

Reconstrucción directa de imágenes por resonancia magnética de Muestras no uniformes en el espacio k

Direct reconstruction of images by means of magnetic resonance of unequal specimens in K space

Fecha de recepción: 28 de marzo de 2008

Fecha de aceptación: 14 de julio de 2008

Ing. Clara Inés Bonilla Romero, Mg.¹ – Ing. Héctor F. Cancino de Greiff, PhD.²

RESUMEN

La investigación propuesta se centró en la búsqueda de un proceso directo de reconstrucción de imágenes de resonancia magnética por muestras no uniformes en el dominio espacio-frecuencia –espacio k no cartesiano– específicamente sobre trayectorias de tipo espiral.

En el método de reconstrucción directa no se requiere del kernel de convolución, pero debido a que se debe realizar la sumatoria de Fourier para cada píxel, el proceso computacional consume mucho tiempo. Con la finalidad de mejorar la precisión de reconstrucción y la eficiencia computacional, se desarrolla el método de líneas de igual fase EPL (Equal Phase Line), sobre el que se realiza la caracterización de la función aleatoria de error cuadrático medio de reconstrucción, mediante inferencia estadística de los parámetros de la función de probabilidad y la simulación aleatoria sobre las muestras no uniformes con la contaminación con ruido blanco Gaussiano y con la aplicación del método de simulación de Montecarlo.

Palabras clave

Reconstrucción directa EPL, espectroscopia de resonancia magnética.

ABSTRAC

The suggested investigation was centered in the search of a direct process of reconstruction of MR images of non-uniform samples in the dominion space-frequency in non-Cartesian space k, specifically on trajectories of spiral type.

1 Clara Inés Bonilla Romero: Ingeniera Electrónica de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en 1976. Especialista en gerencia de Proyectos Educativos de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en 2001. Especialista en Teleinformática de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en 2004. Magíster en Ciencias de la información y las comunicaciones de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en 2006. Actualmente profesora asistente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

2 Héctor F. Cancino De Greiff: Ingeniero Electrónico de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en 1972. Magíster en Ingeniería Eléctrica (Sistemas Digitales) de la Universidad Central de Venezuela (UCV), Caracas, 1983. Doctor (Ph.D.) en Ciencias Técnicas en la Universidad Central de las Villas, Cuba, 2003. Actualmente es Profesor Asociado de la Universidad Distrital y director del grupo de investigación en Resonancia Magnética RM-UD. También fue Profesor investigador en RM en la Universidad Central de Venezuela y Profesor en la Universidad Simón Bolívar, Venezuela 1976-1992.

On the method of direct reconstruction it is not required convolution's kernel, but the computational process is very strong, because each pixel is computed as the Fourier summation, which is very strong consumer of time. With the purpose of improving the precision of reconstruction and the computational efficiency the method of Equal Phase Line (EPL) is developed, on which the characterization of the random function of average quadratic error of reconstruction is made, by means of statistical inference of the parameters of the probability function, and the random simulation of the contamination with Gaussian white noise on the no uniform samples, with the application of the simulation method of Montecarlo.

Key words

Direct reconstruction EPL, Spectroscopy of Magnetic Resonance.

INTRODUCCIÓN

El método de imágenes por resonancia magnética (IRM) se basa en el fenómeno de resonancia magnética nuclear (RMN), el cual produce imágenes del cuerpo humano con excelente contraste del tejido blando. Durante el escaneo, o toma de muestras, el paciente es colocado bajo el efecto de un campo magnético constante con gradientes de campo controlables en todas las coordenadas; estos campos permiten la codificación espacial y la selección de una rebanada o "slice", que es el elemento bidimensional sobre el que se desea obtener la imagen. La excitación se realiza con la aplicación de una señal de radio frecuencia (RF), la cual produce el fenómeno de resonancia sobre los espines seleccionados, lográndose la acumulación de energía, que es entregada como una señal de RMN.

Se le llama espacio k porque las señales recibidas del proceso de RMN están en frecuencia y fase, por lo tanto, la totalidad de estos datos de RMN, corres-

ponden a la transformada de Fourier de la imagen de la sección a lo largo de la trayectoria; de esta forma, la reconstrucción de la imagen se realiza con la aplicación de la transformada inversa de Fourier, IFFT, sobre estos datos.

Con el fin de reducir el tiempo de adquisición han sido propuestas diversas alternativas y dentro de éstas, el muestreo del espacio k sobre trayectorias que no permiten la adquisición sobre una grilla cartesiana, no obstante, como consecuencia, se incrementa la complejidad de la reconstrucción.

Los métodos más utilizados en la reconstrucción de imágenes adquiridas sobre trayectorias no cartesianas en el espacio k, son los algoritmos de Gridding y la transformada directa de Fourier (DrFT).

La diferencia importante entre las imágenes de RMN y otras técnicas de imagen médica, radica en que el usuario posee control sobre como adquirir los datos y como manipularlos para la obtención de la imagen y solo con ajustes del software se pueden modificar el contraste, la resolución, la velocidad de adquisición y el campo de vista [3]. El artífice y agente de este control es el que se conoce como espacio k, el cual no es más que la matriz de datos sin procesar antes de la aplicación del proceso de reconstrucción de la imagen.

SECUENCIAS DE LECTURA CARTESIANA

La señal recibida comúnmente es llamada Free Induction Decay (FID); es una señal eléctrica de RF, oscilante y amortiguada. La amplitud de la señal se refleja en el menor o mayor brillo de la imagen y depende principalmente de la densidad protónica (DP) y de los tiempos de relajación T1 y T2 [3], propios del tipo de protón. El tiempo para la adquisición de los datos por este método es de algunos segundos y por esto actualmente es poco utilizada.

La secuencia eco-planar-imagen (EPI) es una forma de adquisición cartesiana ultrarrápida, desarrollada por Mansfield en el año 1977 [5]. En EPI se hace necesaria la aplicación de gradientes muy intensos y rápidos, del orden de 25 mT/m a 40 mT/m en menos de 200 μ s, implicando costos elevados y tecnologías de alta velocidad.

SECUENCIAS ALTERNATIVAS DE LECTURA

Recientemente ha surgido una amplia variedad de estrategias de muestreo en el espacio k. Estas estrategias de muestreo se basan en adquisiciones espirales y radiales del espacio k, las cuales proporcionan ventajas comparadas con los métodos de muestreo Cartesiano [6], [7].

Trayectoria espiral

La adquisición en espiral comienza muestreando el origen del espacio k con la trayectoria continua, adquiriendo muestras hacia afuera (figura 1). En esta adquisición se puede utilizar una trayectoria sencilla o múltiples trayectorias rotadas. La principal ventaja de esta trayectoria son las propiedades de flujo y flexibilidad en cuanto a desviaciones en el tiempo de lectura y la rapidez de adquisición.

Las formas de onda de los gradientes de campo para producir esta trayectoria son:

$$G_x(t) = \frac{T}{(2\pi)^2 \gamma \Omega} \text{sen}\left(\frac{2\pi \Omega t}{T} + \beta\right) \quad (1)$$

$$G_y(t) = -\frac{T}{(2\pi)^2 \gamma \Omega} \text{cos}\left(\frac{2\pi \Omega t}{T} + \beta\right) \quad (2)$$

Las frecuencias espaciales obtenidas en x y y para esta trayectoria son:

$$k_x(t) = k_{\max} t \cos\left(\frac{2\pi \Omega t}{T} + \beta\right) \quad (3)$$

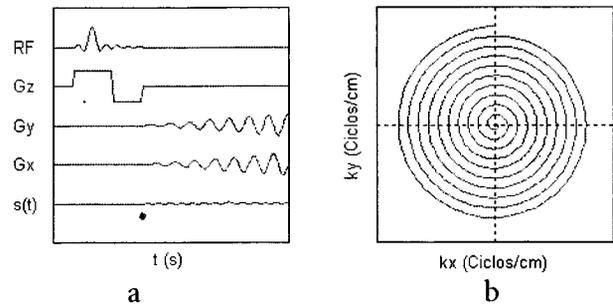


Figura 1. (a) Secuencia de pulsos de la adquisición espiral y (b) cubrimiento del espacio k.

$$k_y(t) = k_{\max} t \text{sen}\left(\frac{2\pi \Omega t}{T} + \beta\right) \quad (4)$$

Compensación de la densidad de muestreo

En la reconstrucción de datos no cartesianos, se hace necesaria la aplicación de una función de compensación de la densidad de muestras (DCF), con la finalidad de reducir la influencia de los datos de frecuencias muy cercanas e incrementar la influencia de los datos de frecuencias distantes. Para trayectorias espirales, un método de compensación es la aplicación de una función exponencial amortiguada, que atenúa las señales de baja frecuencia e intensifica las muestras de alta frecuencia.

Otra alternativa de compensación es calcular numéricamente las áreas asociadas con cada muestra y utilizarla como el estimado de la densidad espectral [8]. Las áreas sobremuestreadas tienen una menor densidad de área, en comparación con las áreas submuestreadas (fig. 2.).

El área es calculada como el producto del espaciamiento de las muestras, a lo largo de la trayectoria, por el espaciamiento entre las trayectorias adya-

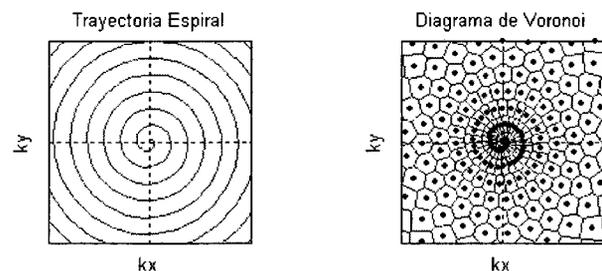


Figura 2. Trayectoria espiral y su correspondiente Diagrama de Voronoi.

centes. Este procedimiento es también llamado el Diagrama de Voronoi.

Muestreo, campo de vista y resolución

Se requiere, para la reconstrucción de una imagen, computar un número específico de muestras espaciadas dentro de un campo de vista y una resolución de la imagen.

En el dominio de la imagen: Se debe definir el campo de vista (field of view), FOV, éste corresponde a la medida de la imagen que se desea visualizar, típicamente, en centímetros y la resolución espacial de la imagen que corresponde a la mínima distancia entre dos puntos que pueden ser resueltos, típicamente, en milímetros [18].

En el dominio de la frecuencia: Correspondiente al espacio k , se debe definir el máximo radio en el espacio k , medido en Hz/cm y la densidad de muestreo Dk .

Estos cuatro parámetros se relacionan de tal forma que la extensión, en un dominio multiplicada por la resolución del otro dominio, es la unidad. Por tanto:

$$FOV_x \Delta k_x = 1 \quad (5)$$

$$2k_{x,max} \Delta x = 1 \quad (6)$$

$$\Delta x \leq \frac{1}{2k_{x,max}} \quad (7)$$

Como consecuencia, la reducción en el rango de frecuencias muestreadas baja la resolución espacial de la imagen, produciéndose una imagen borrosa. Por otra parte, el incremento en el espaciado entre las frecuencias muestreadas produce, en la imagen, efecto de solapamiento, disminuye el FOV y produce réplicas sobre el espacio de la imagen.

MÉTODOS DE RECONSTRUCCIÓN DE DATOS

Los datos IRM están en el dominio espacio-frecuencia. Se utiliza el muestreo en trayectorias no cartesianas para reducir el tiempo de adquisición y lograr imágenes dinámicas. Los métodos desarrollados para la reconstrucción de datos no cartesianos son los directos y los de interpolación.

Métodos de interpolación

Los métodos de interpolación se basan en la transformación de coordenadas, [9], de muestras no cartesianas a grillas cartesianas; de esta manera, en la reconstrucción, se aprovechan la rapidez y facilidad de los algoritmos FFT [9], [10] [18].

Los algoritmos de interpolación se agrupan en tres grandes áreas: Grid-Driven, Data-Driven, y Gridding.

En Grid-Driven, se estima el valor de cada punto de la cuadrícula cartesiana en base a los datos que rodean inmediatamente al punto de interés.

Para Data-Driven, se toma cada dato y se suma su contribución a los puntos de la cuadrícula cartesiana a su alrededor. En este método de interpolación cada muestra de entrada es convolucionada con un pequeño kernel.

En Gridding, cada dato muestreado en el espacio k se convoluciona con un Gridding kernel y esta convolución es evaluada sobre una cuadrícula adyacente, de donde se obtiene el resultado de la convolución para cada dato puntual muestreado y acumulado sobre la grilla cartesiana.

En estos métodos de interpolación, una vez procesados los datos muestreados del espacio k , es aplicada la 2DFFT-1, para la reconstrucción de la imagen de RMN.

Método de reconstrucción directa

El método de transformada directa, DrFT, es una aproximación analítica para resolver el problema de la reconstrucción de datos no cartesianos. Cada píxel de la imagen reconstruida es sumado como correlación pesada de la señal FID y la función de modulación de fase para cada píxel [3]; este método puede ser expresado como:

$$m(x, y) = \sum_{n=0}^{N-1} W_n M_n \exp [2\pi (xk_x + yk_y)] \quad (8)$$

Donde:

N: es el número total de muestras en el espacio k,
Mn: son los datos burdos adquiridos en el punto (kx, ky) sobre una grilla no cartesiana.
Wn: es la función de compensación de cada punto.

RECONSTRUCCIÓN DIRECTA DE DATOS PARCIALES CARTESIANOS

Se basa en la simetría de la transformada de Fourier: Dado que las funciones reales presentan simetría conjugada, sería suficiente coleccionar la mitad de los datos y sintetizar los datos no coleccionados, por el reflejo conjugado de los datos coleccionados a través del origen [18].

Una modalidad es reducir el número de adquisiciones, pero, para obtener una imagen de buena calidad, se requieren más de la mitad de datos del espacio k. La otra modalidad es reducir el tiempo de adquisición.

La forma más simple de reconstruir el espacio k, cuando no se han tomado todos los datos, es rellenar de ceros los datos no coleccionados y realizar la 2DFFT-1, pero esta imagen es aceptable cuando la fracción coleccionada es cercana a 1 porque, de lo contrario, se presenta alta borrosidad en la imagen reconstruida.

Otra forma de completar el espacio k se consigue obteniendo los datos, no coleccionados, por el reflejo conjugado de los datos coleccionados; esta forma presenta dos modalidades: método de corrección de fase y método Homodine.

El método de corrección de fase aplica la corrección de la fase antes de realizar el conjugado de la simetría para rellenar los datos faltantes [11], [13] y [18]. La fase se obtiene de una franja delgada de datos que contiene simetría de fase y luego se utiliza para corregir la fase de los datos parciales del espacio k.

El método Homodine aprovecha las propiedades de la simetría de la transformada de Fourier, utilizando las partes real e imaginaria de la imagen, las cuales corresponden a las partes simétricas y asimétricas respectivamente.

RECONSTRUCCIÓN DIRECTA DE DATOS NO CARTESIANOS

Para datos no cartesianos hay varios algoritmos [13], [18]. Uno de los primeros métodos de reconstrucción de datos IRM fue el punto sensitivo, el cual se basa en la variación continua de los gradientes en las tres direcciones.

El punto central, o isocentro de los gradientes, no experimenta los cambios de los gradientes y produce una señal constante. Al aplicar formas de onda en los gradientes de campo, la señal, desde otros puntos, es integrada a cero, mientras que la señal en el origen se integra al valor de la magnetización en ese punto. En este método el sujeto debe ser trasladado dentro del magneto para moverse a un nuevo punto para isocentrar y repetir el proceso. Una vez coleccionados los datos, se realiza la IFFT.

Otro método utilizado en la reconstrucción directa de datos es el llamado del punto sensitivo. En este método la reconstrucción se realiza por la fase conjugada [11], [18]. La señal de RMN adquirida es:

$$s(t) = \int_x M_{xy}(x) \exp[-i 2 \pi k(t)x] dx \quad (9)$$

Mxy: Magnetización o señal FID almacenada en los espines después de la resonancia.

K(t): Frecuencias espaciales en los ejes x,y.

En un punto x0, la señal se multiplica por el conjugado de la fase en ese punto,

$$m(x_0) = \int_0^T s(t) \exp [i 2 \pi k(x_0)] dt \quad (10)$$

Sustituyendo s(t) y cambiando el orden de integración

$$m(x_0) = \int_x M_{xy}(x) \left[\int_0^T \exp [-i 2 \pi k(x - x_0)] dt \right] dx \quad (11)$$

Este resultado es la convolución espacial de Mxy(x) con la integral del paréntesis. En x=x0 se obtiene la magnetización en ese punto. En otros puntos de x el resultado es menos claro y depende de las características de las trayectorias particulares del espacio k.

RECONSTRUCCIÓN EPL

Una vez estudiados los métodos de reconstrucción directa, se tomó la decisión de abordar este estudio sobre el algoritmo de línea de igual fase, (EPL) (Equal Phase Line) [2], [13] y [19], el cual es propuesto como una vía efectiva para el cómputo de la Transformada Directa de Fourier (DrFT), con menor tiempo en el proceso que la propia DrFT.

Dado que la señal IRM recibida corresponde a la FT:

$$s(k) = \int_{FOV} M_{xy}(x) \exp[-i 2 \pi k(t)x] dx \quad (12)$$

En el dominio de la imagen y para datos muestreados, su correspondiente transformada discreta inversa:

$$m(x, y) = \sum_{n=0}^{N-1} W_n M_n \exp [2\pi (xk_x + yk_y)] \quad (13)$$

Donde Wn es la función de compensación de muestras.

En la reconstrucción directa se calcula, para cada pixel, el valor de m(x,y) y luego se realiza la sumatoria de datos. Para la reconstrucción EPL no es necesario el calculo para cada píxel (x,y) de la Ec.13, ya que los píxeles con la misma fase presentan el mismo valor de m(x,y), esto incrementa la eficiencia computacional de la reconstrucción directa, DrFT.

Para un grupo de píxeles con la misma fase, la muestra Mn de la Ec. (13) se evalúa solo una vez [18] ya que los píxeles con la misma fase se ubican sobre la misma línea recta en el espacio de la imagen, la cual es descrita por la ecuación: $xk_x + yk_y = C$, llamada línea de igual fase.

La función del exponente complejo es periódica en 2π , lo cual limita al conjunto de constantes C al intervalo [0,1).

El intervalo P es dividido en p subintervalos para conformar las líneas de igual fase, EPL's.

$$xk_x + yk_y = C_p = p / P \quad (14)$$

para: p =0,1,2,...P-1

De acuerdo a la Ec. 13, el aporte de Mn sobre un píxel en una EPL (Cp) es definida por:

$$b_n(p) = W_n M_n \exp [i 2 \pi C_p] \quad (15)$$

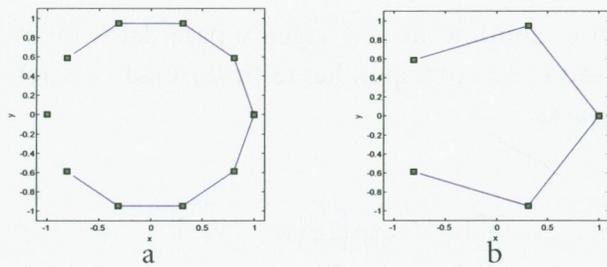


Figura 3. Diagramas de la distribución de las líneas (a) para EPL=10 (b) para EPL=5.

Evaluando los valores de $bn(p)$, para todos los P valores de p, se obtienen los valores de líneas de igual fase, EPL's, sobre las cuales se desea realizar la reconstrucción.

La precisión y eficacia del algoritmo EPL varía con el número de líneas de igual fase. EPL no es tan rápido como Gridding pero su rapidez puede ser incrementada con un sistema multiproceso.

Implementación del algoritmo EPL 2D

Se inicia definiendo la cantidad de líneas de igual fase sobre las cuales se desea reconstruir la imagen. En la figura 3 son ilustradas unas distribuciones.

Definidas las líneas de igual fase, los pasos son:

Paso 1: Se inicializa el espacio de la imagen, $m(x, y) = 0$, para todos los píxeles, lo que produce una imagen de la tonalidad mostrada en la figura 4 en mapa de colores jet.

Paso 2: Para una fila de datos muestreados, se calcula el valor de $bn(p)$ (Ec.15) para todos los subintervalos p dentro de los intervalos P. Así se obtienen los P valores de EPL's sobre las cuales se desea realizar la reconstrucción (véase la figura 5) para 20 EPL's.

Paso 3: Para un píxel definido, (x, y) , en la Ec.14, se halla el valor de C y se calcula $p=[CP] \text{ mod } P$, de esta manera se va asignando a cada píxel el valor $bn(p)$. Figura 6.

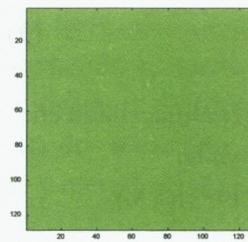


Figura 4. Imagen $m(x, y) = 0$ para todo x, y, al inicializar el espacio de la imagen.

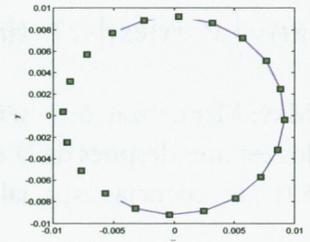


Figura 5. Cálculo de $bn(p)$ para las P=20 líneas de igual fase.

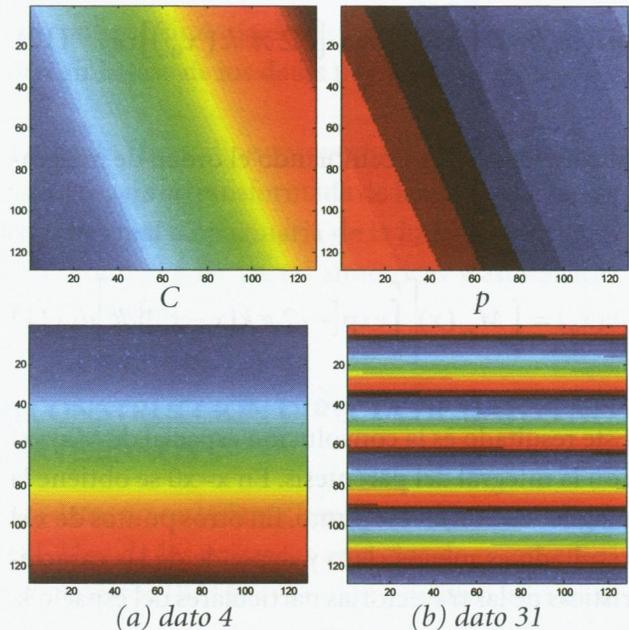


Figura 6. Imágenes obtenidas para C y p: (a) dato 4 y (b) dato 31.

Paso 4: Se van obteniendo las imágenes parciales de la asignación de $bn(p)$ a cada píxel, a medida que se van recibiendo los datos, los cuales son acumulados en el proceso de reconstrucción de la imagen.

RESULTADOS

En este trabajo se utilizó el "phantom" de Shepp Logan [16], muestreo sobre trayectorias espirales entrelazadas con y sin compensación en la densidad de muestras y la reconstrucción de la imagen se realizó sobre una cuadrícula de 128x128 píxeles.

Reconstrucción EPL sin compensación de la densidad de muestreo para 50 EPL's

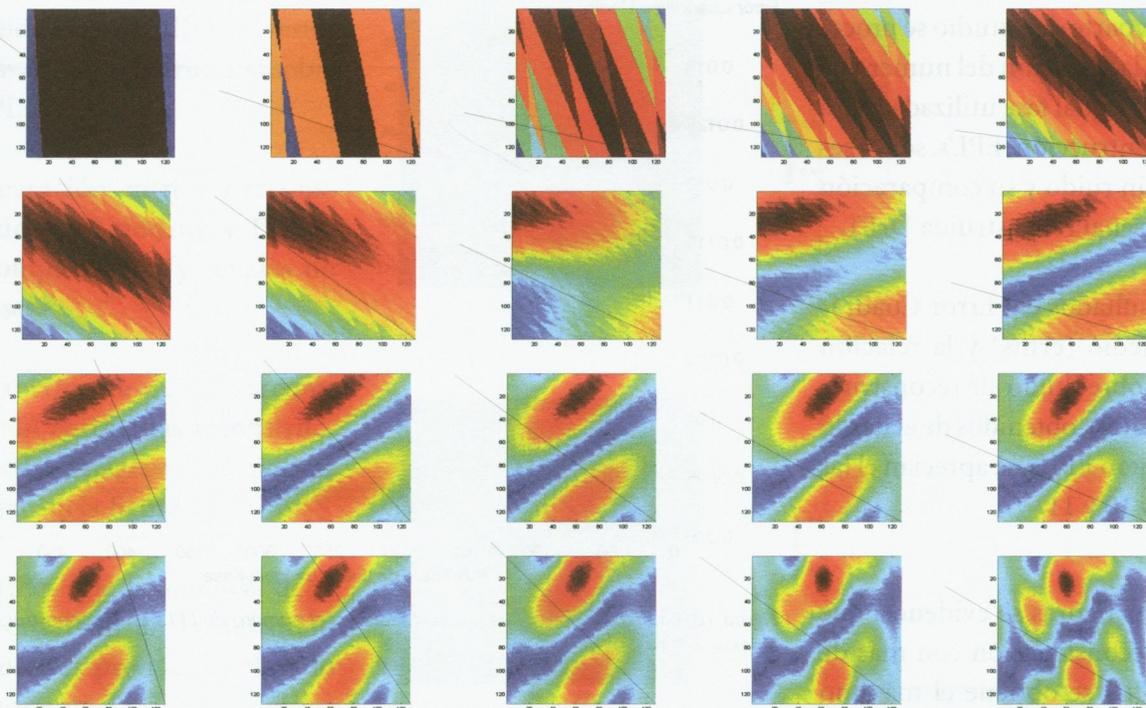


Figura 7. Proceso de reconstrucción definido sobre 20 EPL's, realizado desde el primer hasta el dato 20.

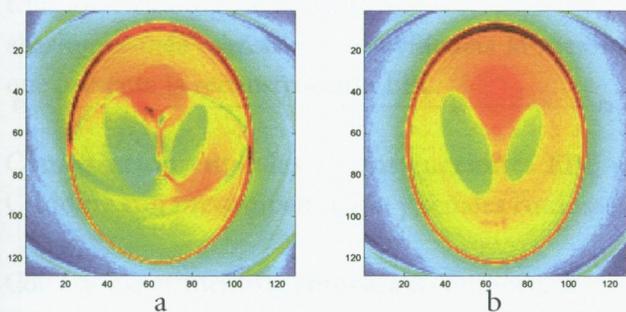


Figura 8. Imágenes reconstruidas sobre 50' EPL's sin compensación y con (a) 5 espirales (b) 6 espirales.

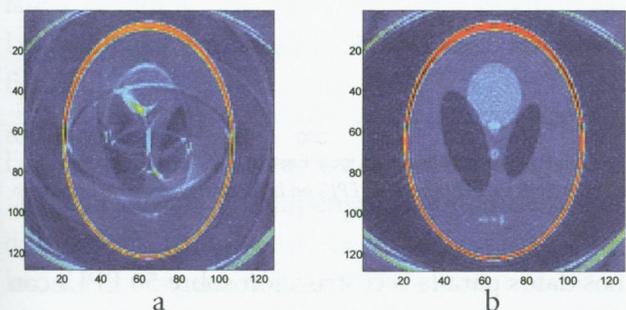


Figura 9. Imágenes sobre 50 EPL's con compensación utilizando: (a) 5 espirales (b) 6 espirales.

En este experimento se realiza la reconstrucción EPL sobre 50 líneas de igual fase, sin aplicación de la compensación de la densidad de muestras y sobre señales no ruidosas. En la figura 8 se muestran las imágenes para una reconstrucción sobre 5 y 6 espirales.

Este experimento muestra que la no compensación en la densidad de muestras, produce una fuerte componente D.C., debida al exceso de datos de baja frecuencia en el centro de la espiral; por otra parte, al disminuir la cantidad de frecuencias espaciales, se reduce la resolución de la imagen.

Reconstrucción con precompensación de la densidad de muestreo sobre 50 EPL's

Aplicando la compensación de densidad de muestras a las trayectorias espirales se obtienen las imágenes reconstruidas de la figura 9.

En este experimento la ausencia de los datos de tan solo una trayectoria espiral, genera graves problemas de aliasing; esto indica que el mínimo número de trayectorias para la reconstrucción de una imagen de 128x128 pixeles es de seis trayectorias espirales.

Reconstrucción EPL con pre-compensación y señales no ruidosas.

En esta parte del estudio se procede con la variación del número de líneas de igual fase utilizadas para la reconstrucción, EPL's, sobre señales sin ruido y su comparación con la señal reconstruida DrFT.

Los resultados del Error Cuadrático medio (erms) y la relación Señal sobre Ruido de reconstrucción (SRN), obtenidos de acuerdo al número EPL's, se aprecian en las figuras 10 y 11.

En estas figuras se evidencia que en la reconstrucción con más de 100 EPL's se obtiene el máximo valor de SNR y el mínimo erms. Para la reconstrucción sobre 50 EPL's se obtiene una pérdida con respecto a la reconstrucción DrFT en la relación SNR de 0.05dB, por tanto la reconstrucción sobre 50 EPL's es la más recomendable.

Reconstrucción sobre 50 EPL's con precompensación y señales ruidosas.

Como referencia se utiliza en este análisis la imagen original sin ruido con su comportamiento de vista lateral, figura 12. Fue seleccionada como vista lateral la línea horizontal 64, por presentar ésta una buena referencia de comparación por sus características de linealidad y de cambios abruptos.

Realizando la reconstrucción de la imagen con compensación y adición de ruido de 10 dB sobre 50 EPL's, se obtiene la imagen de la figura 13.

Error Cuadrático Medio

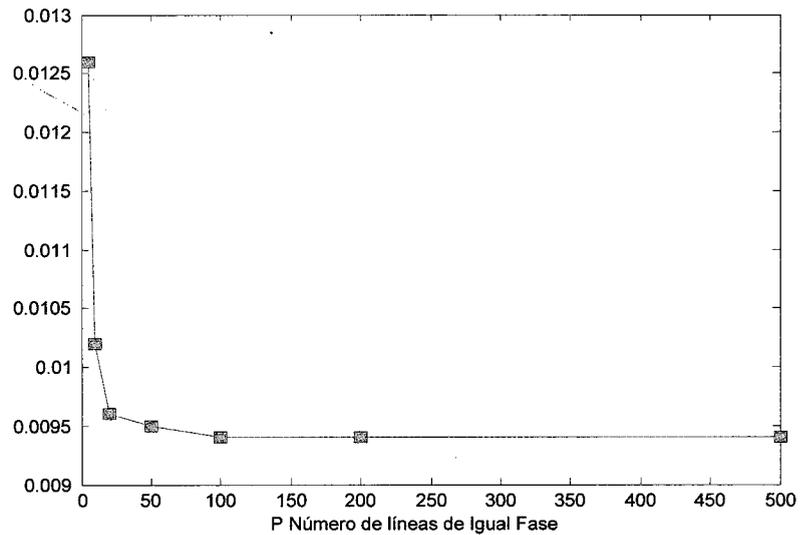


Figura 10. Gráfico del error cuadrático medio vs. el número de EPL's en la reconstrucción de la imagen.

Relación Señal a Ruido S/N [dB]

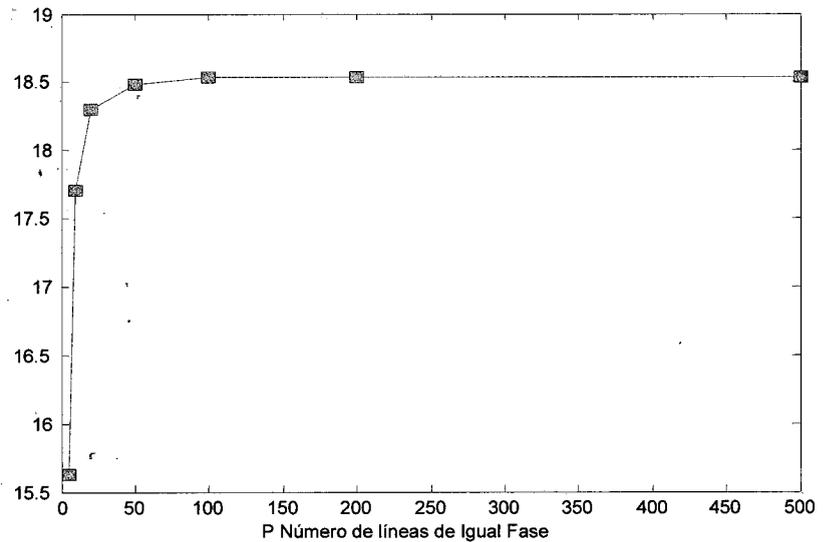


Figura 11. Gráfico de la relación SNR vs. el número de EPL's en la reconstrucción de la imagen.

Los datos para la reconstrucción sobre 50 EPL's con diferentes niveles de relación señal a ruido de entrada (SNR), son los de la tabla 1.

Esta reconstrucción ruidosa arroja como resultado que, para señales contaminadas con ruido de SNR de 30dB, la pérdida con respecto a la señal original



sin ruido es 0.1982dB; este resultado avala la reconstrucción sobre 50 EPL's .

Comparación entre las reconstrucciones Gridding y EPL50 sin compensación y señales no ruidosas.

Este experimento permite la comparación entre estas reconstrucciones. Las imágenes obtenidas se aprecian en la figura 14.

Se verifica que la ausencia de la compensación en la densidad de muestras produce el elevado componente D.C. para ambas reconstrucciones. Para la reconstrucción Gridding 1X, el efecto de aliasing es más marcado; esto evidencia la mejora que presenta la reconstrucción EPL.

Comparación entre las reconstrucciones EPL y Gridding con precompensación y señales ruidosas.

Con este experimento se compara el comportamiento con compensación y adición de ruido de entrada, de las reconstrucciones EPL sobre 100 líneas de igual fase y Gridding 1X y 2X, para señales ruidosas. Los resultados del erms y la SNR, se registran en las figuras 15 y 16.

Los resultados de estas reconstrucciones sobre señales ruidosas y compensadas, en su densidad de muestras, como se aprecia en la figuras 15 y 16, indican que la ganancia de la SNR de reconstrucción, en la técnica de EPL sobre 100 líneas de igual fase frente a los metodos de Gridding, es del orden de 4,5 dB por encima de Gridding 2X.

Considerando que la reconstrucción sobre 50 EPL's produce una imagen de buena calidad, se procede a su comparación con la reconstrucción sobre 100

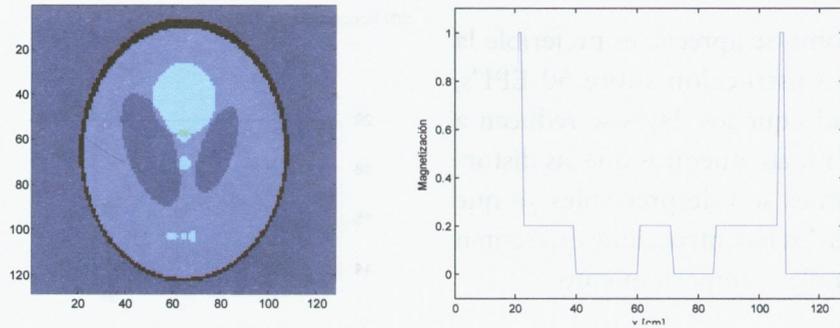


Figura 12. (a) Imagen del phantom original. (b) Corte transversal en la línea horizontal 64.

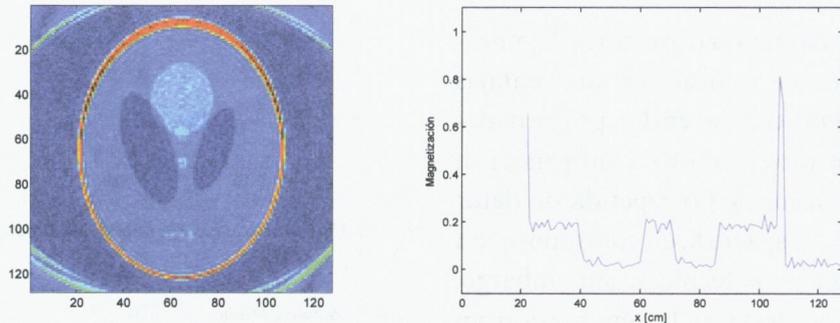


Figura 13. Imagen reconstruida sobre 50 EPL's y su corte en la línea horizontal 64.

Tabla 1. Registro erms y de la SNR en reconstrucción sobre 50 EPL's con diferentes niveles de ruido.

EPL - SNR	erms	SNR
5	0,0425	3,4443
10	0,0231	9,5488
20	0,0116	16,4642
30	0,0096	18,2854
Sin Ruido	0,0095	18,4836

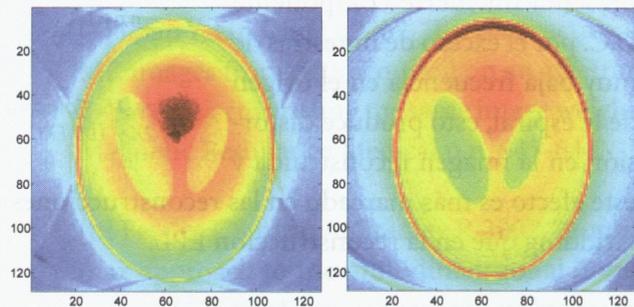


Figura 14. (a) Reconstrucción sobre el algoritmo Gridding 1X (b) sobre 50 EPL's.

EPL's para señales ruidosas; en la figura 17 son registradas estas reconstrucciones.

Como se aprecia, es preferible la reconstrucción sobre 50 EPL's, dado que los datos se reducen a la mitad, mientras que las distorsiones son despreciables ya que las dos reconstrucciones presentan similar comportamiento.

CONCLUSIONES

Se empleó la trayectoria de muestreo en espiral por sus ventajas significativas en las propiedades de movimiento y adquisición continua y no repetida de datos en el espacio k , en contraposición con otras técnicas. Sin embargo, cabe destacar la repercusión en la generación de aliasing en la imagen, producto de la convolución de la respuesta al impulso de la trayectoria con la imagen a reconstruir, lo cual se presenta en cualquier método de adquisición.

En este estudio se determinó que, cuando a las trayectorias de muestreo espiral no se les compensa en su densidad de muestras, se presenta un fuerte componente D.C. por el exceso de muestras de muy baja frecuencia en el origen de la espiral, esto produce distorsión en la imagen reconstruida y este efecto es más marcado en las reconstrucciones Gridding que en la reconstrucción EPL.

Es de resaltar que la ausencia de los datos, de tan sólo una trayectoria, genera graves problemas de aliasing, lo cual se debe a la tasa de muestreo mínima en algunas zonas del espacio k . Para la reconstrucción EPL el mínimo número de trayectorias a utilizar

para una imagen de 128x128 píxeles, es de seis trayectorias espirales.

En la reconstrucción ruidosa sobre 50 líneas de igual fase, con contaminación de entrada de SNR de 30dB, la diferencia entre la señal reconstruida y la señal original sin ruido es de 0.1982dB, en consecuencia, esta reconstrucción prácticamente no presenta pérdidas.

S/N Reconstrucción [dB]

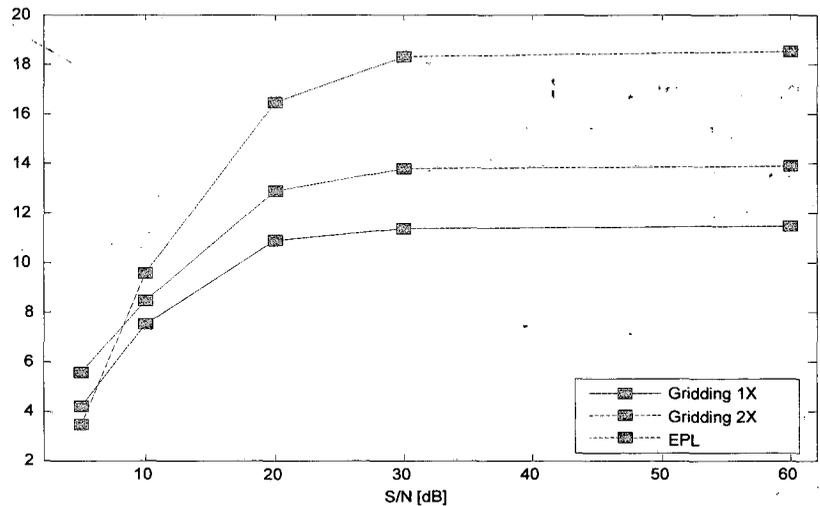


Figura 15. Comparación de la SNR de reconstrucción sobre señales ruidosas para: Gridding 1X, 2X y 100 EPL's.

Error Cuadrático Medio

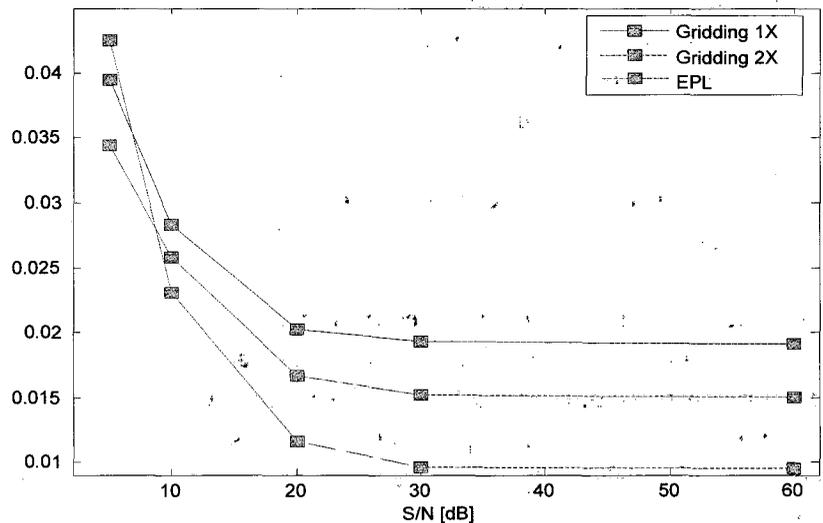


Figura 16. Comparación del erms de reconstrucción sobre señales ruidosas para: Gridding 1X, 2X y 100 EPL's.

Sobre los resultados en las reconstrucciones de señales ruidosas sobre 100 y 50 EPL's, es preferible la reconstrucción sobre 50 EPL's, ya que los datos se reducen a la mitad, mientras que las distorsiones son despreciables.

Existe un número mínimo de trayectorias y, en general, de datos muestreados en el espacio k , a fin de lograr una buena reconstrucción de la imagen deseada. Se determinó que el número trayectorias entrelazadas es par y el número de datos por trayectoria debe cubrir el espacio k , cumpliendo con las condiciones de tasa mínima de muestreo y espaciamiento frecuencial en relación al campo de vista y número de píxeles en la imagen, establecidos, éstos, por las desigualdades de Nyquist.

RECONOCIMIENTO

Los autores agradecen al Ing. Cristian Manta, estudiante de la maestría en Teleinformática de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, por su apoyo invaluable en este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Hornak J, "The basics of MRI", disponible en www.cis.rit.edu/htbooks/mri/ Copyright © 1996-2002 J.P. Hornak., All Rights Reserved. Capítulos 1 al 14.
- [2] Panepucci H, Tannús, A, 1994, "Magnetic Resonance Imaging Tutorial 1" Instituto de Física de Sao Pablo, USP, Departamento de Física e Informática, Brasil, pp: 1-25.
- [3] Lafuente J, Moreno L, 2006, "Técnica de la imagen por resonancia magnética", Libro publicado por la sociedad española de radiología

S/N Reconstrucción [dB]

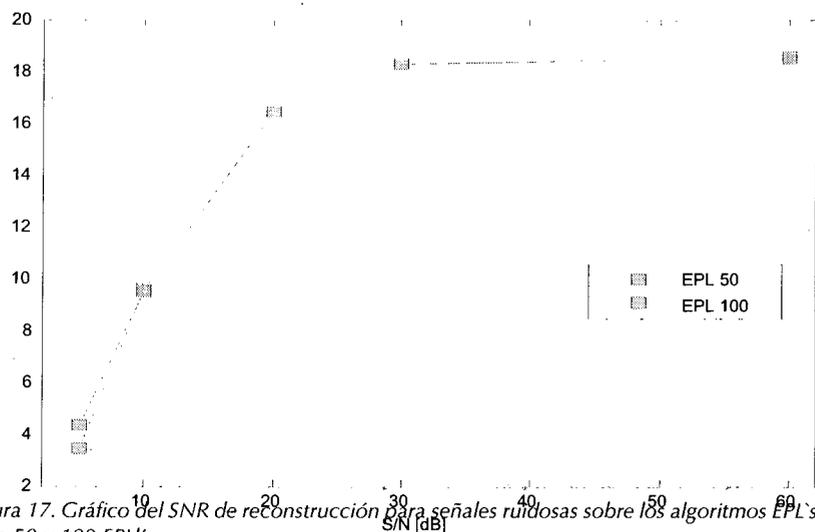


Figura 17. Gráfico del SNR de reconstrucción para señales ruidosas sobre los algoritmos EPL's para 50 y 100 EPL's.

SERAN, pp 9-28.

[4] Meiboom S, Gil D, 1958, "Modified Spin-echo method for measuring nuclear relaxation times", Rev Sci Instr, vol 29, pp: 688-691.

[5] Mansfield P, 1977, "Multiplanar image formation using nmr spin-echoes", p.p. 55-58.

[6] Dutt A, Rokhlin V, 1993, "Fast Fourier transforms for nonequispaced data" SIAM J. Sci. Comp., Vol. 14, No. 6, pp. 1368-93.

[7] Qian Y, Lin J, Jin D, 2002, "Reconstruction of MR images from data acquired on an arbitrary k space trajectory using the same image weight", Magnetic Resonance Medical p.p. 645-648.

[8] Fessler J, Sutton A, Bradley P, 2002, "A min-max approach to the multidimensional nonuniform FFT Application to tomographic image reconstruction," Proceedings IEEE International Conference on Image Processing, Vol. 1, pp. 706-9.

[9] Jackson J, Meyer I, Craig H, Nishimura, Dwight G, Macovski A, 1991, "Selection of a

Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding". IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 10, No. 3, pp 473 – 478.

[10] Oppenheim A, Johnson D, 1971, "Computation of spectra with unequal resolution using the fast Fourier transform", Proceedings, IEEE, Vol. 59, pp. 299–301.

[11] Douglas C, Noll J, Fessler, 1995, "Conjugate phase MRI reconstruction with spatially variant sample" IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 24, pp 473 – 478.

[12] Bydder M, Robson M, 2005, "Magnetic Resonance Medical" vol 53 pp: 1393-1401.

[13] Sarty GE, Bennet R, 2001, "Direct reconstruction of non Cartesian k space data using fast Fourier transform", Magnetic Resonance Medical vol 45 p.p. 908-915.

[14] Sijbers J, 1999, "Signal and Noise Estimation from Magnetic Resonance Images", Ph.D. Thesis, Department of Physics, University of Antwerp, Antwerp (Belgium), disponible en <http://143.129.203.3/visielab/theses/sijbers/html/phd.html>

[15] Cancino de G F, Ramos A, Ginori L, 2002, "Signal denoising in magnetic resonance spectroscopy using wavelets transformers", Concepts in NMR, Vol. 14, No. 6, pp. 338-401.

[16] Shepp L, Logan B, 1974, "The Fourier reconstruction of a head section," IEEE Transactions on Nuclear Sciences, Vol. 21, No. 3, pp. 21–43,.

[17] Beylkin G, 1995, "On the fast Fourier transform of function with singularities Applied and Computational Harmonic Analysis" 2, s.d., pp. 363-381.

[18] Pauly J, 2004, "Image Reconstruction Textbook. Magnetic Resonance Imaging and Reconstruction", disponible en <http://mrel.usc.edu/clas/article>. Caps. 1 al 5.

[19] Azevedo de Carvalho J, 2004, "Evaluation of the EPL and GFFT algorithms for Direct reconstruction of non-cartesian k-space data". Magnetic Resonance Imaging and Reconstruction, University of Southern California- EE-System.