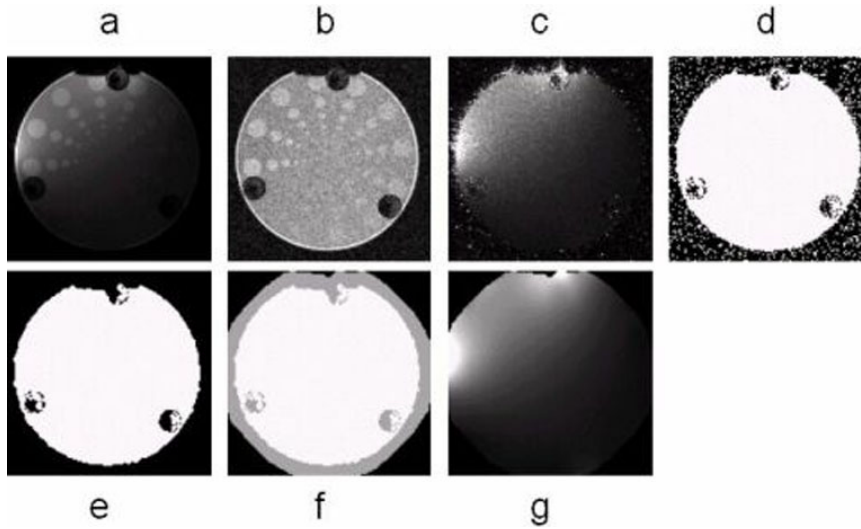


Figura 4: Determinación de mapas de sensibilidad. División de la imagen del primer elemento (a) por la imagen obtenido con la bobina de cuerpo (b) se muestra en (c). Se identifican las zonas que solo contienen ruido mediante un umbral (d), el cual es filtrado de la imagen (e). Se extrapola la zona mediante un crecimiento de regiones (f) que es filtrado para dar un mapa de sensibilidad refinada.

El tiempo necesario para la obtención de los mapas de sensibilidad es escaso por la baja resolución de las referencias y por que los mapas sirven para todas las reconstrucciones SENSE aplicadas al mismo volumen de interés.

Relación señal ruido (RSR)

Para codificación por sensibilidad, igual que con todas las secuencias rápidas, la relación señal ruido es una preocupación clave. El análisis teórico muestra que la RSR en imágenes SENSE es proporcional a la raíz cuadrada del tiempo de adquisición. Lo mismo ocurre al reducir los tiempos de adquisición con gradientes y ancho bandas más grandes. Aunque recientes estudios demuestran que con la RSR el último es significativamente mayor, sin mencionar el aumento del ruido acústico y costo que conlleva. No obstante en SENSE, existe el riesgo de resaltar el ruido en el caso que las relaciones geométricas entre las distintas mapas de sensibilidad los distintos elementos no son ideales. Este efecto específico se describe de manera cuantitativo por el factor de geometría local g . La RSR de una imagen SENSE se define entonces como:

$$RSR_{\text{sense}} = \frac{RSR_{\text{conv}}}{g\sqrt{R}}$$

donde RSR_{conv} es la obtenida con la misma bobina pero sin utilizar SENSE. El factor geométrico g depende de la sensibilidad de los elementos y del factor R y varía dentro del campo de visión y es por lo menos uno, y tiende a aumentar con el factor R .

Los experimentos con maniqués muestran imágenes SENSE adquiridas con una bobina multi elemento de 5 elementos. Dos elementos en la parte superior, y tres en la parte inferior. Se ha utilizado diferentes factores R y direcciones de fase.

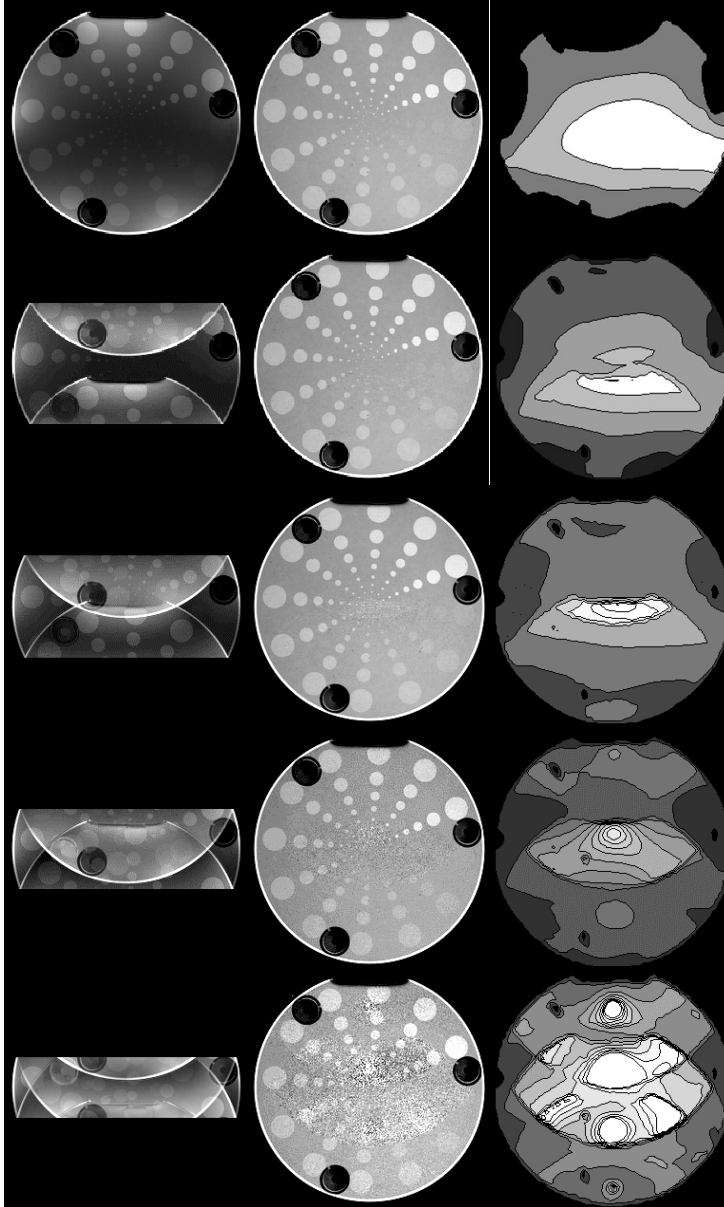


Figura 5a: Imágenes SENSE del maniquí utilizando diferentes factores R . Izq: suma de las imágenes convencionales. Centro: Reconstrucción SENSE. Der: Mapas del ruido relativo según la teoría SENSE.

Teóricamente, la técnica SENSE funciona hasta factores igual al número de elementos de la bobina. No obstante, el realce del ruido relacionado con el factor geométrico g , limita el rango de los factores de reducción hasta un máximo de tres o cuatro con bobinas con 6 elementos.

Está claro que el número y las especificaciones de los canales individuales junto con el diseño de las bobinas juegan un papel importante en SENSE.

Aplicaciones

La Codificación por sensibilidad permite mejorar en varias maneras el protocolo de imagen de un estudio de I.R.M.. Además de reducir el tiempo de adquisición, es posible obtener más resolución espacial junto con una mejor cobertura anatómica. En algunos casos incluso es posible mejorar la RSR.

La necesidad de aplicar SENSE en ciertas

secuencias viene dada cuando el sistema se haya agotado todas las posibilidades y trucos de la codificación por gradientes, y cuando aun se quiere ir más deprisa y algo se permitiría sacrificar la RSR. Esto es especialmente cierto en las secuencias 3D.

La RSR en secuencias 3D es en general alta, y en el caso de estudios vasculares con contraste aun más, por la contribución de la señal del gadolinio. Por otro lado el tiempo

total de las secuencias 3D suele ser largo, convirtiéndolas en candidatas idóneas para la tecnología SENSE.

Reducción del tiempo de adquisición

Existen múltiples aplicaciones donde una reducción del tiempo de adquisición puede ser muy beneficiosa. En especial aquellas secuencias donde se requiere la colaboración del enfermo para contener la respiración durante la adquisición.

En la angiografía con contraste, el tiempo está también limitado por el proceso a estudiar. En general es preciso obtener la información en la fase arterial, que tiene una duración limitada y es sólo visible en el primer pase del contraste. Para evitar la contaminación venosa la adquisición se debe limitar a tan sólo 15 – 20 segundos. SENSE permite estudiar las distintas fases sin la necesidad de calcular el tiempo exacto para cada uno de ellas. Simplemente se dispara la secuencia dinámica con una resolución temporal de 3 – 4 s. entre una y otra. A posteriori solo hay que identificar las distintas fases, Fig.6.

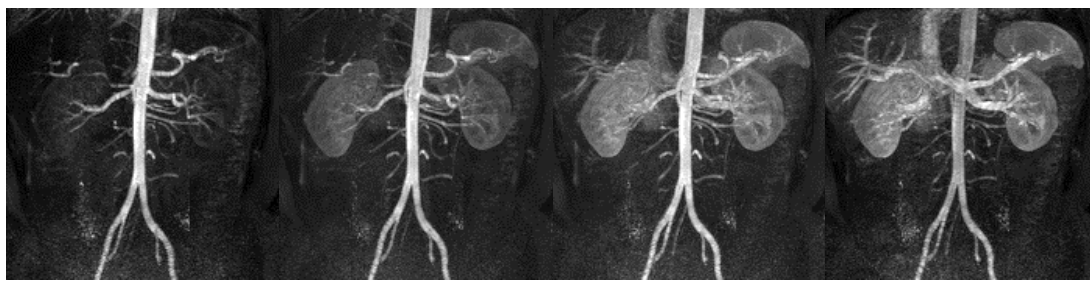


Figura 6: 4D Angiografía con contraste, 4 s. Por adquisición 3D

Otra aplicación donde SENSE incrementa la resolución temporal es en las secuencias de perfusión cerebral e imagen funcional, donde se podrá obtener, en combinación con técnicas 3D como PRESTO⁴ (“*Principle of Echo Shifting through a train of observation*”) hasta 32 imágenes o cortes en tan solo un segundo, mejorando así considerablemente la sensibilidad del proceso.

Sin lugar a duda, la cardio-RM es la aplicación con más potencial para SENSE⁵ debido al carácter dinámico de casi todos los estudios de corazón. Actualmente apenas de unos 20 s. es practica habitual en las distintas secuencias. Por un lado, SENSE permitirá bajar este tiempo de apnea y por otro lado, aumentar el número de imágenes (fases del corazón) por latido visualizando con mucha más precisión el proceso de contracción del músculo cardíaco.

Incluso las secuencias en tiempo real⁶ son ya una realidad. La prioridad de dichas secuencias es que no haya movimiento apreciable entre una y otra imagen. Este concepto tiene mucho interés, porque permite la visualización del movimiento cardíaco sin la colaboración del enfermo ni ningún tipo de sincronismo, como respiratorio o cardíaco. Y será especialmente útil para monitorizar el enfermo durante una prueba de esfuerzo, donde para lograr una calidad suficiente no se debe superar los 30 ms por imagen. Con técnicas convencionales este tiempo está en torno a los 70 ms/imagen. Con la tecnología SENSE, y con una reducción de un factor 3, la adquisición se reduce a

unos 27 ms, y si además se admite una ligera reducción en la RSR, se convierte en tan sólo 13 ms/imagen, Fig 7.

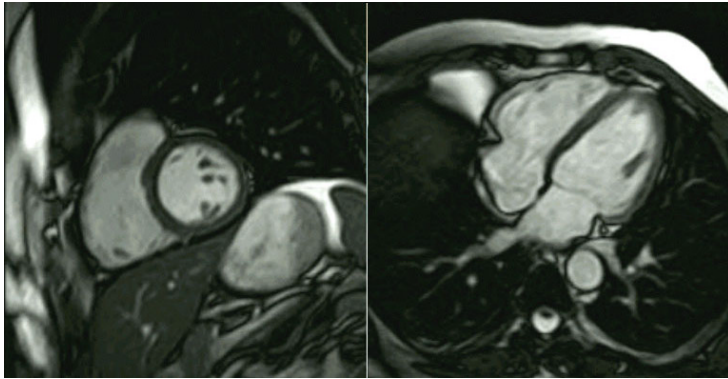


Figura 7: B-FFE con sense

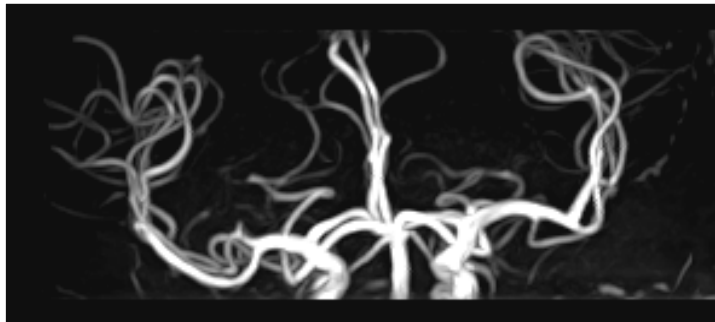


Fig 8: T.O.F. 3D 512, 100 cortes, 3.22 min.

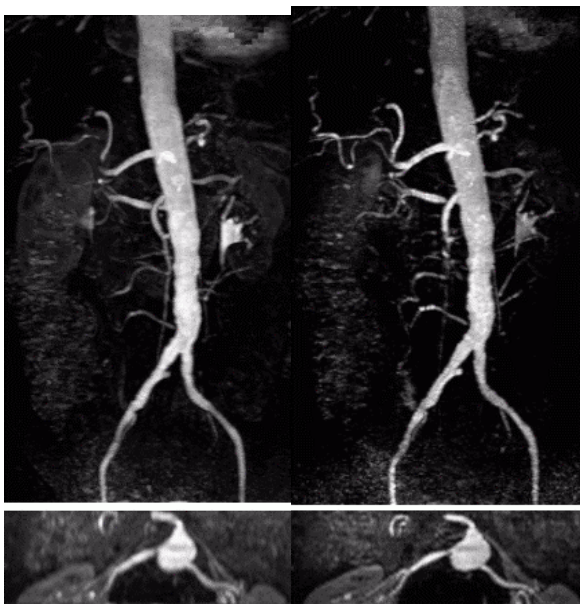


Figura 9: 1 x 2 x 4 mm 1 x 2 x 2 mm

lesiones en dichas zonas, Fig 10.

Después de tantas secuencias innovadoras, casi se olvidan las secuencias que más se aplican todos los días. Éstas también pueden beneficiarse de SENSE. Un buen ejemplo son las secuencias Espin-Eco o Vasculares cerebrales que de repente duran en lugar de 8 minutos, la mitad, Fig.8.

Aumentar la resolución espacial

No siempre es necesario aumentar la velocidad de adquisición. En estos casos se puede aplicar SENSE para duplicar la resolución espacial de la secuencia, Fig.9.

Otra forma de mejorar la resolución espacial, especialmente en secuencias de difusión⁷ cerebral, es bajar la sensibilidad magnética en las secuencias eco-planer, reduciendo el factor EPI (ETL) a la mitad. Este efecto reduce visiblemente los artefactos de inhomogeneidad en las zonas de los senos cavernosos y oídos, mejorando así la sensibilidad a las pequeñas

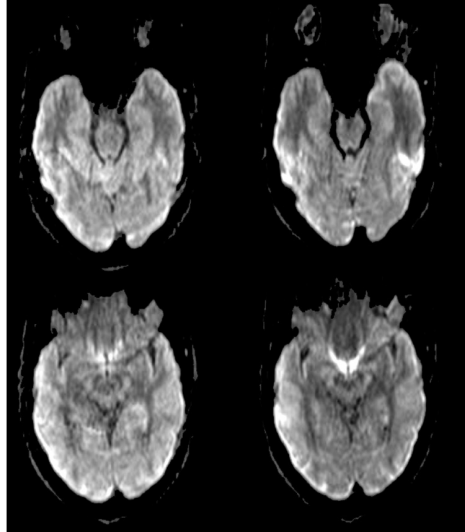


Fig. 10: Reducción de susceptibilidad en secuencias SSh Difusión

REFERENCIAS

-
- ¹ Philips Medica mundi, Vol 44/2 Nov 2000, pag.10-16 K.P. Pruessmann, M.Weiger and P.Boesiger
 - ² Lanterbur PC, Image Formation by Induced Local Interaction: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance, Nature (London) 1973: 242: 190 – 191
 - ³ Especificaciones PHILIPS GYROSCAN INTERA 1.5T, gradientes explorer con SYNTRASCAN (SENSE) 1999-2000, Rel. 7.x
 - ⁴ Lui G, Sobering G, Duyn J, Moonen CTW. A Functional MRI Technique Combining Principles of Echo-Shifting with a Train of Observations
 - ⁵ Pruessmann KP, Weiger M, Boesiger P, Sensitivity Encoded Cardiac MRI. J Cardiovascular Magn. Resonance (2000) In Press.
 - ⁶ Pruessmann KP, Weiger M, Boesiger P, Cardiac Real Time imaging using SENSE Magn. Resonance Med. 2000;43: 177 - 184
 - ⁷ Pruessmann KP, Weiger M, Muiswinkel AMC, Boesiger P, Sensitivity Encoding for Single Shot Diffusion Imaging. In: Proc ISMRM, 7th Annual Meeting, Philadelphia, 1999: 1815