

**MASTER FÍSICA BIOMÉDICA  
TÉCNICAS DE  
RECONSTRUCCIÓN DE  
IMAGEN EN RESONANCIA  
MAGNÉTICA  
(FE DE ERRATAS)**



**ROSA GANTES CABRERA**

**DIRECTORES:**

**CRISTINA SANTA MARTA PASTRANA (UNED)**

**J. MANUEL UDÍAS MOINELO (UCM)**

# Índice

<b>I. Introducción teórica.....</b>	<b>1</b>
<b>1. Introducción.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Resonancia Magnética Nuclear (NMR).....</b>	<b>1</b>
<b>3. Imagen por Resonancia Magnética (MRI) .....</b>	<b>5</b>
3.1 Tiempos de relajación al equilibrio $T_1$ y $T_2$ .....	5
3.2 Señales emitidas por la muestra.....	9
3.3 Tipos de excitación. Introducción a las secuencias de pulsos.....	10
3.4 Sistema de gradientes.....	11
3.4.1 Selección de rodaja.....	12
3.4.2 Codificación espacial .....	13
3.4.2.1 Codificación en fase .....	13
3.4.2.2 Codificación en frecuencia.....	15
3.5 El espacio k.....	16
3.5.1 Introducción al espacio k .....	16
3.5.2 Conceptos importantes en el espacio k .....	17
3.5.3 Trayectorias en el espacio k .....	20
3.6 Adquisición de datos e instrumentación .....	22
3.6.1 Adquisición de datos.....	22
3.6.2 Instrumentación .....	23
3.7 Reconstrucción de la imagen.....	25
3.8 Secuencias espín-eco y eco de gradiente.....	26
<b>4. Técnicas rápidas de adquisición de imágenes .....</b>	<b>28</b>
4.1 Secuencias rápidas .....	28
4.2 Adquisición parcial.....	30
4.2.1 Técnicas .....	30
4.2.2 Postproceso .....	32
<b>II. Materiales y métodos.....</b>	<b>32</b>
<b>5. Objetivos .....</b>	<b>32</b>
<b>6. Fourier parcial .....</b>	<b>33</b>
6.1 Motivaciones.....	33
6.2 Efectos de la adquisición parcial sobre las imágenes.....	33
6.3 Algoritmos de reconstrucción .....	36
6.3.1 Sin corrección de fase .....	38
6.3.1.1 Relleno con ceros.....	38
6.3.1.2 Relleno con ceros con preprocesado.....	39

6.3.1.3 Simetría hermítica .....	39
6.3.2 Con corrección de fase.....	39
6.3.2.1 Simetría hermítica .....	39
6.3.2.2 Método de Margosian .....	41
6.3.2.3 Algoritmo homodino.....	42
6.3.2.4 Método POCS .....	44
<b>7. Características de las imágenes y criterios de evaluación.....</b>	<b>46</b>
7.1 Simulación de adquisición parcial. Estudio cuantitativo .....	46
7.1.1 Medidas realizadas .....	47
7.2 Adquisición parcial. Estudio cualitativo.....	48
<b>III. Resultados .....</b>	<b>50</b>
<b>8. Simulación de adquisición parcial.....</b>	<b>50</b>
8.1 Medidas sobre las imágenes .....	50
8.2 Resultados sin corrección de fase .....	51
8.3 Resultados con corrección de fase .....	57
<b>9. Adquisición parcial .....</b>	<b>61</b>
9.1 Estudio cualitativo. 71,5% de espacio k adquirido.....	62
9.2 Estudio cualitativo. 55,5% de espacio k adquirido.....	64
9.3 Comentarios al estudio cualitativo.....	66
<b>IV. Conclusiones.....</b>	<b>67</b>
<b>V. Bibliografía.....</b>	<b>68</b>

## I. Introducción teórica

### 1. Introducción

La **Imagen por Resonancia Magnética (MRI)** es una disciplina relativamente nueva en la ciencia aplicada. Permite obtener imágenes de tejidos blandos en el cuerpo humano, así como de procesos metabólicos de forma no invasiva debido a la naturaleza de los campos magnéticos que utiliza [1]. Presenta gran flexibilidad y sensibilidad ante un amplio rango de propiedades de los tejidos. Se basa en el hecho de que los núcleos atómicos del cuerpo humano responden a la aplicación de campos magnéticos externos, es la aplicación del principio de **Resonancia Magnética Nuclear (NMR)** a la imagen radiológica. El adjetivo magnético se refiere a la utilización de campos magnéticos y resonancia se refiere a la necesidad de hacer coincidir la frecuencia de campos magnéticos oscilantes con la frecuencia de precesión del espín nuclear.

El descubrimiento del fenómeno de NMR por Purcell y Bloch revolucionó en primer lugar la química analítica y después la imagen médica, abriendo una nueva dimensión en el diagnóstico por imagen. Este permite obtener imágenes de alta resolución y contraste, así como de procesos fisiológicos como el flujo sanguíneo, la difusión de moléculas de agua o la actividad cortical.

La Resonancia Magnética Nuclear (NMR) presenta también aplicaciones en bioquímica y química orgánica, permitiendo así el estudio de moléculas (espectroscopia NMR) y macromoléculas (NMR biomolecular).

En un principio, la Imagen por Resonancia Magnética (MRI) se llamó imagen por Resonancia Magnética Nuclear (NMR *imaging*), pero pronto cambió de nombre debido a la presencia de la palabra *nuclear* en su primera acepción. El público percibía los dispositivos y la técnica en si relacionada con la energía nuclear, cuando en ningún caso lo está, pues no utiliza radiaciones ionizantes. La palabra *nuclear* tan sólo se refería al espín de los núcleos gracias al cual podemos obtener las imágenes.

### 2. Resonancia Magnética Nuclear (NMR)

El fenómeno de la Resonancia Magnética Nuclear se basa en la propiedad que presentan la mayor parte de los núcleos de poseer un momento angular intrínseco, el momento de espín nuclear [1]. Podemos considerar el espín nuclear como una corriente eléctrica y así asociarle un momento magnético, dado experimentalmente por:

$$\bar{\mu} = \gamma \cdot \bar{I} \quad (2.1)$$

donde  $\bar{I}$  es el momento de espín nuclear y  $\gamma$  la razón giromagnética, que para una partícula puntual en movimiento circular asume la forma  $\gamma = \frac{q}{2m}$ .

Para el núcleo de hidrógeno la razón giromagnética asume el valor:

$$\gamma = 2.675 \cdot 10^8 \frac{\text{rad/s}}{\text{T}} \quad (2.2)$$

$$\gamma_{\text{barra}} = \frac{\gamma}{2\pi} = 42.58 \text{ MHz/T}$$

donde  $T$  (Tesla) es la unidad de campo magnético,  $1T = 10^4$  G (Gauss).

Los valores del momento de espín nuclear  $\bar{I}$  pueden variar entre las distintas partículas, debido a su diferente masa. En el caso de los protones y los electrones la relación entre sus masas es de  $m_p/m_e = 1836$ . La relación entre las razones giromagnéticas es por tanto:

$$\frac{|\gamma_e|}{\gamma_p} = 658 \quad (2.3)$$

Esto es debido a la diferencia de masa de las dos partículas y es por ello que no se utiliza la imagen electrónica en vez de la imagen protónica para obtener imágenes del cuerpo humano. La frecuencia de precesión de los campos magnéticos utilizados en NMR es proporcional a  $\gamma$ . Si se utilizaran los electrones, la frecuencia de los campos sería demasiado elevada y la liberación de energía en el cuerpo demasiado alta.

El momento de espín nuclear puede tomar valores enteros o semienteros y es el resultado del acoplamiento internuclear entre los protones y los neutrones. Utilizamos  $^1\text{H}$  y no otros elementos porque la concentración de estos últimos es baja en el cuerpo humano y porque la  $\gamma$  del hidrógeno es muy alta.

Desde un **punto de vista clásico**, el efecto de un campo magnético sobre un momento magnético (en su seno) es una rotación instantánea del momento. En el caso de un campo magnético estático el efecto es una precesión del momento magnético en torno a la dirección del campo magnético estático. Esto se explica gracias a la expresión de la energía de un momento magnético inmerso en un campo  $E = -\bar{\mu} \cdot \bar{B} = -\mu B \cos \theta$ , de forma que la energía es mínima para  $\theta = 0$  y privilegia por tanto esta dirección para los momentos magnéticos en presencia de campo. La frecuencia de precesión de los momentos viene dada por la relación de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.4)$$

donde  $\omega_0$  recibe el nombre de frecuencia de Larmor.

En el fenómeno NMR estamos interesados en los efectos que la combinación de un campo magnético estático y un campo a radiofrecuencia perpendicular al campo estático poseen sobre un momento magnético. Colocamos un conjunto de momentos magnéticos bajo el efecto de un campo magnético estático y después aplicamos pulsos a radiofrecuencia para *guiar* estos momentos.

Un campo a radiofrecuencia (rf) es un campo electromagnético rotatorio de velocidad angular  $\omega$  en la zona del espectro de la radiofrecuencia. Un pulso a rf es un campo a rf aplicado en resonancia con los momentos magnéticos durante un tiempo finito. La explicación de por qué la frecuencia de los pulsos se encuentra en el rango de la radiofrecuencia se verá más adelante.

Escribimos a continuación las expresiones que describen el movimiento de un momento magnético en el interior de un campo magnético estático. La expresión del torque  $T$  que experimenta cualquier distribución de corriente en presencia de campo estático es:

$$\bar{T} = \bar{\mu} \wedge \bar{B} \quad (2.5)$$

Una torsión distinta de cero sobre el sistema hace que su momento de espín nuclear  $\bar{I}$  (total) varíe como:

$$\frac{d\bar{I}}{dt} = \bar{T} \quad (2.6)$$

Tomando ahora la relación experimental introducida antes entre el momento magnético nuclear y el momento magnético asociado, obtenemos que la ecuación de movimiento de un momento magnético en el seno de un campo magnético estático es:

$$\frac{d\bar{\mu}}{dt} = \gamma \bar{\mu} \wedge \bar{B} \quad (2.7)$$

Hasta ahora hemos visto el tratamiento para un solo momento magnético aislado, pero las interacciones de un espín con su entorno añaden modificaciones importantes a su comportamiento.

Definimos el vector magnetización nuclear como la suma de todos los vectores momento magnético de la muestra por unidad de volumen, de modo que  $\bar{M} = \frac{1}{V} \sum_i \bar{\mu}_i$ . En el caso de un campo magnético estático  $B_0$  (en dirección  $z$ ),  $\bar{M}$  es el momento magnético macroscópico por unidad de volumen en la dirección de  $B_0$ . Su intensidad resulta  $M_0 = \frac{N\mu^2 B_0}{3kT}$ , donde  $N$  es el número de momentos magnéticos,  $k$  la constante de Boltzmann y  $T$  la temperatura de la muestra.

Si aplicamos un pulso de radiofrecuencia de duración finita que aleje a la magnetización de su posición de equilibrio, después del pulso, la ecuación que describe el movimiento de la magnetización es:

$$\frac{d\bar{M}}{dt} = \gamma \bar{M} \wedge \bar{B}_{ext} \quad (2.8)$$

Analizamos más en profundidad la magnetización en términos de sus componentes paralela y perpendicular al campo magnético estático, que se supone en dirección  $z$ ,  $\bar{B}_{ext} = B_0 \hat{z}$ . La componente paralela es:

$$M_{//} = M_z \quad (2.9)$$

La componente transversal viene escrita como  $M_{xy}$  o  $M_{\perp}$  de la forma:

$$\bar{M}_{\perp} = M_x \hat{x} + M_y \hat{y} \quad (2.10)$$

Haciendo los cálculos obtenemos las ecuaciones para la evolución de la magnetización para protones no interactuantes:

$$\begin{aligned} \frac{dM_z}{dt} &= 0 \\ \frac{d\bar{M}_{\perp}}{dt} &= \gamma \bar{M}_{\perp} \wedge \bar{B}_{ext} \end{aligned} \quad (2.11)$$

Estas ecuaciones no son correctas para protones en interacción, por lo que introducimos nuevos términos:

$$\begin{aligned} \frac{dM_z}{dt} &= \frac{1}{T_1} (M_0 - M_z) \\ \frac{d\bar{M}_{\perp}}{dt} &= \gamma \bar{M}_{\perp} \wedge \bar{B}_{ext} - \frac{1}{T_2} \bar{M}_{\perp} \end{aligned} \quad (2.12)$$

$T_1$  es el tiempo de relajación espín-red, que mide la rapidez con la que la energía magnética ligada a la orientación de los momentos magnéticos en el campo puede

intercambiarse con la red y  $T_2$  el tiempo de relajación espín-espín, que mide la rapidez con la que tiende a cero la componente transversal de la magnetización.

Podemos combinar ambas ecuaciones en la ecuación de Bloch, que describe la evolución de la magnetización en un experimento de NMR:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M}_{\perp} \wedge \vec{B}_{ext} + \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z) - \frac{1}{T_2} \vec{M}_{\perp} \quad (2.13)$$

Según esta expresión la evolución temporal de las componentes longitudinal y transversal de la magnetización nuclear es:

$$\begin{aligned} M_z(t) &= M_0 \left[ 1 - \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \right] \\ M_{\perp}(t) &= M_{\perp}(0) \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) \end{aligned} \quad (2.14)$$

Las figuras 1 y 2 muestran la representación gráfica de las expresiones anteriores, es decir, la relajación al equilibrio de la magnetización longitudinal y transversal de un sistema de espines.

Desde un punto de vista clásico, el campo de radiofrecuencia (rf) genera un alejamiento entre la componente  $M_z$  y el eje z dado por un ángulo  $\theta = \gamma B_1 t$  (*flip angle*) donde  $t$  es el tiempo de aplicación del campo a rf y  $B_1$  el campo creado por el pulso. Los ángulos más utilizados son  $90^\circ$  y  $180^\circ$ .

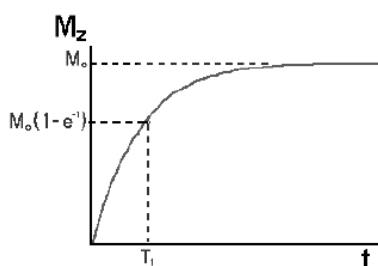


Figura 1. Evolución de la magnetización longitudinal

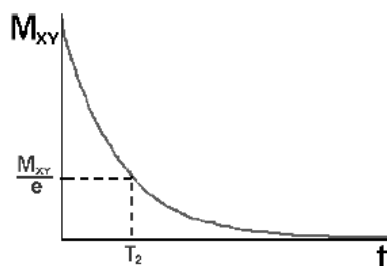


Figura 2. Evolución de la magnetización transversal

Existen diferentes secuencias de pulsos a rf caracterizadas en función de parámetros como TR (tiempo de repetición entre pulsos de excitación), TE (tiempo de eco) o  $\theta$  (*flip angle*), ángulo de rotación de la magnetización longitudinal. El significado de estos parámetros se explicará más adelante.

Desde un **punto de vista cuántico**, la aplicación de un campo magnético sobre un conjunto de momentos magnéticos genera la aparición de distintos niveles energéticos Zeeman con distinto número cuántico  $m$ , que en el caso del átomo de hidrógeno ( $I = \frac{1}{2}$ ) generan estados con  $m = +\frac{1}{2}$  y  $m = -\frac{1}{2}$ , de forma que la diferencia energética entre los dos niveles es  $\eta\omega_0$ , donde  $\omega_0$  es la frecuencia del campo magnético. El valor de la magnetización  $M_0$  representa la diferencia de población entre los dos niveles.

El efecto de un campo magnético a radiofrecuencia  $B_1$  sobre nuestro conjunto de núcleos es la generación de transiciones entre los niveles Zeeman consecuencia de la aplicación del campo estático. La diferencia entre los dos niveles energéticos

producidos en el átomo de hidrógeno es pequeña comparada con otras transiciones energéticas, se encuentra en el rango de la radiofrecuencia.

A pesar de que la mayor parte de los espines se encuentran en el estado de menor energía ( $m = +\frac{1}{2}$ ) no existe mucha diferencia entre las poblaciones de los dos niveles energéticos (pues es un estado dinámico) [2]. Sólo consideraremos la fracción de núcleos diferencia de población entre los dos estados dada por la ecuación de Boltzmann a temperatura ambiente:

$$\frac{N_+}{N_-} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \quad (2.15)$$

que mediante un desarrollo en serie de Taylor queda:

$$\frac{N_+}{N_-} = 1 + \frac{\Delta E}{kT} = 1 + \frac{h\gamma B}{2\pi kT} \quad (2.16)$$

donde  $N_+$  es el número de espines en el estado superior de energía;  $N_-$  el número de espines en el estado inferior de energía;  $\Delta E$  la diferencia energética entre los dos estados;  $k$  es la constante de Boltzmann ( $1.38066 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$ );  $T$  es la temperatura absoluta;  $B$  la intensidad de campo magnético en Tesla;  $h$  la constante de Planck ( $6.062608 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$ ) y  $\gamma$  la razón giromagnética ( $2.6751978 \cdot 10^{-8} \text{ s}^{-1}\text{T}^{-1}$  para el hidrógeno).

A partir de diferentes secuencias de pulsos a rf podemos obtener información acerca de la estructura de moléculas, biomoléculas o de la composición de tejidos.

En el siguiente apartado explicaremos aquellos conceptos importantes en MRI, así como las diferentes secuencias de pulsos utilizadas para la obtención de imágenes.

### 3. Imagen por Resonancia Magnética (MRI)

La aplicación de la resonancia magnética nuclear a la imagen radiológica se encuentra en la base de la técnica de imagen llamada MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), potente modalidad de imagen gracias a su capacidad de obtener imágenes de tejidos blandos del cuerpo humano, al igual que de sus procesos metabólicos [1]. Es flexible y sensible a una gran cantidad de propiedades de los tejidos y no invasiva. Se basa en la interacción de los núcleos de hidrógeno del cuerpo humano con campos magnéticos externos.

Como hemos ya visto, el espín nuclear de un átomo de hidrógeno, precesa en presencia de un campo magnético externo a la frecuencia de Larmor en torno a la dirección del campo. Si introducimos un gradiente de campo las frecuencias de Larmor serán diferentes en cada punto del espacio, de acuerdo con el valor del campo en dicho punto.

#### 3.1 Tiempos de relajación al equilibrio $T_1$ y $T_2$

Como explicamos antes el **tiempo de relajación  $T_1$**  es el tiempo de relajación espín-red, que mide la rapidez con la que los momentos magnéticos asociados a los espines vuelven a su situación de equilibrio [2]. Gobierna la evolución de la magnetización longitudinal y es constante para una sustancia y un campo magnético dados. Como podemos observar en la gráfica, para un tiempo  $t = T_1$ , se ha recuperado



el 64% ( $1 - \frac{1}{e}$ ) de la magnetización longitudinal inicial y para  $t = 4T_1$  se ha recuperado ya el 98%.

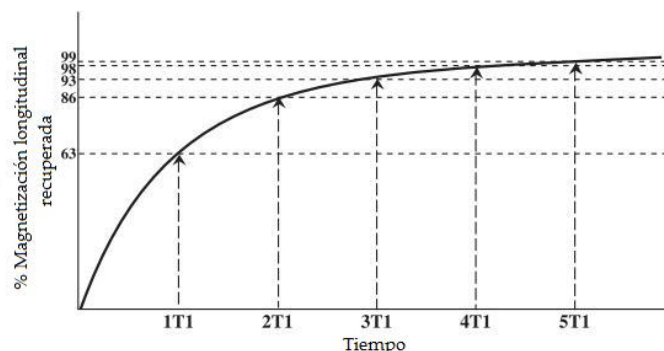


Figura 3. Evolución de la magnetización longitudinal con el tiempo

La relajación de la magnetización longitudinal se debe al intercambio de energía de los espines con el medio a través de movimientos moleculares y vibracionales en la red. Este intercambio sólo puede realizarse para valores discretos de energía, por lo que algunos tipos de estructuras son más eficientes a la hora de permitir el intercambio, ya que sus energías vibracionales y rotacionales se encuentran más cercanas a la frecuencia de Larmor. Es decir, el tiempo de relajación espín-red tiene que ver con la capacidad de los núcleos de hidrógeno para ceder energía al medio y absorberla del mismo. La transferencia de energía es más eficiente cuando las frecuencias naturales del medio (traslación, rotación y vibración) se acercan a la frecuencia de Larmor de los protones.

La molécula de agua, por ejemplo, es de pequeño tamaño. Rota y vibra rápidamente, sus frecuencias son demasiado rápidas respecto a la frecuencia de Larmor para permitir un intercambio eficaz de energía entre los espines y el medio. Contrariamente, las moléculas de grasa se mueven más lentamente y con una frecuencia cercana a la frecuencia de Larmor, debido a la frecuencia de rotación de los carbonos en torno al enlace C-C. La grasa presenta una relajación eficaz al equilibrio.

Las estructuras sólidas, como los huesos o las proteínas, presentan protones relativamente inmóviles con frecuencias menores que la frecuencia de Larmor, de forma que no facilitan la relajación de los espines al equilibrio.

De la misma forma, la relajación de tejidos biológicos es más o menos eficiente en función de la intensidad del campo magnético. En general, la relajación  $T_1$  es más eficiente para bajas frecuencias dentro del rango de campos magnéticos utilizados clínicamente.

Tejido	$T_1$ (ms) [1.5 T]	$T_1$ (ms) [4.0 T]
Sustancia gris	850-1023	1724
Sustancia blanca	550-710	1043
Líquido cefalorraquídeo	3200	4550
Grasa	200	
Músculo	800	

Tabla 1. Valores de  $T_1$  para diferentes tejidos

El otro proceso de relajación que ocurre simultáneamente a la relajación  $T_1$  es la pérdida de coherencia de fase de los espines o relajación  $T_2$ . La fase es la medida de la posición relativa de un objeto o vector y suele medirse con un ángulo  $\phi$  a lo largo de un tiempo dado. El **tiempo de relajación espín-espín**  $T_2$  se encarga de medir dicho proceso de relajación.

La pérdida de coherencia de fase no requiere ningún intercambio de energía sino que es un proceso que involucra entropía o desorden de un estado ordenado. Para un tiempo  $t = T_2$  se ha perdido el 64% de la coherencia de fase. Esta pérdida se debe a pequeñas inhomogeneidades en el campo magnético, debidas a inhomogeneidades en el imán que crea el campo o a las interacciones espín-espín propiamente dichas. Los espines experimentan campos locales combinación del campo magnético aplicado y de los campos de los espines vecinos. Esto provoca la aparición de distribuciones de frecuencias de Larmor y por tanto el desfase de los espines.

Aunque los protones se encuentren dentro de un campo magnético altamente homogéneo, el campo magnético local que experimenta cada uno de ellos puede ser algo distinto del que experimentan sus vecinos más próximos. Esto es resultado de varios factores:

1. Aunque el campo magnético sea homogéneo, puede presentar pequeñas inhomogeneidades del orden de una parte por millón (1ppm). Esto en términos de frecuencia equivale a una diferencia de 63 Hz para protones en el interior de un campo magnético de 1.5 T, es decir, un protón en el seno de un campo de 1.5 T experimenta un campo ligeramente diferente al de su vecino, que experimenta un campo de 1.500001 T. En 8 ms protones en el interior de un mismo vóxel (elemento de volumen) que experimentan variaciones de 1 ppm en su campo magnético se encuentran desfasados  $180^\circ$ , de forma que su señal se cancela perdiendo intensidad en la imagen final.
2. Existen también alteraciones del campo magnético a nivel molecular. Los átomos de oxígeno, por ejemplo, son altamente electronegativos y tienden a atraer a su alrededor la mayor parte de la nube electrónica que comparten con el átomo de hidrógeno en una molécula de agua. Así, los átomos de hidrógeno experimentan un menor apantallamiento y un mayor campo magnético, de forma que aumenta su frecuencia de precesión.
3. Diferentes sustancias tienen distintas permeabilidades magnéticas y por tanto su respuesta ante un campo magnético es diferente. Las sustancias diamagnéticas tienden a repeler las líneas de campo, mientras que las ferromagnéticas tienden a concentrarlas. Estas variaciones locales en el campo magnético provocan variaciones en la frecuencia de precesión de los núcleos.

Podemos expresar el tiempo de relajación espín-espín como:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (3.1)$$

donde  $T_2$  es el tiempo de relajación intrínseco debido a la geometría de la molécula y  $T_2'$  el tiempo de relajación debido a la inhomogeneidad de la muestra, del imán y de los gradientes.

La pérdida de magnetización transversal debida a  $T_2'$  es recuperable, pues es debida al desfase de los espines debido a las inhomogeneidades *ajenas* a los espines. Si enviamos al sistema un pulso que vuelva a situar los espines en fase podemos recuperar la señal perdida. En cambio las pérdidas debidas a  $T_2$  no son recuperables, pues están ligadas a variaciones locales, aleatorias y temporales de los campos.

La pérdida de coherencia de fase no tiene por qué ocurrir sólo entre vóxeles adyacentes, sino que puede darse en el interior de un mismo vóxel. Por ejemplo, las moléculas de grasa y agua precesan a frecuencias ligeramente diferentes, el átomo de hidrógeno en la molécula de agua se encuentra menos apantallado por la nube electrónica de su oxígeno acompañante, mucho más electronegativo. Así, experimenta un mayor campo magnético y precesa a mayor velocidad que un átomo de hidrógeno de la molécula de grasa. Si un vóxel contiene la misma cantidad de agua que de grasa en un cierto instante, los espines se encontrarán desfasados y la señal se cancelará. Aunque en otro instante pueden encontrarse en fase y sus señales se sumarán, puesto que el desfase no es constante.

El tiempo de relajación espín-espín viene determinado por la rapidez con la que se produce el desfase en los espines, y dependerá también del tipo de sustancia con la que trabajemos.

Las moléculas de agua presentan un movimiento rápido, por lo que las inhomogeneidades en el campo magnético vienen promediadas rápidamente. Se produce un desfase lento ( $T_2 \gg$ ). Además debido a su estructura molecular, la interacción entre los espines de hidrógeno es pequeña.

Los sólidos, en cambio, son un tejido muy compacto con grandes interacciones espín-espín ( $T_2 \ll$ ), es decir, grandes alteraciones de campo magnético local. Por último la grasa presenta un comportamiento intermedio entre los sólidos y el agua.

Para la mayoría de las sustancias el decaimiento de la magnetización transversal es mucho más rápido que la recuperación de la magnetización longitudinal, esto es  $T_2 \ll T_1$ . Los valores para estos dos tiempos en el caso de tejidos biológicos son aproximadamente:

$$\begin{aligned} 50 \mu\text{s} < T_1 < 1 \text{ s} \\ 10 \mu\text{s} < T_2 < 100 \text{ ms} \end{aligned}$$

El tiempo de relajación espín-retículo depende de la intensidad del campo aplicado, del tipo de equipo, de la temperatura, del espesor de tejido que se tome... Presenta mucha variabilidad y por ello su estudio no es muy útil. En cambio el tiempo de relajación espín-espín es independiente del campo aplicado.

En un principio, se esperaba que diferentes procesos patológicos pudiesen diferenciarse en función de sus tiempos de relajación  $T_1$  y  $T_2$ , pero existe un gran solapamiento entre procesos benignos y malignos. Además la caracterización de procesos patológicos a partir de su relajación es compleja y cambia a medida que el proceso patológico se desarrolla.

### 3.2 Señales emitidas tras la excitación de la muestra

- Señal de FID (*Free Induction Decay*)

Una vez que hemos apagado el impulso a radiofrecuencia, el sistema relaja al equilibrio según las ecuaciones de Bloch introducidas en el apartado 2. Las bobinas de recepción de señales suelen encontrarse siempre en el plano  $xy$ . Al encontrarse estas bobinas en un plano perpendicular al eje  $z$ , sólo las componentes transversales son capaces de generar variaciones de flujo en las bobinas de recepción, es decir, sólo estas permiten observar la relajación de la magnetización al equilibrio. Obtenemos por esto la inducción de una corriente eléctrica en la antena según la Ley de Faraday. La señal detectada en la antena se denomina *FID* (*Free Induction Decay*) como consecuencia de la variación de flujo de la magnetización transversal.

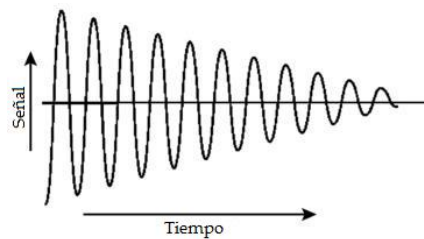


Figura 4. Señal de FID

- Señal de eco

Después del pulso a rf, generalmente  $90^\circ$ , es decir,  $M_z$  se abate  $90^\circ$  (pasa a encontrarse sobre el plano  $xy$ ) la magnetización transversal debería decaer con una constante de tiempo  $T_2$ . A causa de la inhomogeneidad del campo magnético se observa un decaimiento más rápido, con constante de tiempo  $T_2^*$ .

Como introdujimos anteriormente la pérdida de magnetización transversal debida a  $T_2'$  es recuperable. Si aplicamos sobre el sistema un pulso de reenfoque que obligue a refasarse a los espines, un pulso de  $180^\circ$  sobre el plano  $xy$ , podemos recuperar la señal perdida y obtener una señal de eco.

Las pérdidas debidas a  $T_2$  no son recuperables, pues están ligadas a variaciones locales, aleatorias y temporales de los campos.

La figura 5 muestra la relajación  $T_2$  frente a la relajación  $T_2^*$ , combinación de las pérdidas de fase recuperables y no recuperables debidas a las inhomogeneidades del campo. Esta figura ilustra gráficamente la pérdida de la intensidad de la señal debido al desfase de los espines.

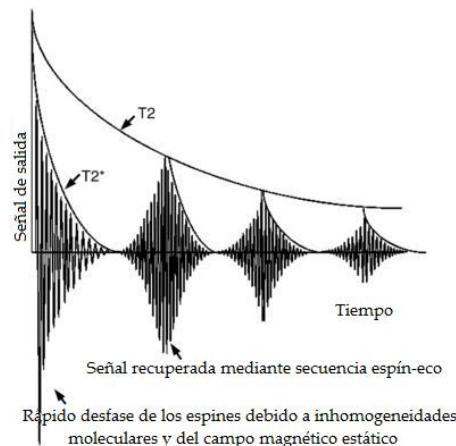


Figura 5. Relajación  $T_2$  frente a relajación  $T_2^*$  donde se muestran la señal de FID y varias señales de eco.

### 3.3 Tipos de excitación. Introducción a las secuencias de pulsos

El eco de espín puede ser generado a través de dos técnicas de excitación de los espines. La primera utiliza una pareja de impulsos a radiofrecuencia y produce el llamado **eco de Hahn**, mientras que la segunda recurre a una inversión de los gradientes de campo magnético y produce el **eco de gradiente**.

La **secuencia de Hahn** o **secuencia espín-eco** propone la aplicación de dos pulsos de radiofrecuencia. El primero es un pulso de  $90^\circ$ , seguido tras un tiempo  $\tau$  por un pulso de  $180^\circ$  (*refocusing pulse*). Este permite la focalización de los espines y por tanto la medida del tiempo de relajación  $T_2$ , evitando así los efectos de las inhomogeneidades que hacen decaer más rápidamente la magnetización transversal.

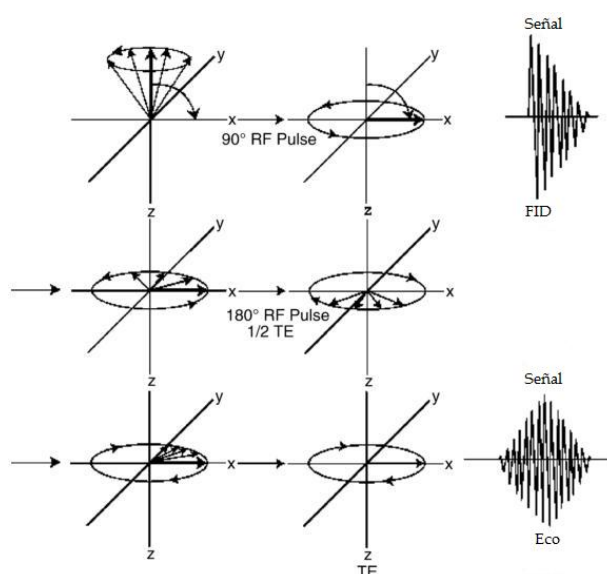


Figura 6. Diagrama que muestra la evolución del vector magnetización en una secuencia espín-eco y las señales correspondientes. La coherencia de fase se consigue gracias al pulso de  $90^\circ$ , después del cual comienza el desfase. Se aplica entonces un pulso de  $180^\circ$  que invierte la dirección de los espines permitiendo que en el máximo del eco todos los espines se encuentren en fase.

La **secuencia eco de gradiente** genera la señal de eco a través de una secuencia de gradientes de campo magnético. A diferencia de la anterior esta no produce la compensación de las inhomogeneidades del campo magnético ya que no tiene un pulso de reenfoque de  $180^\circ$ , por lo que el decaimiento de la magnetización trasversal permite determinar el tiempo de relajación  $T_2^*$ .

La señal de eco contiene información de toda la muestra.

Ilustramos a continuación los conceptos de **tiempo de repetición (TR)** y **tiempo de eco (TE)**, fundamentales en MRI. Utilizamos para ello la secuencia de pulsos espín-eco.

El tiempo de repetición TR es el tiempo entre dos pulsos de excitación, mientras que el tiempo de eco TE es el tiempo entre la aplicación del pulso de  $90^\circ$  y el máximo del eco.

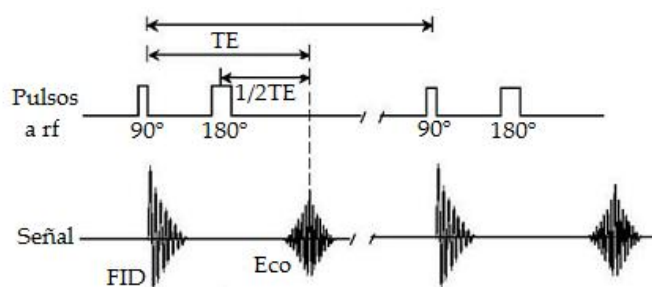


Figura 7. Secuencia espín-eco. La figura muestra los pulsos a rf junto con las señales correspondientes.

Mediante esta y otras secuencias podemos también generar distintos contrastes en la imagen modificando los tiempos característicos de la secuencia TE y TR. Así, podemos obtener imágenes ponderadas en  $T_1$ , en  $T_2$  o en densidad protónica (DP).

En este caso concreto, cuanto menor sea el tiempo de eco TE, menor desfase de los espines se producirá y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación  $T_2$  asociado a dicho desfase. Cuanto mayor sea el tiempo de repetición TR, mayor será la magnetización recuperada al inicio de la nueva secuencia de pulsos y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación  $T_1$ . Si conseguimos eliminar el efecto de los tiempos  $T_1$  y  $T_2$  de la imagen esta mostrará diferencias en función de la densidad de protones del tejido, es decir, la imagen estará ponderada en densidad protónica. De otra forma, la imagen estará ponderada en  $T_1$  o en  $T_2$ .

Una vez definidos los parámetros que determinan la secuencia de pulsos, podemos expresar la **intensidad de la señal** obtenida  $I$  a partir de la expresión:

$$I = S \cdot \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) \cdot \left( 1 - e^{-\frac{TE}{T_2}} \right) \quad (3.2)$$

donde  $S$  es la densidad de espines de la muestra, TR el tiempo de repetición y TE el tiempo de eco.

La **densidad de espines** de la muestra (*proton spin density*) es un parámetro importante en la intensidad de la señal que recibimos del tejido. Las sustancias que contienen un mayor número de átomos de hidrógeno presentan mayor intensidad de señal que aquellas que contienen un menor número.

### 3.4 Sistema de gradientes

Resumiendo, debido a un campo magnético estático los espines se encuentran en precesión en torno a la dirección de dicho campo, que consideramos dirección  $z$ . En general, un pulso a rf de  $90^\circ$  abate la magnetización sobre el plano  $xy$  donde comienza el desfase de los espines. En el caso de la secuencia espín-eco, un tiempo  $\tau$  ( $\tau = TE/2$ ) más tarde se aplica un pulso a  $180^\circ$  que permite recuperar de nuevo la coherencia de fase y la generación de un eco en un tiempo TE desde la aplicación del pulso a  $90^\circ$ .

Una vez comprendida la formación de la señal de eco en MRI nuestro propósito es averiguar cómo podemos separar las señales que nos llegan de cada punto del tejido, es decir, cómo obtener información concreta sobre cada punto de la imagen y no sobre la imagen al completo. Nos encontramos ante uno de los conceptos más complicados de la MRI.

En este momento es necesaria la introducción de los gradientes de campo magnético, generados mediante el paso de corriente eléctrica alterna a través de bobinas. Su presencia provoca que las señales de los tejidos presenten frecuencias dependientes de su posición  $p(x,y,z)$ , de la forma:

$$\omega(p) = \gamma \cdot B(p) = \gamma \cdot (B_0 + G \cdot p) \quad (3.3)$$

donde  $\gamma$  es el factor giromagnético, constante para un núcleo dado,  $B$  es el campo magnético en función de la posición  $p$ ,  $B_0$  es el campo magnético estático y  $G$  es el gradiente de campo magnético aplicado a lo largo de una dirección cualquiera.

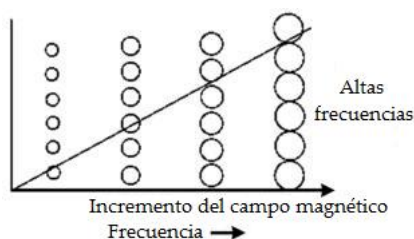


Figura 8. Gradiente de campo magnético. Las frecuencias de precesión de los protones se indican mediante círculos de tamaño creciente.

En un campo magnético homogéneo ( $G = 0$ ) las señales de todos los puntos del objeto presentan una misma frecuencia y fase, es decir, todos los momentos magnéticos se encuentran precesando a la misma frecuencia y con una misma fase, por lo que sus señales se suman constructivamente. Necesitamos separar la contribución de cada uno de estos puntos.

### 3.4.1 Selección de rodaja

Cuando una sustancia se encuentra en el seno de un campo magnético los protones que la componen se alinean con el mismo en un movimiento de precesión. La frecuencia de precesión de los protones depende exclusivamente de la intensidad del campo magnético según la relación de Larmor, por lo que si aplicamos un gradiente de campo a lo largo de la dirección  $z$ , los núcleos precesarán a distintas frecuencias en función de su posición.

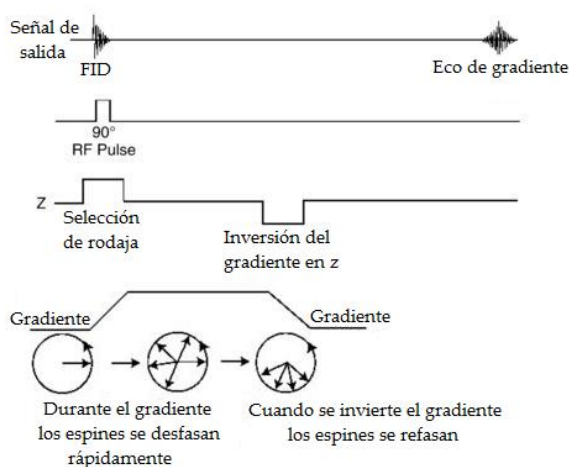


Figura 9. Secuencia eco de gradiente. Cuando se aplica el gradiente  $G_z$  los espines comienzan a desfase muy rápidamente, con mayor velocidad de desfase cuanto más intenso sea el gradiente al que se ven sometidos. El gradiente negativo que ilustra la figura pretende recuperar la coherencia de fase perdida con la introducción del primer gradiente  $G_z$ .

Para conseguir la excitación de los núcleos (la rotación de la magnetización desde un punto de vista clásico) debemos irradiar el sistema con una energía de frecuencia igual a la frecuencia de Larmor de los núcleos que deseamos excitar.

Por ejemplo, supongamos que nuestro sistema está compuesto por espines en el interior de un campo magnético estático de 1.4565 T, lo que hace que estos presenten frecuencias de precesión de 62 MHz. Si aplicamos un pequeño gradiente de campo en dirección  $z$  de 0.0235 mT/m, aquellos espines que se encuentren a menor  $z$  precesarán con una frecuencia de 62 MHz, mientras que los que se encuentren a mayor  $z$  lo harán con una frecuencia de 62.001 MHz.

Si irradiamos ahora la muestra con un pulso a rf de  $90^\circ$  de anchura de banda (*bandwidth*) 62 MHz  $\pm 1000$  Hz todos los protones serán excitados. En cambio si la anchura de banda es más estrecha, como por ejemplo 62.0050 MHz  $\pm 10$  Hz, sólo excitaremos una banda estrecha de núcleos y sólo ellos contribuirán a la señal.

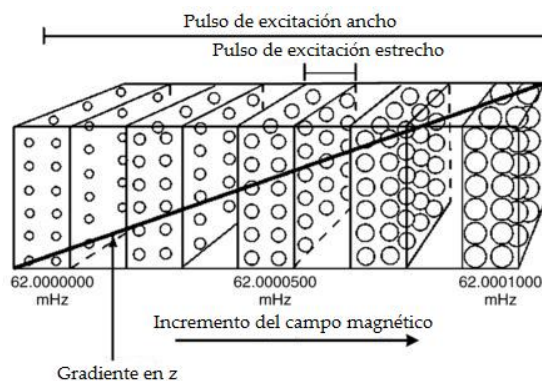


Figura 10. Gradiente en dirección  $z$  a través de un volumen de tejido. Con un pulso de excitación estrecho sólo la franja central de los núcleos de hidrógeno interactuará con la radiofrecuencia incidente y será excitada.

Así hemos conseguido reducir el problema de 3D a 2D en términos de localización espacial. El gradiente de campo en dirección  $z$  ( $G_z$ ) es un gradiente de selección de rodaja (*slice selection*) por convencionalismo, en realidad se puede aplicar en cualquier dirección.

### 3.4.2 Codificación espacial

Un conjunto de píxeles con una misma frecuencia se asemeja a un coro cantando al unísono. En estas circunstancias, un oyente situado a una cierta distancia del coro no podría diferenciar cuál de las personas canta con el tono más bajo, de la misma forma que no podríamos diferenciar qué zona del tejido presenta la señal MR más fuerte en ausencia de gradientes.

La estrategia en MRI es aplicar un campo magnético diferente en cada punto, de forma que cada posición del objeto experimente un campo distinto y pueda diferenciarse de manera unívoca. Retomando la analogía del coro, una codificación que nos permitiría diferenciar a cada uno de los cantantes del coro sería por ejemplo, conseguir que los cantantes de la primera fila comenzaran a cantar primero, los de la segunda fila un poco más tarde, luego los de la tercera y así sucesivamente. Ya seríamos capaces de diferenciar las voces de cada una de las filas, pero ¿cómo diferenciar a cada uno de los cantantes en cada fila? Podríamos decir a los cantantes de la primera columna que comenzasen a cantar en un tono, a los de la segunda que cantasen en un tono una nota mayor, a los de la tercera que cantasen en un tono una nota mayor que los de la segunda, y así sucesivamente. De esta manera conseguiríamos identificar a cada uno de ellos y como consecuencia saber cuál de ellos es el que canta con el tono más bajo. De manera análoga, en MRI los tejidos se codifican mediante los gradientes para *cantar* con fases y frecuencias únicas para cada punto.

Estos gradientes se aplican en las direcciones  $x$  e  $y$  y reciben el nombre de  $G_x$ , gradiente de lectura o gradiente de codificación en frecuencia y  $G_y$  o gradiente de codificación en fase respectivamente.

#### 3.4.2.1 Codificación en fase ( $G_y$ )

Una vez que hemos reducido el objeto de 3D a 2D mediante la aplicación de un gradiente en dirección  $z$ , la codificación en fase es el siguiente paso para la obtención de imágenes en MRI.

Una vez aplicado el pulso de  $90^\circ$  con el gradiente  $G_z$  apagado, los espines se encuentran precesando en el plano  $xy$  con una misma frecuencia y una misma fase.



Asumamos por simplicidad que no existe pérdida de la coherencia de fase. Si en este momento aplicamos un gradiente en dirección  $y$ , aquellos espines que experimenten mayor intensidad de campo comenzarán a precesar más rápido, de forma que los espines adquieren diferente fase en función de su posición pues el cambio en la fase es uniforme a lo largo del gradiente aplicado. Todos los espines de una misma fila en dirección  $x$  presentarán una misma fase, no así los espines de una misma columna. (Hemos tomado como dirección de codificación de fase la dirección  $y$ , pero de la misma forma podríamos haber escogido la dirección  $x$ ).

Si ahora apagamos el gradiente  $G_y$  los espines vuelven a precesar con una misma frecuencia, pero conservan *memoria* acerca de su fase relativa, se ha producido un cambio permanente en la fase de cada fila. Esto puede observarse en las siguientes figuras.

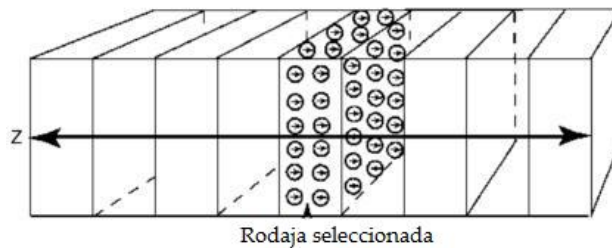


Figura 11. Una vez aplicado el gradiente  $G_z$  tendremos una rodaja de espines excitados precesando en el plano  $xy$ .

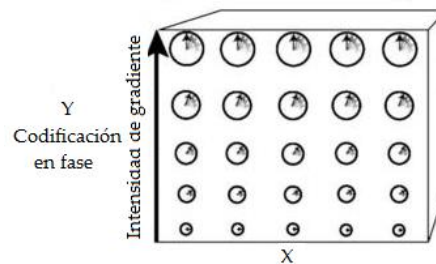


Figura 12. El gradiente de codificación de fase  $G_y$  provoca que aquellos espines que experimenten un mayor campo precesen más rápido. Así, los espines adquieren distintas fases en función de la intensidad de campo que experimenten.

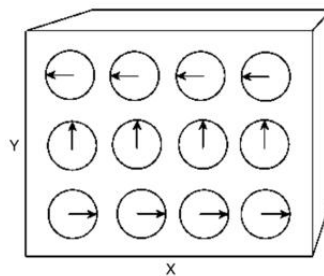


Figura 13. Al final del gradiente  $G_y$  las fases de los espines se encuentran codificadas a lo largo de la dirección  $y$

Debemos aplicar un gradiente de codificación de fase  $G_y$  distinto cada vez que apliquemos la secuencia de pulsos, codificamos así distintas frecuencias espaciales en  $y$ . Con cada uno de ellos obtendremos una señal de eco diferente.

En este punto y debido a la variación del campo magnético estático comienza a producirse un desfase rápido de la muestra. A través de un pulso de  $180^\circ$  conseguimos que para un tiempo  $t = TE$  todos los espines de cada columna se encuentren de nuevo en fase.

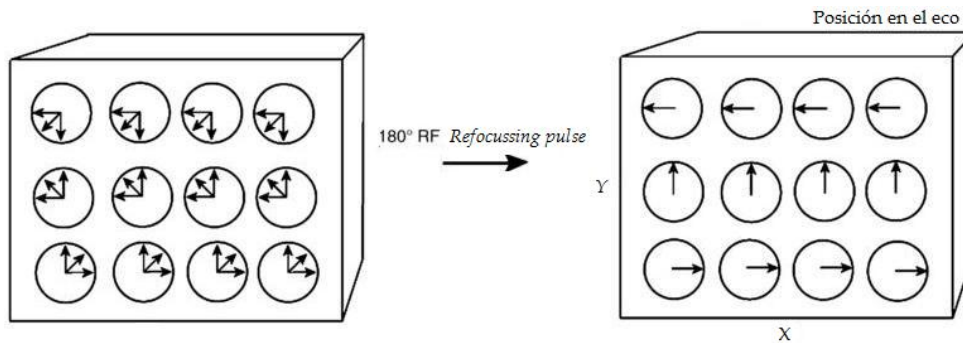


Figura 14. Los espines de los protones son invertidos mediante un pulso de  $180^\circ$ . Aún así, recuerdan su fase anterior y como podemos observar existe una diferencia de fase entre espines de diferentes columnas.

Con la aplicación de este gradiente, cada fila del objeto adquirirá una fase diferente, de forma que al apagarlo obtendremos una codificación espacial del objeto *en columnas*. Cuanto mayor sea la intensidad del gradiente, más rápida será la variación de la fase de los espines dentro de una misma columna. Cada intensidad de gradiente corresponderá a una frecuencia espacial de variación.

Cualquier gradiente que apliquemos antes de la lectura del eco codificará en fase, pues una vez que lo apagamos los espines vuelven a recuperar su frecuencia de precesión original (según el campo estático) y el único cambio apreciable será la diferencia de fase. La codificación en fase es por esto una codificación estática.

#### 3.4.2.1 Codificación en frecuencia

El último paso para conseguir una caracterización única de cada píxel de la imagen es la aplicación de un nuevo gradiente a lo largo del eje  $x$ . Este se aplica durante la lectura de la señal, por lo que recibe el nombre de gradiente de lectura y permite que los espines experimenten diferentes campos magnéticos en función de su posición a lo largo de la dirección  $x$  como muestra la figura.

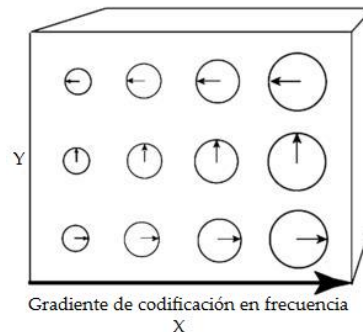


Figura 15. Aplicación de un gradiente en dirección  $x$ . Aquellos espines que experimenten mayor campo precesarán a mayor velocidad, es decir, con una mayor frecuencia.

Una vez aplicados estos gradientes cada píxel puede ser caracterizado unívocamente en términos de su fase y su frecuencia.

El gradiente de codificación en frecuencia sólo puede aplicarse durante la lectura del eco, no existe otra forma de codificar frecuencias. Si lo aplicásemos antes de la lectura, al apagarlo todos los espines volverían a precesar a la misma frecuencia y habríamos obtenido otra nueva codificación en fase. Es por esto que al igual que la codificación en fase es una codificación estática, la codificación en frecuencia es una codificación dinámica.

### 3.5 El espacio k

#### 3.5.1 Introducción al espacio k

El espacio k es la representación del contenido en frecuencias espaciales del objeto, es donde se escriben las señales de voltaje recibidas de la muestra, es decir, las señales de eco [3].

Cuando aplicamos los gradientes de codificación espacial pretendemos individualizar cada píxel de la imagen, de forma que los protones en cada uno de ellos precesen con una frecuencia y una fase únicas.

Una vez aplicado el gradiente de selección de rodaja, el gradiente de codificación de fase realiza una codificación *en columnas* del objeto. Cada intensidad de gradiente  $G_y$  corresponde por tanto a una frecuencia espacial. Tras la aplicación de  $G_y$  y durante la lectura del eco, codificamos de nuevo la señal de la muestra pero esta vez en frecuencias, de forma que el eco obtenido corresponde a una determinada intensidad de  $G_y$ , es decir, a una determinada frecuencia espacial en  $y$ , y a todas las intensidades de  $G_x$ , esto es, a todas las frecuencias espaciales en  $x$ . Denominamos  $k_x$  y  $k_y$  a los ejes del espacio k.

La señal de eco recogida en MRI puede escribirse como un grupo de funciones periódicas sinusoidales caracterizadas por distintas fases y frecuencias. Como hemos ya introducido cada eco corresponde a una única  $k_y$  y a todas las  $k_x$  posibles. Por ello, cada punto del espacio k contiene información de toda la imagen y cada punto de la imagen es combinación de todos los datos del espacio k.

El espacio k y el espacio de la imagen son representaciones alternativas de un mismo objeto. El primero representa señales de voltaje en función de coordenadas de frecuencia espacial  $k_x$  y  $k_y$  (dominio de frecuencias) mientras que el espacio de la imagen recoge intensidad de señal en función de coordenadas espaciales  $x$  e  $y$ . La herramienta matemática que relaciona ambos espacios es la transformada de Fourier.

En la siguiente figura podemos ver la representación de un espacio k junto con su imagen asociada. La escala para la representación de dicho espacio es logarítmica.

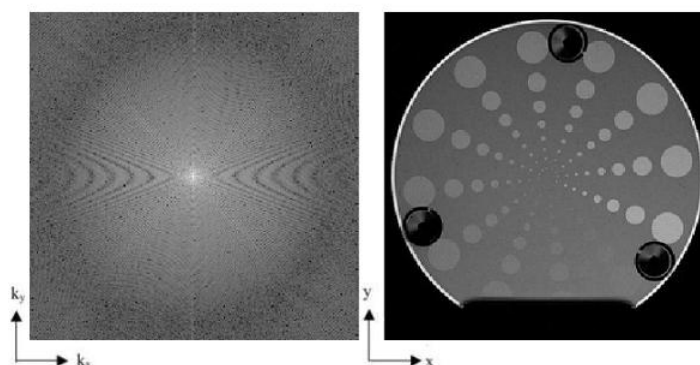


Figura 16. Espacio k de un objeto e imagen correspondiente a dicho espacio k.

Hemos dicho que el espacio k y el espacio de la imagen son representaciones alternativas de un mismo objeto. Las señales en MRI, como en el caso del sonido, pueden representarse de dos formas distintas pero equivalentes. Estos pares de variables incluyen tiempo y frecuencia para el sonido y posición y frecuencia espacial para MRI.

La posición en el espacio  $k$  ( $k_x, k_y$ ) viene gobernada por el efecto acumulativo de los gradientes a lo largo de los ejes correspondientes desde el pulso de excitación hasta el momento en el que los datos son recogidos. Matemáticamente las coordenadas  $k_x$  y  $k_y$  vienen dadas por:

$$k_x(t') = \int_0^{t'} \gamma G_x(t) dt \quad \text{y} \quad k_y(t') = \int_0^{t'} \gamma G_y(t) dt \quad (3.4)$$

donde  $\gamma$  es la razón giromagnética,  $G(t)$  es la intensidad del gradiente en función del tiempo y  $t'$  es el tiempo en el que tomamos los datos.

Cuanto mayor sea el número de espines con una determinada frecuencia espacial más intensa será la señal.

### 3.5.2 Conceptos importantes en el espacio $k$

- La intensidad y duración de los gradientes establecen la posición de un punto en el espacio  $k$ , es decir, cuanto mayor sea el área del gradiente aplicado, más lejos del centro del espacio  $k$  (correspondiente a  $k_x = 0, k_y = 0$ ) se encontrará el punto correspondiente.
- Para el procesamiento de los datos es necesario que las señales se encuentren digitalizadas, esto es, deben ser discretizadas y en los intervalos de tiempo adecuados. La frecuencia mínima de muestreo adecuada para evitar artefactos en la imagen recibe el nombre de frecuencia de Nyquist.

El número de puntos recogidos a lo largo de cada eje del espacio  $k$  es típicamente una potencia de 2 (es decir, 128, 256 ó 512).

- Las coordenadas del espacio  $k$  son frecuencias espaciales, con unidades de inversa de la distancia ( $m^{-1}$ ). La frecuencia espacial describe la tasa de variación de las características de la imagen en función de la posición. Las imágenes RM de un objeto grande y uniforme, como por ejemplo el hígado, no varían esencialmente a través de un amplio rango de coordenadas espaciales, por lo dicho objeto produce una gran cantidad de señales de baja frecuencia espacial. En cambio, cuando encontramos el borde del hígado, las señales cambian rápidamente en función de la posición. Las interfases entre tejidos, los cambios bruscos en la intensidad de la señal, vienen codificados por altas frecuencias espaciales.
- Gran parte de la información sobre la imagen, incluyendo el contraste y la forma general, está contenida en el centro del espacio  $k$ , lo que presenta importantes aplicaciones para algunas secuencias de pulsos. Esto es, una imagen reconstruida a partir de datos de baja frecuencia situados en el centro del espacio  $k$  presenta baja resolución espacial, mientras que una imagen reconstruida a partir de los datos de la periferia del espacio  $k$  revela información de los detalles de alta frecuencia, es decir, de los bordes de la imagen.

En general, la intensidad de señal es mayor en el centro del espacio  $k$ , pues los objetos suelen presentar menos protones con  $k_x$  elevadas, es decir, existe un menor número de zonas donde la frecuencia cambie de forma rápida.

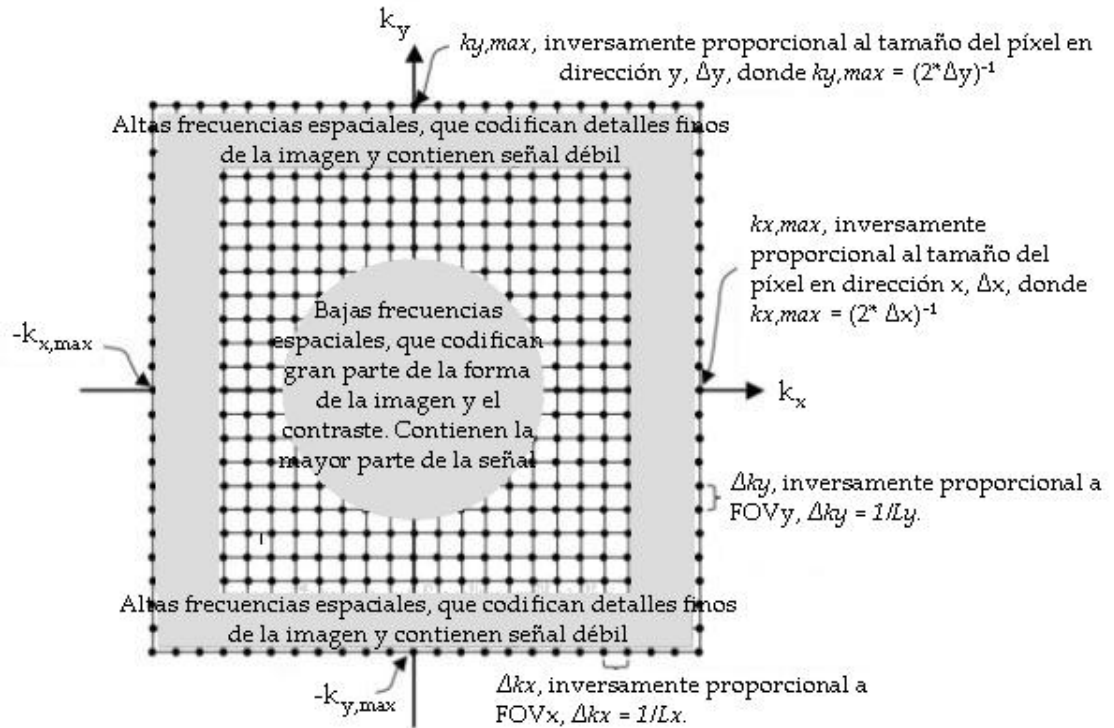


Figura 17. Características generales del espacio k

La figura 18 representa varios espacios k y sus imágenes asociadas. El primer conjunto de imágenes muestra un espacio k completo y su imagen correspondiente. En el segundo caso vemos cómo al eliminar gran cantidad de información en el espacio k (hemos convertido en ceros las líneas correspondientes a las altas frecuencias) la imagen es aceptablemente buena, aunque podemos observar un cierto emborronamiento consecuencia de la eliminación de altas frecuencias. En el tercer y último caso hemos convertido en ceros las líneas centrales del espacio, obteniendo una imagen en la que sólo se aprecian los bordes de la misma.



(a)



(b)

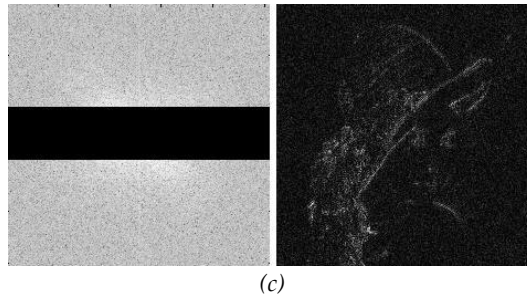


Figura 18. La figura (a) muestra un espacio  $k$  completo y su imagen asociada. En la figura (b) se han convertido en ceros los datos de la periferia y en (c) los datos de las líneas centrales del espacio  $k$ . Podemos observar la gran diferencia apreciable en las imágenes en estos dos últimos casos.

- Gradientes de área pequeña codifican eventos que presentan bajas frecuencias espaciales. Estos datos se representan en el centro del espacio  $k$ . Gradientes de área grande codifican eventos de altas frecuencias espaciales, representados en la periferia del espacio  $k$  [4].

Comenzando con información de baja frecuencia espacial en el centro del espacio  $k$  y añadiendo progresivamente más datos de la periferia en la reconstrucción mejoramos la resolución de la imagen, pero no el contraste, como se puede apreciar en la figura 19.

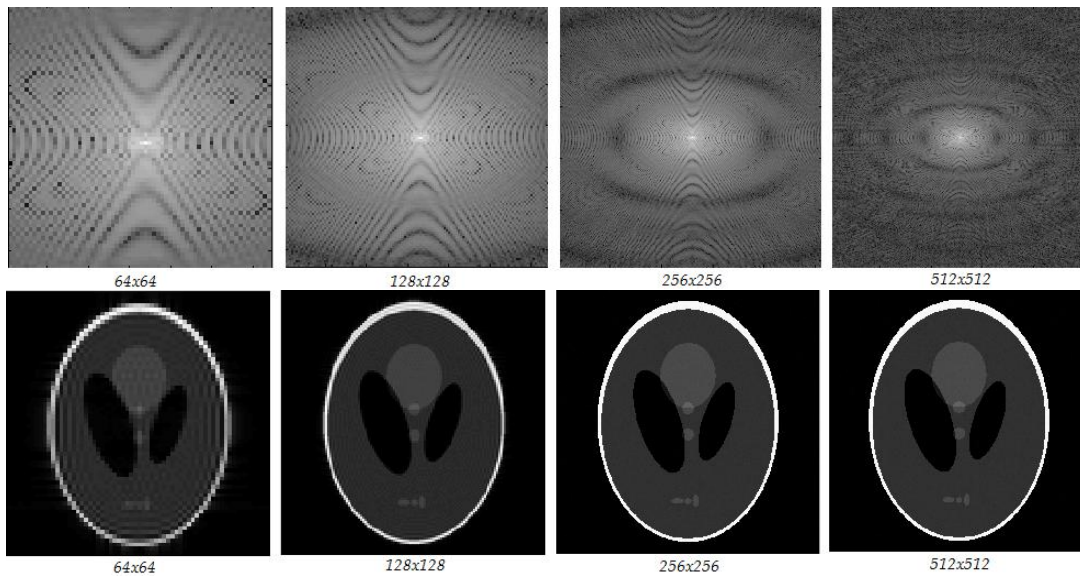


Figura 19. Espacios  $k$  y figuras correspondientes. Comenzamos reconstruyendo la imagen con los datos de bajas frecuencias espaciales del centro del espacio  $k$  y añadimos progresivamente información de altas frecuencias espaciales, situadas en la periferia de la imagen.

- Algunas expresiones que relacionan el espacio  $k$  con el espacio de la imagen:

$$\begin{aligned}
 k_{x,\max} &= [2 \cdot \Delta x]^{-1} & k_{y,\max} &= [2 \cdot \Delta y]^{-1} \\
 \Delta k_x &= \frac{1}{L_x} & \Delta k_y &= \frac{1}{L_y}
 \end{aligned}
 \tag{3.5}$$

donde  $k_x$  y  $k_y$  son los valores máximos de las frecuencias espaciales en el espacio  $k$ ,  $\Delta x$  y  $\Delta y$  las dimensiones del píxel en el dominio de la imagen y  $L_x$  y  $L_y$  las dimensiones del objeto.

- La resolución espacial de una imagen se define en función del tamaño de sus píxeles, es decir, dado un FOV (*Field of View*) de tamaño  $L \times L$  y una matriz de dimensiones  $N_x \times N_y$ , la resolución espacial de la imagen se define como:

$$\Delta x = \frac{L}{N_x} \quad \Delta y = \frac{L}{N_y} \quad (3.6)$$

- El espacio  $k$  presenta simetría conjugada o hermitica respecto al origen, lo que hace que los cuadrantes primero y tercero del mismo sean imágenes especulares, al igual que el segundo y cuarto. Esta característica permite gran variedad de aplicaciones, entre otras la reconstrucción parcial, objetivo de nuestro trabajo.

### 3.5.3 Trayectorias en el espacio $k$

Existen diferentes formas de adquirir los datos del espacio  $k$ . El orden de llenado del espacio  $k$  recibe el nombre de trayectoria. Hay cuatro grandes clases de trayectorias: cartesiana, eco-planar (EP), radial y espiral [3].

En general la **trayectoria cartesiana** es la más utilizada en adquisición de datos y es en concreto la utilizada en este trabajo. Consiste en la adquisición línea a línea del espacio  $k$ . Para un valor de  $k_y$  fijo adquirimos todos los posibles valores de  $k_x$ . Es decir, aplicamos una secuencia de pulsos para un determinado valor del gradiente  $G_y$  y adquirimos un eco, correspondiente a una línea del espacio  $k$ . Una vez hecho esto, aplicamos de nuevo la misma secuencia de pulsos con un nuevo gradiente de codificación en fase, adquiriendo otra línea diferente a la anterior. Y así sucesivamente. El orden de adquisición de las líneas puede variar en función del objetivo que pretendamos. Podemos recoger las líneas del espacio  $k$  desde arriba hacia abajo o viceversa. También podemos alternar líneas comenzando por el centro del espacio  $k$ . Todo depende del tipo de objeto que queramos estudiar o de los aspectos del mismo que queramos dominen la imagen.

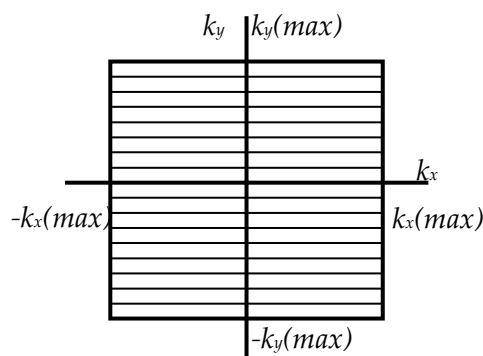


Figura 20. Espacio  $k$

Dentro de este grupo de trayectorias quedan incluidas aquellas en las que se adquiere más de una línea del espacio  $k$  (correspondiente a varias frecuencias espaciales  $k_y$ ) con una sola aplicación de la secuencia de pulsos. Las secuencias correspondientes a este modo de adquisición son secuencias rápidas de las que hablaremos más adelante.

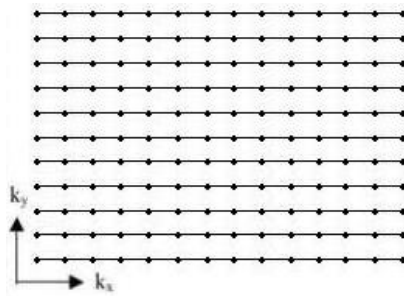


Figura 21. Trayectoria cartesiana

Las trayectorias del segundo tipo, **trayectorias eco-planares**, permiten la adquisición de una gran parte del espacio  $k$  (*multi-shot acquisition*) o incluso del espacio  $k$  al completo (*single-shot acquisition*) con una sola aplicación de la secuencia de pulsos. Permiten un tiempo de adquisición mucho menor que en el caso anterior, puesto que es del orden del TR en el caso de *single-shot*, quedando multiplicado por el número de ejecuciones de la secuencia de pulsos en el caso de *multi-shot*. La figura 22 muestra una típica trayectoria EP, en la que todo el espacio  $k$  es adquirido mediante una única aplicación de la secuencia de pulsos.

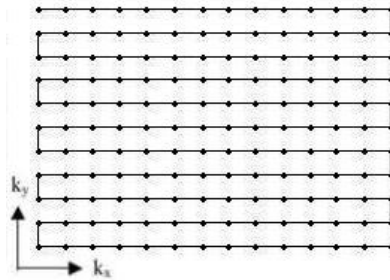


Figura 22. Trayectoria eco-planar

Podemos observar cómo en las trayectorias eco-planar y cartesiana los puntos adquiridos se encuentran equiespaciados, de forma que tanto las altas frecuencias espaciales como las bajas presentan un mismo peso en la imagen final, facilitando así la reconstrucción de la imagen mediante transformada de Fourier bidimensional.

Las **trayectorias radiales** recogen datos del espacio  $k$  correspondientes a líneas que pasan por su centro. Cada una de estas líneas se adquiere mediante una única aplicación de la secuencia de pulsos (*single-shot*) y proporciona información sobre altas y bajas frecuencias del objeto, pues *barre* todas las frecuencias  $k_x$  y  $k_y$ .

Para reconstruir la imagen se interpolan los datos adquiridos para construir un espacio  $k$  cartesiano, a partir del cual y mediante Transformada inversa de Fourier se obtiene la imagen.

En el caso de trayectorias cartesianas si adquirimos, por ejemplo, un espacio  $k$  de dimensiones  $256 \times 256$  debemos adquirir 256 líneas, correspondientes cada una de ellas a una única frecuencia espacial  $k_y$ . En cambio, si utilizamos trayectorias radiales podemos adquirir un número mucho menor de líneas y reconstruir un espacio  $k$   $256 \times 256$  mediante interpolación. De esta forma, podemos disminuir notablemente el tiempo de adquisición. Son trayectorias rápidas.

Las **trayectorias en espiral** cubren el espacio  $k$  de forma parcial o completa con una única secuencia de pulsos. Son también muy rápidas y presentan una gran ventaja con respecto a otras trayectorias, los datos son simétricos con respecto al origen.



Normalmente la espiral comienza en el centro del espacio  $k$ , lo que implica su adquisición temprana. Esta característica y la simetría de los datos respecto al origen permiten la disminución de artefactos debidos al movimiento. La desventaja de este tipo de trayectorias es la presencia de emborronamiento en la imagen debido al número reducido de datos adquiridos y a la interpolación.

Cada brazo de la espiral se adquiere de un único disparo (*single-shot*) y cada espacio  $k$  consta de varias espirales.

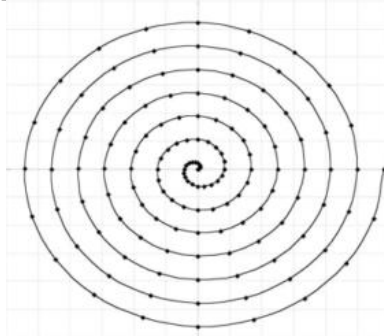


Figura 23. Trayectorias radial y espiral. La línea continua muestra una trayectoria espiral mientras que los puntos determinan una trayectoria radial.

La reconstrucción de la imagen es análoga a la de las trayectorias radiales. Primero se realiza una interpolación para obtener un espacio  $k$  cartesiano y por último se obtiene la imagen mediante Transformada de Fourier inversa.

### 3.6 Adquisición de datos e instrumentación

#### 3.6.1 Adquisición de datos

Inicialmente tanto la emisión como la recepción de radiación electromagnética en MRI se realizaban a lo largo de un mismo eje, en una misma dirección [5]. El diseño de este tipo de bobinas era más sencillo pero a su vez era más ineficiente a la hora de transmitir pulsos a radiofrecuencia, así como no era capaz de extraer toda la información posible acerca de la señal emitida por la muestra.

La solución a estas limitaciones vino en forma de bobinas en cuadratura o circularmente polarizadas para la recepción de señales, pues la magnetización de la muestra queda unívocamente determinada bajo la presencia de dos receptores, denominados en general canal real y canal imaginario.

Esta designación es totalmente arbitraria, pues la señal de uno de los canales no es más real que la señal medida en el otro canal. Los términos en fase y en cuadratura (se suelen denotar  $I$  y  $Q$ ) son quizá más convenientes. Estos se definen como componentes de la señal total cuya fase está desplazada  $0^\circ$  y  $90^\circ$  con respecto al oscilador a radiofrecuencia situado en el interior del scanner.

La magnetización puede ser interpretada por tanto como un vector en el espacio con componentes real e imaginaria, obtenidas a través de los canales  $I$  y  $Q$ , por lo que los datos pueden ser reconstruidos de diferentes formas: como una imagen *real*, como imagen *imaginaria*, como imagen *en magnitud* o como imagen *en fase*.

La imagen más utilizada es la imagen en magnitud, obtenida como la raíz cuadrada de la suma de las partes real e imaginaria al cuadrado.

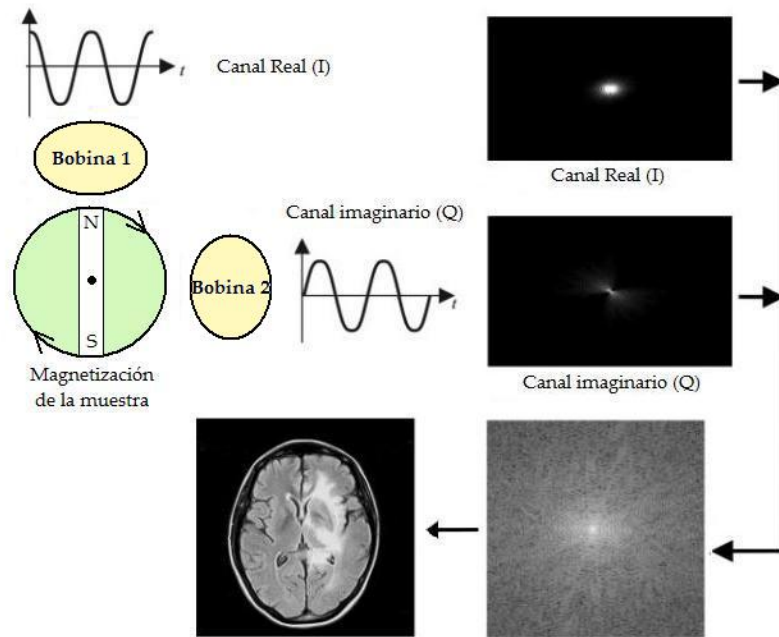


Figura 24. Esquema de la detección en cuadratura que muestra la combinación de datos de los canales real e imaginario para la construcción del espacio k completo, a partir del cual obtendremos la imagen.

Las bobinas de adquisición forman parte del sistema a radiofrecuencia explicado en el siguiente apartado del trabajo. Las bobinas pueden ser de superficie, en general flexibles, o de volumen, rígidas.

### 3.6.2 Instrumentación

Un equipo de Resonancia Magnética consta de los siguientes elementos fundamentales:

- Imán principal

El imán principal crea el campo magnético estático que produce la magnetización macroscópica de la muestra [16]. Su formato determina esencialmente el diseño del equipo de MRI (imán cerrado, tipo túnel o imán abierto).

Los imanes más utilizados son de tipo superconductor, compuestos por una bobina superconductora (enfriada con helio) inmersa en nitrógeno líquido. Producen campos magnéticos fuertes y homogéneos, pero son caros y requieren un mantenimiento regular. La figura 25 muestra un imán principal.

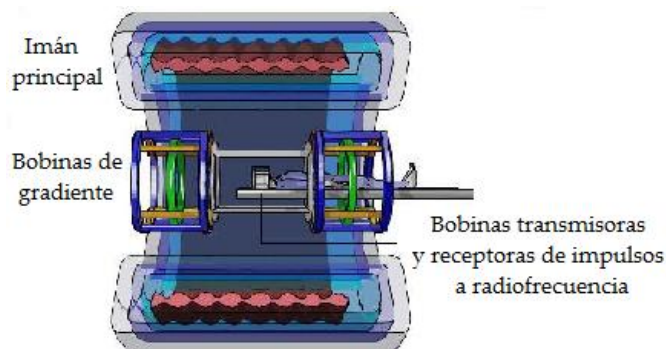


Figura 25. Imán principal en MRI

Los imanes superconductores funcionan de forma continua. Para limitar las restricciones de la instalación del imán, el dispositivo presenta un revestimiento tanto pasivo (metálico) como activo (una bobina superconductora externa cuyo campo se opone al de la bobina interior) para reducir el campo magnético perdido.

En general, todos los imanes de MRI utilizados en imagen clínica utilizan campos magnéticos cuya intensidad oscila entre 0.2T y 3T. No existen definiciones estrictas para *high field MRI* y *low field MRI*, aunque en general intensidades del orden de 1 T o superiores se clasifican como alto campo e intensidades de 0.2 T o inferiores como bajo campo. En el caso de investigación con animales, las intensidades de campo magnético utilizadas están comprendidas entre 7 T y 11 T.

- Bobinas generadoras de gradiente

Los gradientes de campo magnético son necesarios para realizar la codificación espacial del objeto. Producen una variación lineal en la intensidad del campo en una dirección concreta del espacio y lo consiguen mediante pares de bobinas situadas en cada dirección. Esta variación se añade al campo magnético principal, más potente. Los gradientes de campo se muestran en la figura 26.

El rápido apagado y encendido de los gradientes de campo induce corrientes en los materiales conductores cercanos a los gradientes (cables eléctricos, antenas, envolturas criogénicas...). Estas corrientes inducidas (*Eddy currents*) se oponen a los gradientes de campo y generan un decaimiento en su perfil. Existen diferentes métodos para contrarrestarlas.

El apagado y encendido de los gradientes genera también fuerzas de Lorentz, causantes de vibraciones en las bobinas de gradiente y en sus soportes. Estas vibraciones son la principal fuente del ruido característico en MRI.

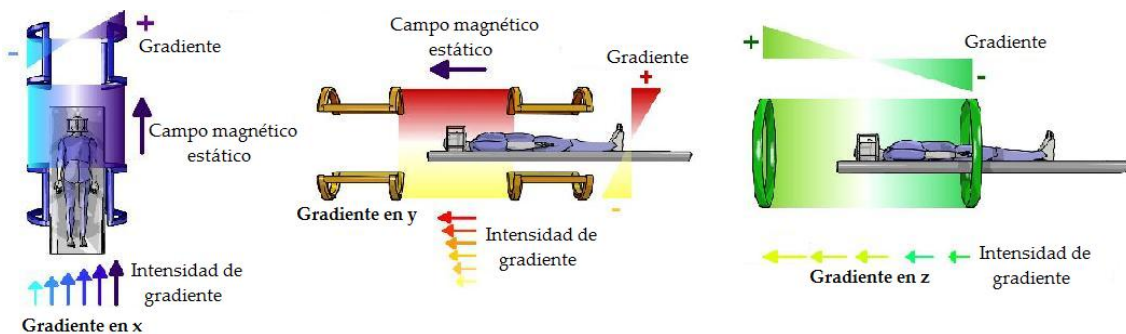


Figura 26. Sistema de gradientes en MRI

- Sistema a radiofrecuencia

El sistema a radiofrecuencia incluye los componentes encargados de la transmisión y recepción de señales a radiofrecuencia para la obtención de imágenes. Estos componentes están relacionados con la excitación de los núcleos, la selección de rodaja, los gradientes aplicados y la adquisición de señales.

Las bobinas poseen una importancia fundamental en el sistema a radiofrecuencia. En la transmisión, el objetivo es obtener una excitación uniforme a través del volumen del objeto, mientras que en recepción interesa que las bobinas presenten una sensibilidad elevada y buena relación señal-ruido.

El sistema a radiofrecuencia también incluye los convertidores analógico-digitales y un espectrómetro para recibir y analizar la señal.

En general un escáner MR presenta una bobina de cuerpo entero, situada en el cilindro de la máquina, que cubre homogéneamente el volumen del cuerpo. Las bobinas de superficie se colocan en contacto directo con la zona de interés, presentan menos profundidad y son más heterogéneas. Ofrecen mejor relación señal-ruido. Pueden también asociarse en una matriz de bobinas receptoras (*phased-array*). La figura 27 muestra algunos ejemplos de bobinas de superficie.

Como la frecuencia de resonancia de los protones es muy cercana a la de las ondas de radio utilizadas en FM, el aparato de MRI se coloca en una caja de Faraday para conseguir un aislamiento total de señales a radiofrecuencia externas.



Figura 27. Ejemplos de bobinas de superficie

- Sistema informático

La coordinación de las numerosas etapas del proceso de imagen en MRI se realiza mediante un sistema informático, responsable de las secuencias, el espectrómetro, la reconstrucción de los datos y el postprocesado.

### 3.7 Reconstrucción de la imagen

La reconstrucción de la imagen es el proceso de transformación de los ecos adquiridos y muestreados del espacio  $k$  en una imagen espacial. En MRI convencional se pretende obtener las mejores imágenes posibles para realizar un diagnóstico clínico.

Tratamos en este punto de la reconstrucción de la imagen en dos dimensiones y suponemos que la adquisición de datos se ha realizado mediante trayectorias de tipo cartesiano.

Se demuestra que la imagen del objeto es la Transformada de Fourier Inversa (IFT) de dicho espacio. Gracias al sistema de gradientes superpuesto al campo magnético estático hemos conseguido realizar una codificación en frecuencias espaciales del objeto. Al hacer la transformada inversa de Fourier bidimensional recuperamos una señal cuya intensidad depende de la posición, es decir, de  $x$  e  $y$ .

Realizamos la Transformada de Fourier Discreta (DFT), cuyas expresiones para una función  $f(x,y)$  son:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi \left( \frac{k_x \cdot x}{M} + \frac{k_y \cdot y}{N} \right)}; k_x = 0, 1, \dots, M-1; k_y = 0, 1, \dots, N-1;$$

$$f(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{k_x=0}^{M-1} \sum_{k_y=0}^{N-1} F(k_x, k_y) e^{i2\pi \left( \frac{k_x \cdot x}{M} + \frac{k_y \cdot y}{N} \right)}; x = 0, 1, \dots, M-1; y = 0, 1, \dots, N-1;$$
(3.7)

donde  $M \times N$  son las dimensiones de la imagen.

En el caso de imágenes cuadradas  $N \times N$ , las expresiones quedan finalmente:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi \left( \frac{k_x \cdot x + k_y \cdot y}{N} \right)}; k_x = 0, 1, \dots, N-1; k_y = 0, 1, \dots, N-1; \quad (3.8)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{k_x=0}^{N-1} \sum_{k_y=0}^{N-1} F(k_x, k_y) e^{i2\pi \left( \frac{k_x \cdot x + k_y \cdot y}{N} \right)}; x = 0, 1, \dots, N-1; y = 0, 1, \dots, N-1;$$

Según el Principio de Separabilidad de la Transformada de Fourier, el par de transformadas discretas de Fourier bidimensionales se puede escribir de forma separada como:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} e^{-i2\pi \frac{k_x \cdot x}{N}} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi \frac{k_y \cdot y}{N}}; k_x = 0, 1, \dots, N-1; k_y = 0, 1, \dots, N-1; \quad (3.9)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{k_x=0}^{N-1} e^{i2\pi \frac{k_x \cdot x}{N}} \sum_{k_y=0}^{N-1} F(k_x, k_y) e^{i2\pi \frac{k_y \cdot y}{N}}; x = 0, 1, \dots, N-1; y = 0, 1, \dots, N-1;$$

Así, podemos obtener la transformada de una señal bidimensional como la sucesión de dos transformadas unidimensionales con el consiguiente ahorro en la complejidad de la implementación. En nuestro caso, para calcular la transformada de la imagen, el algoritmo hace en primer lugar la transformada unidimensional de las columnas del espacio  $k$  y a continuación, con lo obtenido, la transformada de las filas.

### 3.8 Secuencias espín-eco y eco de gradiente

La Imagen por Resonancia Magnética es la técnica de imagen más beneficiada por las innovaciones tecnológicas, que la han permitido mejorar tanto en calidad de imagen como en velocidad de adquisición, objetivos principales de los distintos tipos de secuencias.

Cada secuencia en MRI es una combinación de gradientes y pulsos a radiofrecuencia. Sea cual sea la secuencia elegida sus objetivos principales son la mejora del contraste de la imagen y la reducción del tiempo de adquisición, limitando también la presencia de artefactos y manteniendo constante la relación señal ruido de la imagen, que trataremos más adelante.

Los componentes esenciales de una secuencia en MRI son por tanto:

- un pulso de excitación a radiofrecuencia
- gradientes de campo magnético que permiten la codificación espacial del objeto.
- una señal de lectura compuesta por uno o varios ecos.

Debemos además elegir los parámetros de la adquisición (TR, TE, ángulo de giro o *flip angle*...) de acuerdo con nuestros objetivos y manteniendo un compromiso entre el contraste, la resolución espacial y la velocidad de adquisición.

Existen dos familias de secuencias principales en función del tipo de eco obtenido:

- Secuencias de eco de espín, caracterizadas por la presencia de un pulso refocalizador (o de reenfoque) de  $180^\circ$ .
- Secuencias de eco de gradiente, caracterizadas por la ausencia de pulso  $180^\circ$ . Generan el eco mediante combinación de gradientes de campo magnético.

Se han desarrollado numerosas variaciones dentro de cada una de las anteriores familias principalmente para incrementar la velocidad de adquisición, como por ejemplo las secuencias rápidas y ultrarrápidas de eco de espín FSE (*Fast Spin Echo*) y HASTE (*Half-Fourier single-shot turbo spin echo*) respectivamente o de eco de gradiente TFE (*Turbo Field Echo*) o TurboFLASH (*Turbo Fast low-angle shot*). Estas secuencias se explicarán más en detalle dentro del punto 4.

Explicaremos a continuación las secuencias espín-eco (SE) y eco de gradiente (GE) utilizadas en este trabajo.

- Secuencia espín-eco SE (o Hahn-echo)

Descrita tan sólo unos años después del descubrimiento de la NMR, el primer pulso a rf es un pulso de  $90^\circ$ , que abate la magnetización de la muestra dicho ángulo hasta situarla en el plano  $xy$ , donde comienza a precesar de forma coherente. Pasado un tiempo comienza el desfase de los espines y la intensidad de la señal decae como una FID. Se aplica entonces un pulso de  $180^\circ$  (*refocusing pulse*) que invierte los espines un ángulo de  $180^\circ$  con respecto al plano  $xy$  y consigue establecer de nuevo la coherencia de fase. Esta se alcanza en el punto máximo del eco.

La secuencia de pulsos espín-eco es la introducida para explicar los conceptos de tiempo de repetición y tiempo de eco en la figura 7, pero una vez explicado el sistema de gradientes podemos observar cómo el esquema de una secuencia espín eco es algo más complicado de lo que vimos anteriormente.

En concreto, en la secuencia espín-eco se añaden ahora el gradiente  $G_z$  de selección de rodaja aplicado en conjunción con los pulsos de  $90^\circ$  y  $180^\circ$ , un gradiente  $G_y$  de codificación de fase creciente con cada TR y un gradiente  $G_x$  de lectura. Asociados a estos gradientes aparecen lóbulos positivos o negativos que permiten compensar los desfases que a su vez introducen los gradientes. Permiten que en el máximo del eco todos los espines se encuentren en fase.

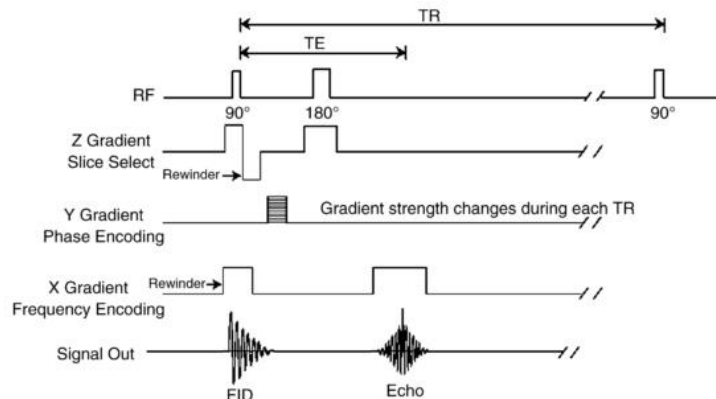


Figura 28. Secuencia espín-eco (SE).

- Secuencia eco de gradiente (GE)

Se encuentra comprendida en los llamados *Gradient-recalled acquisition schemes* (GRASS) similares a la secuencia de pulsos SE, a excepción de que el pulso de  $180^\circ$  utilizado para generar coherencia de fase en la secuencia SE no se utiliza. En lugar de ello se emplean gradientes adicionales para generar el eco.

Su mayor ventaja es que al no utilizar el segundo pulso de  $180^\circ$  la deposición de potencia en el paciente es menor, así como el tiempo de obtención de imágenes. A su

vez, como las pérdidas de señal son debidas a  $T_2$  y  $T_2'$ , la señal recibida presenta una menor intensidad (se pierde señal debido al desfase) y además dura menos tiempo.

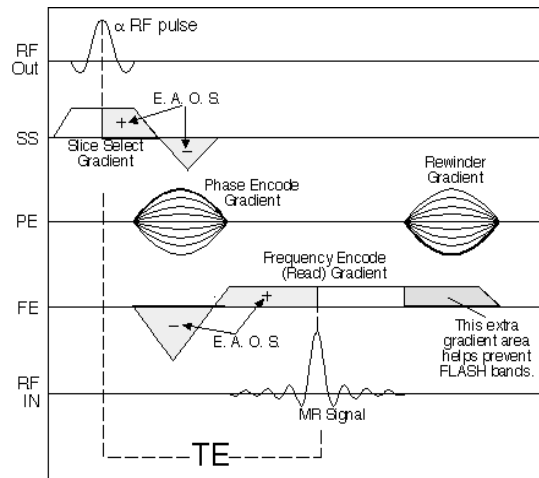


Figura 29. Secuencia eco de gradiente (GE)

El eco de gradiente viene generado por la aplicación de un lóbulo negativo (*refocusing lobe*) en el gradiente  $G_x$ . El área de este lóbulo negativo es igual a la mitad del área de su parte positiva, de forma que en el máximo del eco, el gradiente acumulado es nulo. Es decir, la forma del eco es consecuencia del gradiente acumulado y por ello podemos modificar su forma como más nos interese. En general, elegimos una forma simétrica para el eco. Así, al escribirlos en el espacio k conseguimos que este también lo sea facilitando su manejo y permitiendo la explotación de sus propiedades de simetría.

#### 4. Técnicas rápidas de adquisición de imágenes

El tiempo de adquisición de imágenes en Resonancia Magnética suele ser elevado, convirtiendo la prueba en algo incómoda e incluso claustrofóbica para el paciente. El objetivo fundamental de estas técnicas rápidas es disminuir el tiempo de exploración, lo que se hace especialmente necesario en el caso de la obtención de imágenes de estructuras en movimiento, como el corazón o los pulmones.

Para disminuir el tiempo de adquisición en Resonancia Magnética existen distintas posibilidades: la optimización de los parámetros de secuencias ordinarias (no rápidas) como TR ó TE, la utilización de trayectorias no cartesianas en la adquisición del espacio k como la radial o la espiral, la utilización de secuencias rápidas especialmente diseñadas para ello o la adquisición parcial del espacio k.

A continuación incluimos una breve referencia a los dos últimos casos, aunque es en la adquisición parcial donde nos detendremos por más tiempo por ser su estudio el objetivo de nuestro trabajo.

##### 4.1 Secuencias

Como se introdujo en el apartado 3.6, se han desarrollado numerosas variaciones dentro de las dos principales familias de secuencias cuyo objetivo es el incremento de la velocidad de adquisición, como por ejemplo las secuencias rápidas y ultrarrápidas de eco de espín FSE (*Fast Spin Echo*) y HASTE (*Half-Fourier single-shot*)

*turbo spin echo*) respectivamente o de eco de gradiente TFE (*Turbo Field Echo*) o TurboFLASH (*Turbo Fast low-angle shot*).

La secuencia FSE, también conocida como TSE (*Turbo Spin Echo*) es la implementación comercial de RARE (*Rapid Acquisition with Refocused Echoes*) propuesta originalmente por Hennig et al. En ella se utilizan numerosos pulsos de  $180^\circ$  que permiten la adquisición de un tren de ecos para un único pulso de  $90^\circ$ . El gradiente de codificación de fase en FSE varía para cada uno de los ecos, de forma que varias líneas del espacio k pueden ser adquiridas para un mismo tiempo de repetición TR. El número de ecos adquirido para un cierto TR recibe el nombre de *Echo Train Length* (ETL), cuyos valores oscilan típicamente entre 4 y 16. El tiempo entre ecos es ajustable, pero suele ser del orden de 20 ms. Debido a la adquisición de varias líneas del espacio k para un único TR el tiempo de adquisición de este tipo de secuencias es mucho menor que aquel ligado a las secuencias SE convencionales. El tiempo de adquisición de este tipo de secuencias es del orden de 2 ó 3 minutos, aunque el riesgo de artefactos y la gran cantidad de energía a rf depositada en el paciente por los pulsos de  $180^\circ$  restringen los parámetros de la misma TE, TR y ETL.

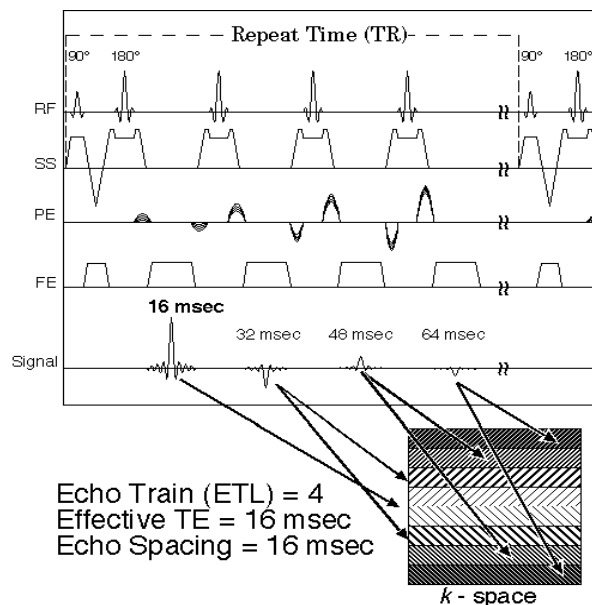


Figura 30. Secuencia TSE

La técnica anterior puede ser llevada a su extremo de forma que todas las líneas del espacio k sean adquiridas con un único pulso de  $90^\circ$  y numerosos pulsos de  $180^\circ$ . Esto es lo que ocurre en el caso de la secuencia ultrarrápida HASTE (*Half-Fourier single-shot turbo spin echo*), en la que además el espacio k se adquiere de forma parcial, pues debido a la relajación  $T_2$  los últimos ecos apenas presentan señal. *Single-shot* se refiere a la adquisición de todas las líneas del espacio k mediante única secuencia de pulsos. Permite tiempos de adquisición menores que 1 s.

La secuencia TFE (*Turbo Field Echo*) o TurboFLASH (*Turbo Fast low-angle shot*) es una secuencia rápida de eco de gradiente que utiliza ángulos de giro  $\theta$  muy pequeños y tiempos de repetición muy cortos, lo que genera imágenes con una ponderación en  $T_1$  pobre. Para evitar este hecho se aplica un pulso inicial de  $180^\circ$  que *prepara* la magnetización e incrementa el contraste de la imagen.



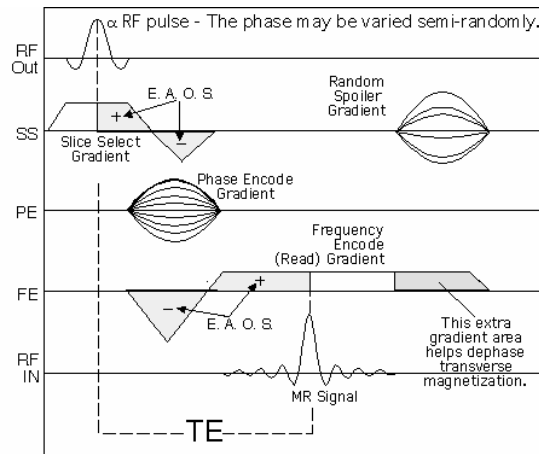


Figura 31. Secuencia TFE

La adquisición del espacio k puede realizarse siguiendo diferentes trayectorias (cartesiana, espiral...) en función del contraste que queramos en la imagen final. Permite también la adquisición *single-shot* o *multi-shot*, en la que varias líneas del espacio k son adquiridas al mismo tiempo en una única ejecución de la secuencia de pulsos sin llegar a la adquisición completa en una única ejecución. Los tiempos de adquisición de TSE están comprendidos entre 1 y 5 minutos, mientras que los de TFE van desde los 15 s hasta los 3 minutos.

## 4.2 Adquisición parcial

### 4.2.1 Técnicas

Al igual que la utilización de secuencias rápidas permite reducir el tiempo de adquisición en MRI existe también la posibilidad de no realizar una adquisición completa del espacio k [7].

El tiempo de adquisición de datos en MRI depende del número de rodajas adquiridas y del número de codificaciones de fase y frecuencia realizadas. Depende también de parámetros como TR ó TE, que también influyen en el contraste de la imagen. Nos centramos en concreto en aquellas técnicas que permiten reducir el tiempo de adquisición una vez determinado TR y TE de la secuencia y FOV (*Field of View*) del objeto, es decir, aquellas que disminuyen el tiempo de escán disminuyendo el número de codificaciones en fase y en frecuencia.

Como vimos anteriormente, la resolución espacial de una imagen se define en función del tamaño de sus píxeles, de forma que si disminuimos el tamaño de la matriz de datos, es decir, si realizamos una imagen de baja frecuencia disminuyendo el número de codificaciones en fase y en frecuencia, obtenemos una peor resolución espacial, o sea, un tamaño de píxel más grande. Para conservar la resolución espacial con un menor número de codificaciones en fase y frecuencia debemos reducir el FOV.

Si disminuimos el número de codificaciones en fase, es decir, si no adquirimos todas las líneas del EK, pero rellenamos con ceros las filas no adquiridas, la resolución espacial se mantiene constante aunque pueden aparecer artefactos consecuencia de la falta de frecuencias espaciales. También puede disminuir la relación señal-ruido de la imagen como consecuencia de dichos artefactos, como veremos más adelante.

Algunas técnicas características de la adquisición parcial son:

- Adquisición de un eco parcial. Consiste en reducir el área del lóbulo negativo del gradiente de lectura, de forma que el máximo del eco *llega* antes, como podemos observar en la figura 31.

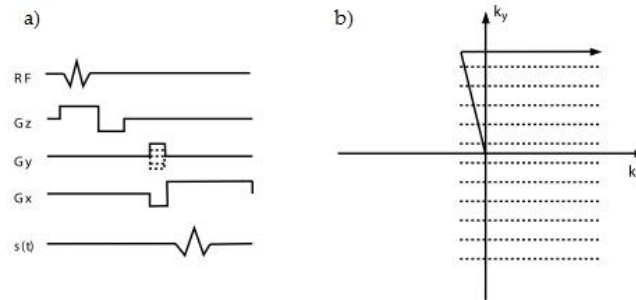


Figura 32. Adquisición de un eco parcial

Así se consiguen tiempos de eco más cortos, necesarios en adquisiciones rápidas como imágenes cardiacas o angiografías.

- Adquisición en Fourier parcial. Consiste en no adquirir todas las codificaciones de fase, las líneas del espacio k correspondientes a las altas frecuencias espaciales (positivas o negativas) no son adquiridas.

Debido a que la Transformada de Fourier conserva dimensiones, la imagen final resultado de dicho espacio k será rectangular y aparecerá deformada. Al disminuir el número de píxeles de la imagen para un FOV definido el tamaño de los mismos aumenta, de forma que empeora la resolución espacial según las expresiones introducidas en el apartado anterior.

En cambio, si rellenamos con ceros los datos no adquiridos obtendremos una imagen cuadrada con la misma resolución espacial que la original.

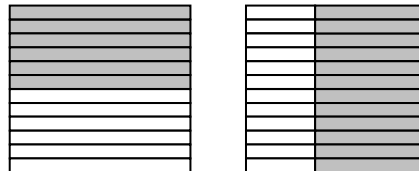


Figura 33. Adquisición en Fourier parcial y eco parcial

El método de Fourier parcial será aquel que estudiaremos a fondo en este trabajo.

- Adquisición de un escán parcial. Consiste de nuevo en no adquirir todas las codificaciones de fase, las líneas del espacio k correspondientes a las altas frecuencias tanto positivas como negativas no son adquiridas. Se realiza una adquisición simétrica de los datos en torno al centro del espacio k.

Las conclusiones acerca de la resolución de la imagen final son las mismas que en el caso anterior.

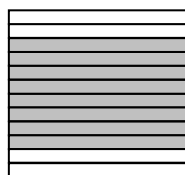


Figura 34. Adquisición de escán parcial

- Adquisición con un FOV rectangular. Consiste en adquirir líneas alternas del espacio  $k$ , de forma que se reduce el tamaño del espacio  $k$  adquirido en la dirección de codificación de fase. En este caso la resolución de la imagen final se mantiene pero el FOV queda reducido.

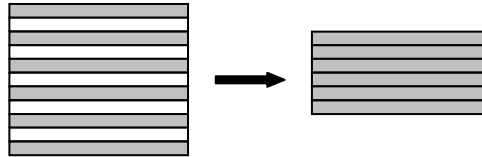


Figura 35. Adquisición con un FOV rectangular

#### 4.2.2 Postproceso

Una vez adquirido el espacio  $k$  de forma parcial nuestro objetivo es ahora calcular los datos no adquiridos para que la calidad de la imagen no disminuya debido a la pérdida de frecuencias espaciales. Existen diferentes formas de realizar esta síntesis, desde el simple relleno con ceros de los datos no adquiridos hasta la utilización de propiedades de simetría del espacio  $k$ . Diferentes métodos y correcciones para mejorar la calidad de la imagen en adquisición parcial se introducen en el siguiente apartado.

## II. Materiales y métodos

### 5. Objetivos

El objetivo de nuestro trabajo es el estudio de diferentes algoritmos de postproceso para la síntesis de datos en imágenes adquiridas con Fourier parcial, método convencional en MRI con el que se pretende la disminución del tiempo de adquisición. El estudio de los algoritmos se realizará a partir de medidas de calidad de imagen que se introducirán en el apartado 7.

Se incluye un estudio cuantitativo de la calidad de imágenes obtenidas a partir de una simulación de adquisición parcial, en la que estudiaremos el comportamiento de los distintos algoritmos de postproceso en función del porcentaje de espacio  $k$  adquirido. La secuencia utilizada en este caso es de tipo espín-eco.

Se realiza también un estudio cualitativo de la calidad de imágenes obtenidas a partir de una adquisición parcial real. En este caso las imágenes han sido adquiridas por duplicado, mediante una secuencia espín-eco convencional y mediante una secuencia FLASH, de tipo eco de gradiente, de forma que podremos comprobar qué tipo de algoritmos proporciona mejores resultados en cada caso. Las adquisiciones parciales se han realizado para distintos porcentajes de espacio  $k$  adquirido para cada una de las secuencias.

## 6. Fourier parcial

### 6.1 Motivaciones

La adquisición parcial del espacio  $k$  es uno de los métodos utilizados para reducir el tiempo de adquisición de imágenes en MRI [6]. Esta reducción permite a su vez la reducción de artefactos debidos al movimiento, la posibilidad de realizar estudios dinámicos y vasculares, los estudios en tres dimensiones y la obtención de una mayor calidad para los pacientes que padecen de ansiedad, claustrofobia o para los niños, pues la duración de la prueba puede llegar a hacerse demasiado larga, como ya comentamos anteriormente. La reducción del tiempo de adquisición es imprescindible también para la imagen funcional (fMRI) [16] y para otras.

En concreto, mediante la técnica de Fourier parcial el tiempo de adquisición se reduce mediante la reducción del número de codificaciones de fase del objeto, es decir, se adquiere un menor número de líneas del espacio  $k$ .

### 6.2 Efectos de la adquisición parcial sobre las imágenes

Como se introdujo anteriormente si disminuimos el número de codificaciones en fase del objeto, es decir, si reducimos el número de líneas del espacio  $k$  adquiridas pero rellenamos con ceros las filas no adquiridas el tamaño del píxel de la imagen se mantiene constante, no así la resolución espacial, que representa el tamaño de la estructura más pequeña que podemos distinguir. Si rellenamos con ceros obtendremos una imagen interpolada y pueden aparecer artefactos consecuencia de la pérdida de frecuencias espaciales.

En concreto, dentro de los artefactos típicos de la adquisición parcial se encuentran el emborronamiento (*blurring*) y el artefacto de Gibbs (*ringing*), ambos presentes especialmente en la dirección de codificación de fase, pues es en ella donde eliminamos frecuencias espaciales.

El **artefacto de Gibbs o *ringing*** [9] consiste en la aparición de líneas brillantes y oscuras en la imagen, adyacentes a los bordes de un área donde existe un cambio abrupto en la intensidad de la señal. Su aparición es consecuencia de un número insuficiente de datos en la dirección de codificación de fase.



Figura 36. Imágenes obtenidas adquiriendo el 100% del espacio  $k$ , el 75% y el 60% respectivamente y rellenando con ceros los datos no adquiridos. Podemos apreciar la aparición sucesiva de *ringing*. La línea vertical representa el perfil elegido para representar gráficamente la aparición de *ringing*.

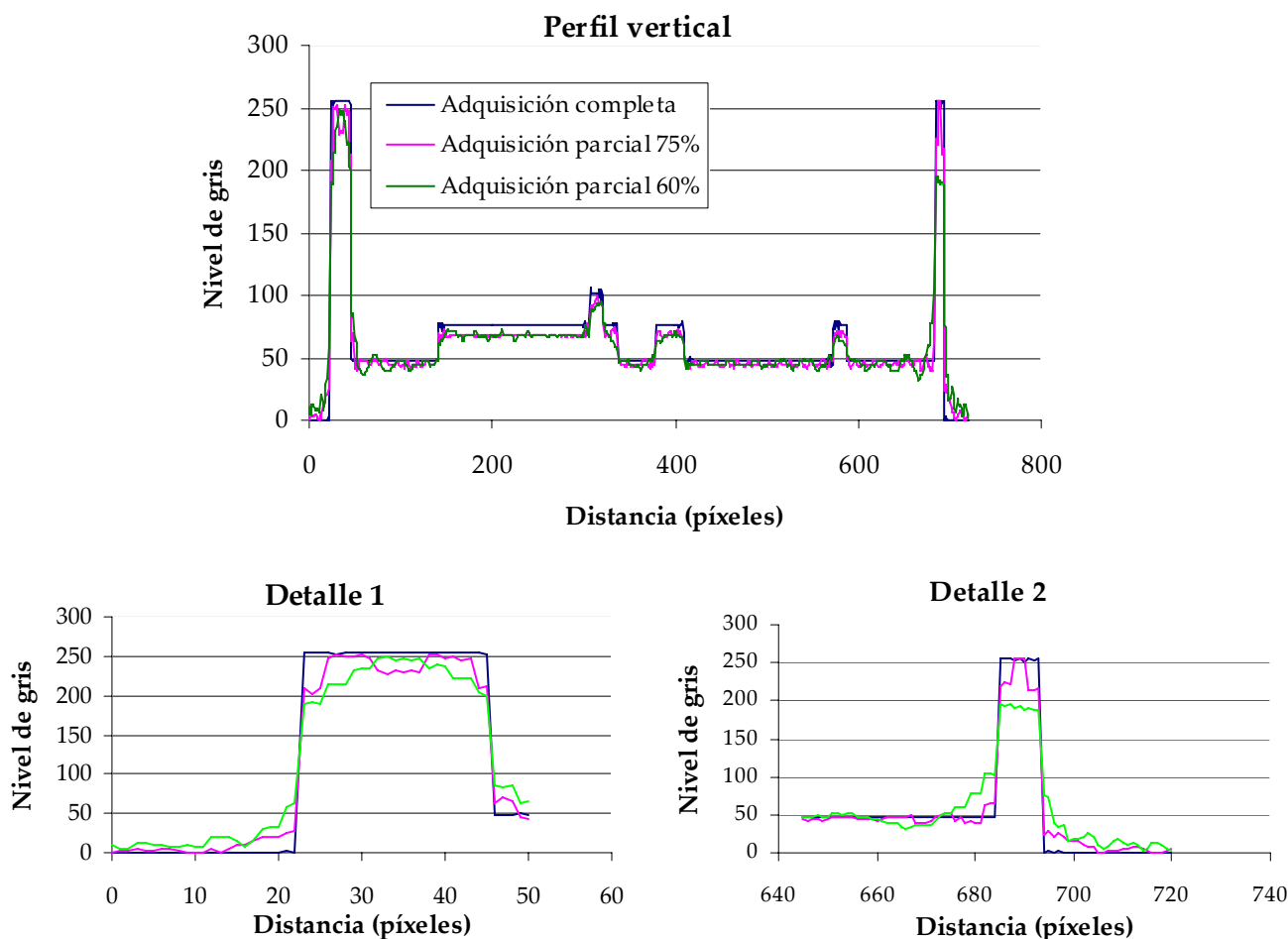


Figura 37. Perfiles sobre una imagen obtenidos a partir de espacios  $k$  adquiridos al 100%, 75% y 60% rellenando con ceros los datos no adquiridos.

Al igual que las series de Fourier nos permiten escribir una función periódica como suma de funciones trigonométricas, es decir, nos permiten obtener una representación de dicha función en el dominio de la frecuencia, la transformada de Fourier representa la extensión de las series de Fourier para funciones no periódicas. Para comprender el origen del **artefacto de Gibbs** debemos remontarnos a las series de Fourier, pues está asociado a la presencia de discontinuidades en las funciones que deseamos escribir como series de Fourier. Es consecuencia de la convergencia no uniforme de las series en presencia de discontinuidades bruscas. Para poder representar por ejemplo una función escalón como una serie de Fourier necesitamos infinitos términos de la serie, pues es difícil modelar una transición tan brusca con un número reducido de términos.

En el caso de la imagen por resonancia magnética, el espacio  $k$  adquirido se define como la transformada de Fourier inversa de la imagen. Este espacio  $k$  se encuentra muestreado (siguiendo el criterio de Nyquist) para poder realizar un tratamiento digital. Por lo tanto se tiene un número finito de frecuencias espaciales para reconstruir el objeto y el modelado de las discontinuidades bruscas del objeto (correspondientes a las interfases entre tejidos) no puede realizarse con toda la exactitud que desearíamos.

El hecho de adquirir parcialmente el espacio  $k$  hace que exista una pérdida aún mayor de frecuencias espaciales, lo que dificulta aún más la reconstrucción de la

imagen y hace que aumente el *ringing* en las interfases de los tejidos, fuentes potenciales del mismo (es en ellas donde se produce una discontinuidad fuerte en la intensidad de la señal). La adquisición parcial deja fuera en general altas frecuencias espaciales, es decir, frecuencias que corresponden a zonas del objeto donde existe mucha variación de las características del objeto con la distancia, básicamente las interfases, de forma que perdemos términos necesarios para reconstruirlas. Cuantas más frecuencias tengamos más estrecha será la zona de *ringing* en la imagen, más estrechos serán los *anillos* que veremos a simple vista en la imagen, y viceversa, cuanto menor sea el número de frecuencias que tengamos más se extenderá el artefacto a través de nuestra imagen.

A modo de resumen, los conceptos importantes sobre *ringing* son los siguientes:

- Debido a la adquisición de un número finito de ecos perdemos frecuencias espaciales necesarias para reconstruir el objeto de manera exacta. En teoría, necesitaríamos infinitas frecuencias espaciales para hacerlo, por lo que podemos encontrar *ringing* incluso en el caso de que la adquisición del espacio  $k$  haya sido completa. En general la imagen no debe presentar mucho *ringing* si adquirimos todo el espacio  $k$ , pero puede ocurrir debido a la dificultad de modelar grandes discontinuidades.
- La adquisición parcial del espacio  $k$  implica que tenemos menos frecuencias espaciales para reconstruir nuestro objeto inicial. El *ringing* aparece en aquellas zonas donde más necesitamos toda la información frecuencial, es decir, en las zonas de discontinuidades bruscas o interfases de los tejidos y es más visible que en una adquisición completa.
- En Fourier parcial para mayor inconveniente, las frecuencias no adquiridas del espacio  $k$  son en general altas frecuencias espaciales, por lo que no sólo tenemos menos frecuencias espaciales para reconstruir el objeto, si no que además perdemos precisamente aquellas que codifican eventos donde hay una gran variabilidad de las características del objeto con la distancia, es decir, nos faltan las frecuencias *especialistas* en codificar variaciones bruscas, interfases en el objeto.

El **artefacto de Gibbs o *ringing*** está asociado, por tanto, a la presencia de discontinuidades en el objeto y a la pérdida de frecuencias espaciales necesarias para modelar estas discontinuidades que implica Fourier parcial.

El **emborronamiento** de la imagen como consecuencia de la adquisición parcial del espacio  $k$  es debido a que podemos considerar el espacio  $k$  parcial (en el que hemos rellenado con ceros los datos no adquiridos) como el producto del espacio  $k$  completo por una función escalón trasladada con respecto al origen una cierta distancia en función del número de líneas adquiridas. La transformada de Fourier inversa de esta función escalón, en concreto su parte imaginaria, es la responsable del emborronamiento de la imagen [6].

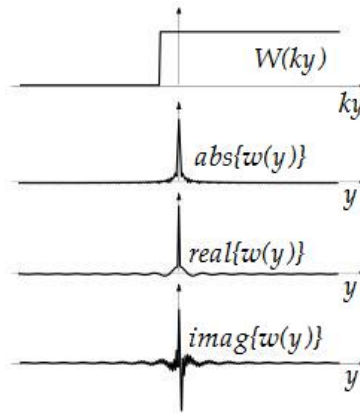


Figura 38. Función  $W(k_y)$  que trunca un espacio  $k$  completo en un espacio  $k$  parcial. Las últimas tres figuras representan la Transformada de Fourier inversa de  $W(k_y)$  en módulo y sus partes real e imaginaria.

El emborronamiento se presenta especialmente en la dirección en la que menos frecuencias espaciales han sido adquiridas, como muestra la siguiente figura:

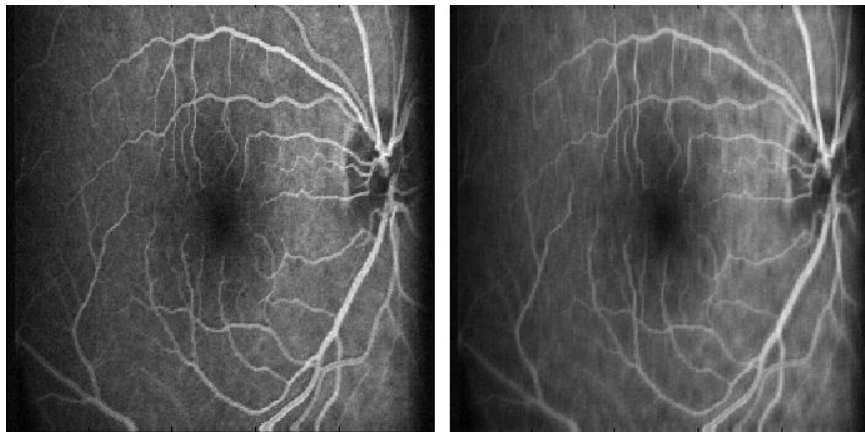


Figura 39. Comparación de una reconstrucción de un espacio  $k$  completo  $256 \times 256$  (izquierda) y una reconstrucción de un espacio  $k$  parcial  $256 \times 144$ , en la que las 122 filas no adquiridas se han rellenado con ceros. Puede observarse el emborronamiento en la dirección  $y$  de la imagen.

### 6.3 Algoritmos de reconstrucción

Una vez realizada la adquisición parcial de los datos nuestro objetivo es sintetizar aquellos no adquiridos. Los métodos de reconstrucción de Fourier parcial se basan en su mayoría en la propiedad de simetría hermítica que presenta el espacio  $k$ .

Teóricamente, la transformada de Fourier de una función real presenta simetría hermítica, es decir, si  $f(x)$  es una función real se verifica que  $f(-k) = \overline{f(k)}$ . De esta forma, el espacio  $k$  de un objeto real debe presentar también simetría conjugada, puesto que el espacio  $k$  es la representación del objeto en frecuencias espaciales. Si representamos el espacio  $k$  como  $M(k_x, k_y)$  esta propiedad se escribe:

$$M(-k_x, -k_y) = \overline{M(k_x, k_y)}.$$

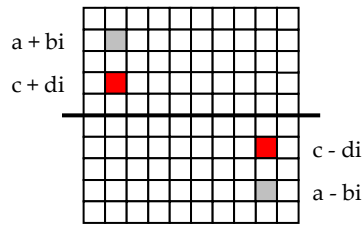


Figura 40. Simetría hermítica del espacio  $k$

De esta forma y aplicando las propiedades de simetría del espacio  $k$ , podríamos adquirir tan sólo la mitad de los datos y obtener la otra mitad restante como compleja conjugada de la adquirida. La realidad, en cambio, nos dice que en la práctica la simetría hermítica del espacio  $k$  es destruida debido al ruido, imprecisiones en los sistemas de adquisición o particularidades del objeto del cual queremos obtener la imagen. Como consecuencia de estos factores aparece en la imagen un error de fase que no nos permitirá utilizar directamente las propiedades de simetría del espacio  $k$  para reducir el número de codificaciones de fase adquiridas. Así, la simetría hermítica no ofrece buenos resultados cuando no va acompañada de la corrección de fase adecuada, es decir, para reconstruir correctamente la imagen a partir de un espacio  $k$  adquirido parcialmente, hemos de corregir primero la fase.

Este error de fase que aparece en la imagen se refiere a que la imagen final obtenida tras una adquisición MRI es compleja, cuando en teoría debería ser real por las propiedades de la Transformada de Fourier. Como introdujimos antes en el apartado de Adquisición de datos (3.4.1) podemos observar la imagen final de diferentes maneras, podemos representar su parte real, su parte imaginaria, su magnitud o su fase. En general se considera la imagen en magnitud como la aproximación más realista a la imagen deseada.

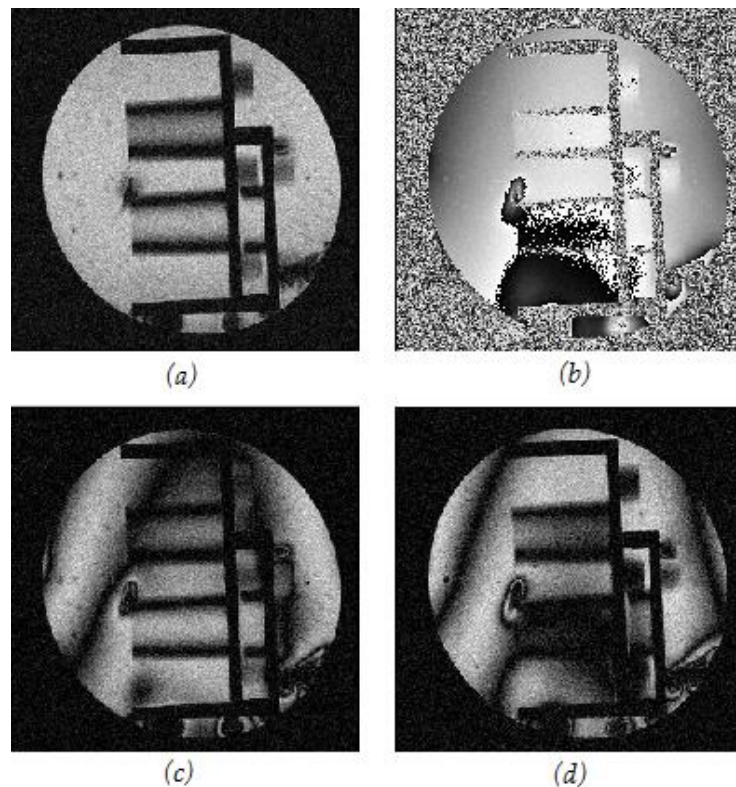


Figura 41. Distintas representaciones del objeto. Imagen en magnitud (a), imagen en fase (b), valor absoluto de la parte real de la imagen (c) y valor absoluto de la parte imaginaria (d)



Hay que considerar también que no todas las secuencias de pulsos generan iguales desplazamientos en la fase. Las secuencias de eco de gradiente, en las que no existe pulso de reenfoque, se ven más afectadas y es en ellas donde es más necesaria la corrección de fase antes de aplicar propiedades de simetría del espacio k.

Debido a la presencia de estos errores de fase, realizamos una clasificación de los métodos de reconstrucción en adquisición parcial atendiendo a si realizan o no corrección de fase.

Una hipótesis realizada en la mayoría de los algoritmos es que la fase de la imagen varía lentamente, de forma que podemos describir la fase de una imagen utilizando únicamente las bajas frecuencias espaciales [13].

De ahora en adelante, denominaremos  $M_{pk}(k_x, k_y)$  al espacio k parcial adquirido y  $M_s(k_x, k_y)$  a las líneas centrales adquiridas de forma simétrica. Las imágenes obtenidas a partir de dichas matrices de datos serán  $m_{pk}(k_x, k_y)$  y  $m_s(k_x, k_y)$ . En general, nunca se adquiere exactamente la mitad de las líneas del espacio k, si no que se adquiere algo más de la mitad.

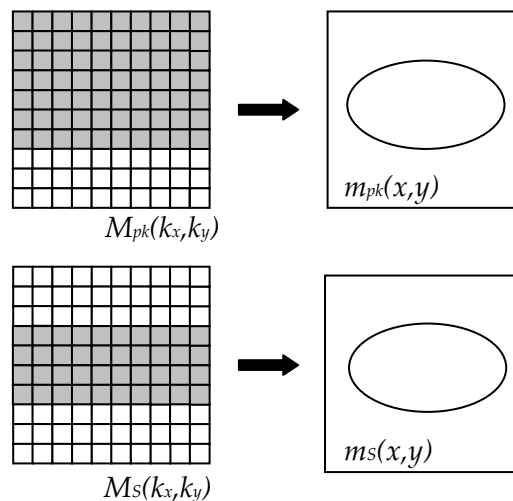


Figura 42. Espacio k adquirido y líneas centrales adquiridas de forma simétrica junto con sus imágenes asociadas.

### 6.3.1 Sin corrección de fase

A pesar de que la corrección de fase es importante para obtener una buena calidad de imagen, existe la posibilidad de sintetizar los datos no adquiridos de una forma sencilla y sin realizar una corrección de fase previa. Los métodos utilizados son los siguientes:

#### 6.3.1.1 Relleno con ceros

Este método es el más sencillo para completar los datos no adquiridos del espacio k. La consecuencia principal de esta manera de proceder es un emborronamiento de la imagen en dirección  $y$  (dirección de codificación de fase) pues es en ella donde hemos eliminado frecuencias espaciales. Si vamos reduciendo el porcentaje de espacio k adquirido se aprecia un aumento bastante considerable del *ringing* en las zonas de interfase entre tejidos.

El relleno con ceros de los datos no adquiridos es equivalente a la interpolación de una imagen de baja resolución espacial para obtener una imagen de más alta resolución. Se produce por esto un suavizado de las características de la imagen. En este caso el tamaño del píxel de la imagen se mantiene constante, pero la resolución espacial de la imagen disminuye debido a la interpolación.

### 6.3.1.2 Relleno con ceros con preprocesado

Además del relleno con ceros realizamos una preponderación de los espacios  $k$  con distintas funciones peso. Preponderamos los datos adquiridos con una función de tipo escalón, una función de tipo rampa y una función de tipo sinusoidal. Luego reconstruimos las imágenes a partir de los espacios  $k$  modificados. Más adelante trataremos en profundidad las diferencias existentes entre las distintas funciones peso.

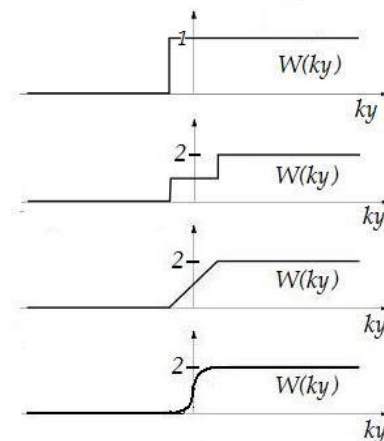


Figura 43. Funciones peso utilizadas. La primera se refiere al relleno con ceros, la segunda es de tipo escalón, la tercera tipo rampa y la última de tipo sinusoidal.

### 6.3.1.3 Simetría hermítica

Para evitar el emborronamiento en la imagen necesitamos sintetizar los datos no adquiridos de una forma menos trivial que la anterior. Utilizamos para ello las propiedades de simetría del espacio  $k$  anteriormente introducidas, es decir, sintetizamos los nuevos datos mediante la conjugación de los datos conocidos en torno al origen.

Los resultados de este método dependen mucho del comportamiento de la fase, pues si los datos presentan errores de fase importantes la aplicación de la simetría hermítica puede arrojar peores resultados que el simple relleno con ceros.

### 6.3.2 Con corrección de fase

Como explicamos antes, el error de fase que aparece en las imágenes debido al ruido, imprecisiones en los sistemas de adquisición o particularidades del objeto hace que la imagen final adquirida presente valores complejos. El objetivo de la corrección de fase es eliminar esta fase no deseada de las imágenes.

La fase de la imagen se corrige a partir de la fase de las líneas del espacio adquiridas de forma simétrica, como veremos a continuación.

## 6.3.2.1 Simetría hermítica con corrección de fase

Antes de aplicar simetría hermítica para sintetizar los datos no adquiridos realizamos una corrección de fase a partir de las líneas del espacio k adquiridas de forma simétrica. Realizamos la hipótesis de que la fase de la imagen varía lentamente, de esta forma podemos considerar que la fase de toda la imagen es aproximadamente igual a la fase obtenida a partir de las líneas simétricas.

Partiendo del espacio k parcial nos quedamos con las líneas simétricas y tras realizar la Transformada de Fourier Inversa obtenemos una imagen de baja resolución, a partir de la cual obtenemos la función de corrección de fase. En concreto consideramos como función de corrección de fase la imagen de módulo unidad cuya fase es la conjugada de la fase de la imagen obtenida a partir de los ecos centrales.

$$p^*(x, y) = e^{-i\angle m_s(x, y)} = e^{-i\phi(x, y)} \quad (6.1)$$

Una vez obtenida dicha función de corrección realizamos el producto de la función de corrección de fase por la imagen obtenida a partir del espacio k parcial. Lo que pretendemos al realizar dicho producto es eliminar la fase de dicha imagen parcial. En teoría, la imagen final resultado de una adquisición MRI debe ser real, de forma que al elegir esta función de corrección de fase intentamos reducir al máximo el carácter complejo de la imagen final.

El hecho de suponer que la fase de la imagen completa es aproximadamente igual a la fase de la imagen obtenida a partir de los ecos centrales es una hipótesis medianamente acertada si la fase no varía rápidamente.

Una vez obtenida la imagen con la fase corregida realizamos la Transformada de Fourier y obtenemos el espacio k asociado. En el siguiente paso se aplica la simetría hermítica para sintetizar las filas no adquiridas del espacio. Por último la Transformada de Fourier inversa nos permite obtener la imagen final [6].

El algoritmo utilizado es el siguiente:

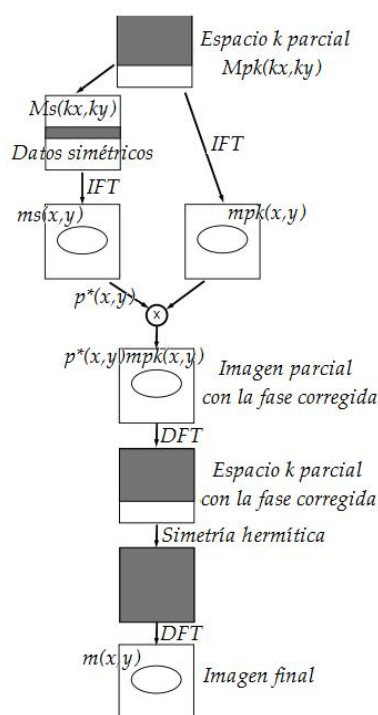


Figura 44. Algoritmo de simetría hermítica con corrección de fase

La ventaja de este algoritmo es su simplicidad, aunque las dos últimas transformaciones de la imagen suponen un tiempo considerable en algunas adquisiciones.

### 6.3.2.2 Método de Margosian

Este algoritmo toma el nombre de su creador [10] y resuelve el problema de la corrección de fase en un único paso.

La idea central de este método es la relación existente entre la Transformada de Fourier de un espacio  $k$  truncado a la mitad  $M_{pk}(k) = M(k) \cdot W(k)$  y la imagen verdadera  $m(x)$ .  $M(k)$  es el espacio  $k$  completo y  $W(k)$  una función escalón que permite generar un espacio  $k$  truncado a la mitad a partir de un espacio  $k$  completo. Trabajamos sólo en una dimensión por sencillez aunque la aplicación al caso bidimensional es inmediata.

La Transformada de Fourier de la función escalón  $W(k)$  es:

$$F^{-1}[W(k)] = \frac{1}{2} \delta(x) + i \frac{1}{2\pi x}$$

de forma que la imagen obtenida a partir del espacio  $k$  parcial  $m_{pk}(x)$  será:

$$m_{pk}(x) = F^{-1}[M_{pk}(k)] = \frac{1}{2} |m(x)| e^{i\phi(x)} + \left[ |m(x)| e^{i\phi(x)} \right] * \frac{i}{2\pi x}$$

Si suponemos que  $\phi(x)$  varía lentamente, podemos extraer el término  $e^{i\phi(x)}$  de la convolución:

$$m_{pk}(x) = \left[ \frac{1}{2} |m(x)| + |m(x)| * \frac{i}{2\pi x} \right] e^{i\phi(x)}$$

Si utilizamos la función de corrección de fase previamente definida  $p^*(x) = e^{-i\hat{\phi}(x)}$ :

$$m_{pk}(x) e^{-i\hat{\phi}(x)} = \left[ \frac{1}{2} |m(x)| + |m(x)| * \frac{i}{2\pi x} \right] e^{i\phi(x) - i\hat{\phi}(x)}$$

Asumiendo que  $\phi(x) \approx \hat{\phi}(x)$  tenemos:

$$m_{pk}(x) e^{-i\hat{\phi}(x)} \approx \left[ \frac{1}{2} |m(x)| + |m(x)| * \frac{i}{2\pi x} \right]$$

Podemos resolver  $|m(x)|$  simplemente eliminando la parte compleja de la imagen. Esto nos proporciona la imagen en magnitud:

$$|m(x)| \approx 2 \operatorname{Re} \left[ m_{pk}(x) e^{-i\hat{\phi}(x)} \right]$$

La imagen final compleja puede estimarse por tanto como:

$$m(x) \approx 2 \operatorname{Re} \left[ m_{pk}(x) e^{-i\hat{\phi}(x)} \right] \cdot e^{i\hat{\phi}(x)}$$

Esta teoría presentada para el caso particular de un espacio  $k$  adquirido a la mitad, puede extrapolarse para el caso particular de Fourier Parcial.

El algoritmo utilizado es el siguiente:

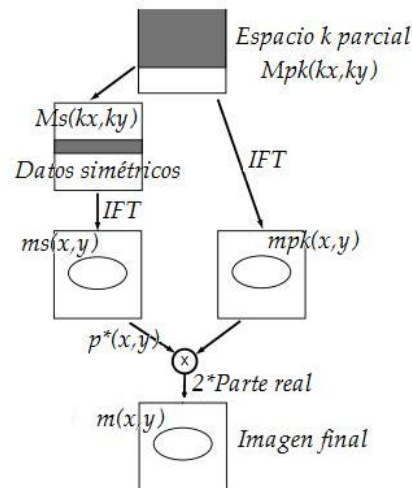


Figura 45. Método de Margosian

### 6.3.2.3 Algoritmo homodino

El método de simetría hermítica con corrección de fase realiza dicha corrección en el dominio de la imagen, después transforma de nuevo al dominio de la frecuencia para sintetizar los datos no adquiridos y por último vuelve al dominio de la imagen generando así la imagen final.

El algoritmo homodino pretende simplificar estos pasos basándose en las propiedades de la Transformada de Fourier, según las cuales la parte real de una imagen corresponde a la componente simétrica de la transformada, mientras que la parte imaginaria corresponde a la componente antisimétrica.

Podemos descomponer la función  $W(k_y)$  introducida en el apartado anterior en componente simétrica y antisimétrica como muestra la figura 44. La parte imaginaria del impulso de respuesta que vimos en la figura 36 se corresponde con la transformada de Fourier de la componente antisimétrica y queda suprimida si nos quedamos con la parte real de la imagen [6].

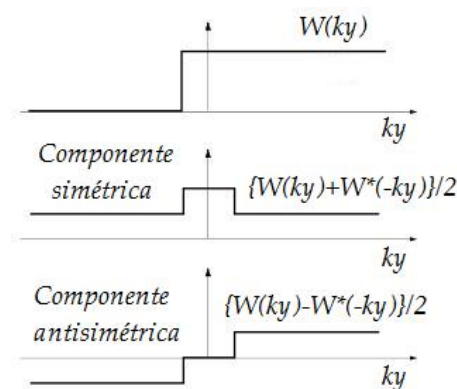


Figura 46. Componentes simétrica y antisimétrica de la función peso utilizada para truncar el espacio k.

La idea central del algoritmo homodino es realizar una ponderación previa del espacio k, de forma que cuando nos quedamos con la parte real de la imagen, esta corresponda a una ponderación uniforme del espacio k. La forma más sencilla de conseguirlo es realizar una ponderación previa como la que se muestra en la figura 46.

En ella se han ponderado doblemente las altas frecuencias con respecto a las frecuencias centrales.

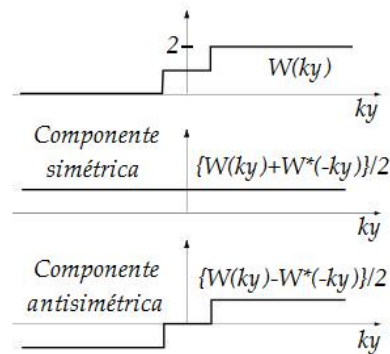


Figura 47. Doblando las altas frecuencias con respecto a las bajas frecuencias espaciales obtenemos una ponderación cuya componente simétrica es uniforme.

A pesar de su sencillez esta ponderación presenta bruscas discontinuidades que pueden ocasionar problemas en forma de artefactos en la imagen final. Por ello, las ponderaciones mostradas en la figura 47 generan en general mejores resultados pues presentan discontinuidades más suaves.

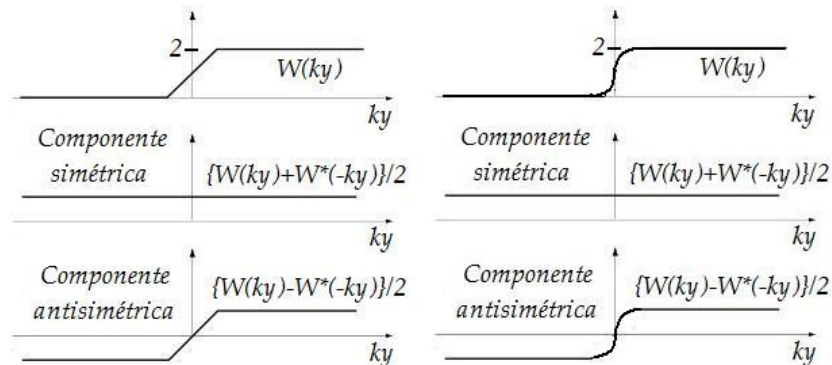


Figura 48. Ponderación tipo rampa (izquierda) y tipo sinusoidal (derecha). Ambas presentan componente simétrica uniforme y discontinuidades menos bruscas que la mostrada en la figura 45.

El algoritmo de reconstrucción homodina utilizado se muestra en la figura 48. En él la fase se corrige de la misma forma que en el método de simetría hermitica con corrección de fase. Se realiza el producto del espacio  $k$  parcial por la función de preponderación previa y mediante Transformada de Fourier Inversa se obtiene una imagen, que multiplicamos por la función de corrección de fase. Una vez hecho esto la imagen final se obtiene a partir de la parte real de dicha imagen con la fase corregida [6].

En concreto en nuestro trabajo se utilizan las dos ponderaciones previas representadas en la figura 45.

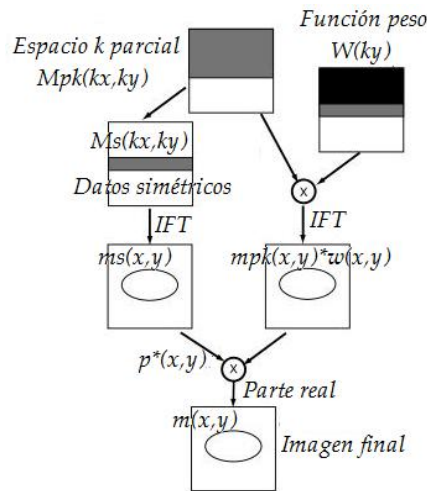


Figura 49. Algoritmo homodino

Los resultados de introducir una ponderación previa en el espacio  $k$  son notables, los artefactos se ven ampliamente reducidos.

Hasta ahora, hemos estudiado métodos que obtienen la imagen final en un único paso, son métodos directos cuyo principal problema es la interacción entre la corrección de fase y la síntesis de datos no adquiridos. En cambio, el siguiente método obtiene la imagen final aplicando de forma recurrente corrección de fase y simetría conjugada. Es un método iterativo, muy indicado cuando las variaciones en la fase de la imagen son rápidas.

#### 6.3.2.4 Algoritmo iterativo POCS

En 1987, Cuppen y van Est publicaron un algoritmo iterativo de reconstrucción con corrección de fase [11], que fue posteriormente modificado para obtener un método iterativo similar denominado POCS (*Projection Onto Convex Sets*). No realizamos una descripción más detallada del algoritmo de Cuppen pero sí incluimos una referencia debido a su gran importancia histórica y a su proximidad con el método POCS.

POCS es un algoritmo matemático iterativo que pretende la recuperación de señales de una forma consistente con los datos adquiridos y el conocimiento a priori. Su idea básica es aplicar unas condiciones restrictivas que fuercen a que la imagen resultado de una iteración pertenezca a un conjunto convexo que contiene a la imagen buscada.

Se construyen dos conjuntos convexos [12]:

$$\Omega_1 = \{m(x) | \angle m(x) = \hat{\phi}(x)\}$$

$$\Omega_2 = \{m(x) | F[m(x)] = M(k)\}$$

El primer conjunto contiene todas las imágenes cuya fase se corresponde con la fase concreta que se desea y el segundo conjunto contiene todas las imágenes consistentes con el conjunto de datos medidos. El problema de la reconstrucción se formula como la búsqueda de una imagen en la intersección de los conjuntos  $\Omega_1$  y  $\Omega_2$ .

$$m(x) \in \Omega = \Omega_1 \cap \Omega_2$$

Para obtener la imagen buscada realizamos transformaciones sucesivas entre el dominio de la frecuencia y el dominio de la imagen.

La primera iteración estima la fase deseada como la fase correspondiente a la imagen obtenida a partir de la parte simétrica del espacio  $k$  parcial, es decir, como la fase de  $m_s(k_x, k_y)$ . El espacio  $k$  parcial se rellena con ceros y se calcula la primera imagen  $m_{pk}(k_x, k_y)$ .

Una vez hecho esto, aplicamos la condición de fase a la magnitud de la imagen recién calculada y tras ello obtenemos un nuevo espacio  $k$  mediante Transformada de Fourier.

El algoritmo reemplaza a continuación las líneas no adquiridas en el espacio  $k$  inicial por las nuevas líneas del nuevo espacio  $k$  obtenido. Y vuelve a comenzar el proceso, que se repite hasta que la diferencia entre las imágenes resultado de iteraciones sucesivas no presentan cambios significativos. El criterio de convergencia se explica más adelante.

Experimentalmente se ha demostrado que el algoritmo converge para pocas iteraciones, del orden de 4. [12]

En el caso de POCS la función de corrección de fase utilizada no representa la fase de la imagen simétrica conjugada, si no que en este caso el método parte de premisas diferentes. Ya no se pretende eliminar la fase de la imagen final, si no que la fase de la misma sea *lo menos mala* posible, es decir, que sea la fase de la imagen obtenida a partir de las líneas adquiridas simétricamente.

Este método es especialmente adecuado cuando la fase de la imagen varía rápidamente, de forma que el caso más favorable es aquel en el que la fase de la imagen varía como aquella de la imagen simétrica.

El hecho de que la fase de una imagen varíe de forma más o menos rápida depende de varios factores, como son el tipo de secuencia, el tipo de objeto, los materiales que se encuentren dentro del objeto, la homogeneidad de los campos magnéticos...

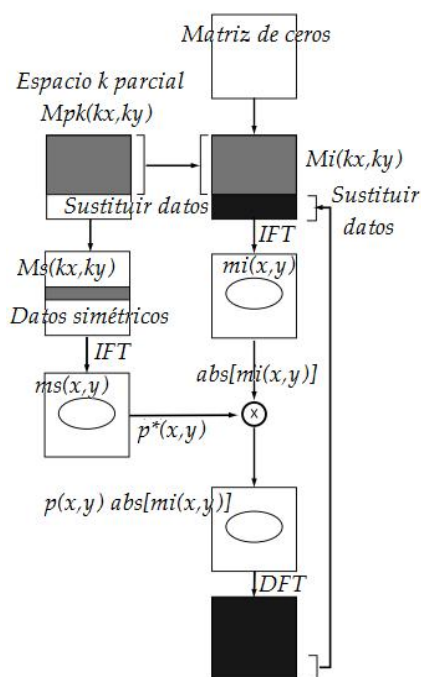


Figura 50. Algoritmo de reconstrucción POCS



## 7. Características de las imágenes y criterios de evaluación.

Analizamos a continuación dos casos diferentes. El primero constituye una simulación de adquisición parcial, en la que se realiza un estudio cuantitativo de la calidad de imagen. El segundo caso constituye una adquisición parcial real, en la que analizamos la calidad de la imagen desde un punto de vista cualitativo.

### 7.1 Simulación de adquisición parcial. Estudio cuantitativo

La primera imagen utilizada corresponde a un fantoma de forma cilíndrica y 20 cm de diámetro acoplable a una antena de cráneo.

La adquisición se realizó con una secuencia espín-eco y las imágenes se adquirieron con un sistema de 1.5 T *Gyrosan S15/ACS* (Philips Medical Systems, The Netherlands).

Se realizó una adquisición completa del espacio  $k$ , que vamos convirtiendo en Fourier parcial mediante la eliminación progresiva de filas del espacio. Estudiamos distintos porcentajes de adquisición del espacio  $k$  completo hasta llegar al caso extremo de adquirir tan solo un 55,5% del espacio  $k$  total. Comparamos las imágenes obtenidas a medida que eliminamos filas de altas frecuencias espaciales.

En esencia, este caso no es una adquisición parcial propiamente dicha, si no que partimos de una adquisición completa y vamos eliminando filas del espacio  $k$  para asemejarlo a una adquisición parcial. La figura 50 muestra la imagen del fantoma obtenida a partir de un espacio  $k$  completo.

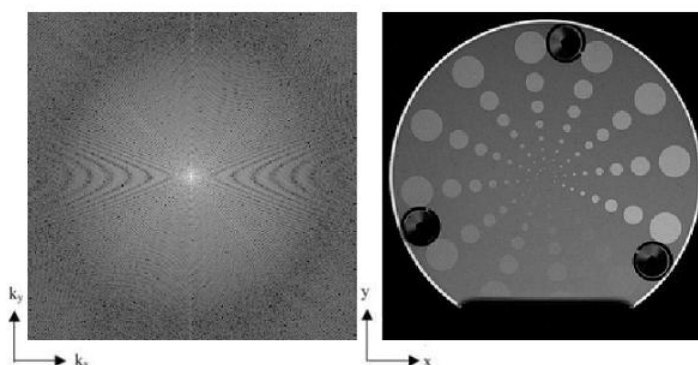


Figura 51. Fantoma utilizado en la simulación de adquisición parcial

Los diferentes casos a estudiar son:

% EK adquirido	100	95,3	90,2	85,5	80,5
Codificaciones en fase	128,...,0,...-127	128,...,0,...-115	128,...,0,...-102	128,...,0,...-90	128,...,0,...-77
Tamaño de la matriz	256 x 256	244 x 256	231 x 256	219 x 256	206 x 256
% EK adquirido	75,4	70,3	65,2	60,5	55,5
Codificaciones en fase	128,...,0,...-64	128,...,0,...-51	128,...,0,...-38	128,...,0,...-26	128,...,0,...-13
Tamaño de la matriz	193 x 256	180 x 256	167 x 256	155 x 256	142 x 256

Tabla 2. Caracterización de la simulación de adquisición parcial

### 7.1.1 Medidas realizadas

Para evaluar cuantitativamente la calidad de las imágenes una vez aplicados los distintos algoritmos hemos evaluado los siguientes parámetros: la relación señal-ruido (SNR), los artefactos (en concreto el *ringing*) y la diferencia promedio entre la imagen obtenida a partir del espacio k completo y la imagen obtenida a partir del espacio k parcial. Este parámetro recibe el nombre de *Average Difference* (AD).

Estudiamos ahora cada uno de estos parámetros de calidad de imagen:

- Relación señal-ruido (SNR)

La relación señal ruido de la imagen se calcula a partir de la expresión:

$$SNR = \frac{Mean(ROI) - Mean(Fondo)}{StdDev(Fondo)}$$

donde el término  $Mean(ROI)$  se refiere al valor medio de intensidad de señal en las regiones de interés escogidas, el término  $Mean(Fondo)$  se refiere al valor medio de intensidad de señal en el fondo y  $StdDev(Fondo)$  se refiere a la desviación estándar del fondo.

- Artefactos en la imagen. *Ringing*

Una vez obtenida la imagen a partir de los distintos algoritmos, se ha aplicado un filtro gaussiano sobre ella. Este genera emborronamiento en la imagen a partir de una función gaussiana y se utiliza comúnmente para reducir el ruido de la misma.

Matemáticamente, la aplicación de este emborronamiento es equivalente a realizar la convolución de la imagen con una función gaussiana. Debido a que la transformada de Fourier de una gaussiana es otra gaussiana, la aplicación de este tipo de emborronamiento tiene el efecto de reducir los componentes de alta frecuencia de la imagen, es por ello un filtro pasa bajo.

La expresión de una gaussiana en una dimensión es:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right)$$

En dos dimensiones, la expresión anterior es el producto de dos funciones gaussianas, una por cada dirección, y adquiere la forma:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

donde  $x$  es la distancia al origen en el eje horizontal, e  $y$  la distancia al origen en el eje vertical. Sigma  $\sigma$  es la desviación típica de la distribución gaussiana.

Aplicada en dos dimensiones, esta fórmula produce una superficie cuyos contornos son círculos concéntricos que siguen una distribución gaussiana desde el centro del círculo. Los valores obtenidos a partir de esta distribución se utilizan para construir una matriz de convolución que se aplica sobre la imagen original. Cada nuevo valor del píxel es una media ponderada de los valores de los píxeles vecinos. El valor original del píxel asume el mayor peso posible y los píxeles vecinos menores pesos a medida que aumenta su distancia al píxel original. Esto resulta en un emborronamiento que preserva los bordes de la imagen mejor que otros tipos de filtros.

En teoría, la función gaussiana es no nula en cada punto de la imagen, lo que implica que la imagen entera debe ser incluida en los cálculos de la intensidad de cada píxel. En la práctica, cuando realizamos una aproximación discreta de la función gaussiana, los píxeles que se encuentran a una distancia mayor de  $3\sigma$  pueden considerarse de intensidad nula, de forma que todos los píxeles fuera de ese rango pueden despreciarse. En nuestro caso hemos aplicado un filtro gaussiano de dimensiones  $2\sigma$  y  $\sigma = 1$ , de forma que cada nuevo píxel se ha construido a partir de los píxeles contenidos en un círculo de radio 2 con centro en el antiguo píxel.

Tras aplicar el filtro gaussiano sobre la imagen se han obtenido los perfiles sobre la misma para cada porcentaje de espacio k adquirido, y se ha ajustado cada uno de ellos a una curva de segundo grado.

Para el estudio de los artefactos en la imagen se ha utilizado el parámetro estadístico  $\chi^2$ , que presenta la siguiente expresión:

$$\chi^2 = \sum_i \frac{(obs_i - teor_i)^2}{teor_i^2}$$

donde los valores observados son los correspondientes al perfil de la imagen y los teóricos los valores obtenidos a partir del ajuste a la curva.

- Diferencia promedio (AD)

Para calcular la diferencia promedio aplicamos la expresión:

$$AD = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^M \left[ \frac{F(j,k)}{\max[F(j,k)]} - \frac{\hat{F}(j,k)}{\max[\hat{F}(j,k)]} \right]^2}{M^2}$$

donde  $F(j,k)$  es la imagen obtenida a partir del espacio k completo y  $\hat{F}(j,k)$  la imagen obtenida a partir del espacio k parcial. En ambos casos normalizamos las imágenes dividiéndolas por su valor máximo.  $M$  se refiere a las dimensiones de la matriz de datos, que en nuestro caso son 256x256.

## 7.2 Adquisición parcial. Estudio cualitativo

Para esta segunda parte del estudio se han adquirido imágenes verdaderas de un fantoma en un tomógrafo Bruker Biospec 70/20 (7T). Se han empleado secuencias espín eco y eco de gradiente con los mismos valores de número de líneas del espacio k adquiridas, a fin de comparar el comportamiento de los diferentes algoritmos frente a los errores de fase introducidos por ambas secuencias.

Los parámetros más relevantes de las secuencias utilizadas se citan a continuación:

- **Secuencia espín-eco (SE)**

TE = 14 ms

TR = 800 ms

Cortes = 9; gap = 3 mm

<b>% EK adquirido</b>	100	83,2	71,5	62,5	55,5	50
<b>Codificaciones en fase</b>	128,...,0,...-127	128,...,0,...-84	128,...,0,...-54	128,...,0,...-31	128,...,0,...-13	128,...,0
<b>Tamaño de la matriz</b>	256 x 256	213 x 256	183 x 256	160 x 256	142 x 256	128 x 256
<b>Tiempo de adquisición</b>	3'24"	2'50"	2'26"	2'08"	1'53"	1'42"

Tabla 3. Caracterización de la adquisición parcial. Secuencia espín-eco

- **Secuencia eco de gradiente (FLASH)**

TE = 6 ms

TR = 113 ms

$\alpha = 30^\circ$

Cortes = 9; gap = 3 mm

<b>% EK adquirido</b>	100	83,2	71,5	62,5	55,5	50
<b>Codificaciones en fase</b>	128,...,0,...-127	128,...,0,...-84	128,...,0,...-54	128,...,0,...-31	128,...,0,...-13	128,...,0
<b>Tamaño de la matriz</b>	256 x 256	213 x 256	183 x 256	160 x 256	142 x 256	128 x 256
<b>Tiempo de adquisición</b>	0'28"	0'24"	0'20"	0'18"	0'16"	0'14"

Tabla 4. Caracterización de la adquisición parcial. Secuencia eco de gradiente

Para evaluar cualitativamente la calidad de las imágenes una vez aplicados los distintos algoritmos realizamos una comparación visual de las imágenes, en los casos de 71,5% y 55,5% de espacio k adquirido.

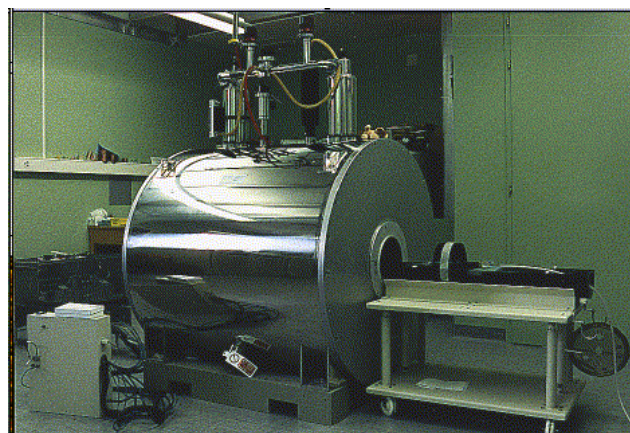


Figura 52. Tomógrafo Bruker Biospec 70/20 (7T)

### III. Resultados

#### 8. Simulación de adquisición parcial

##### 8.1 Medidas sobre las imágenes

- Relación señal-ruido (SNR)

Para la evaluación de este parámetro se han elegido las siguientes regiones de interés (ROIs) sobre la imagen:

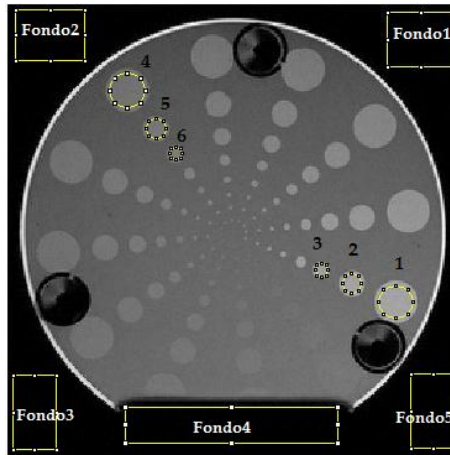


Figura 53. ROIs elegidas para evaluar la relación señal- ruido de la imagen

La relación señal ruido de la imagen se calcula a partir de la expresión:

$$SNR = \frac{Mean(ROI) - Mean(Fondo)}{StdDev(Fondo)}$$

donde el término  $Mean(ROI)$  se refiere al valor medio de intensidad de señal en las regiones de interés escogidas. Este proviene de hacer la media entre los valores de intensidad de señal de las ROIs 1 a 3 y 4 a 6 por separado. Las ROIs 1 a 3 son consideradas *calientes*, por presentar mayor intensidad de señal y a partir de ellas obtendremos SNR caliente y las ROIs 4 a 6 son consideradas *frías*, pues presentan en nuestra imagen menor intensidad de señal, a partir de ellas obtendremos SNR fría.

El término  $Mean(Fondo)$  se refiere al valor medio de intensidad de señal en el fondo, obtenido como promedio de los valores de intensidad de señal de las ROIs 7 a 9 y  $StdDev(Fondo)$  se refiere a la desviación estándar de la media de las ROIs del fondo.

- Artefactos en la imagen. *Ringing*

El perfil escogido para el estudio del *ringing* en las imágenes es el mostrado en la figura

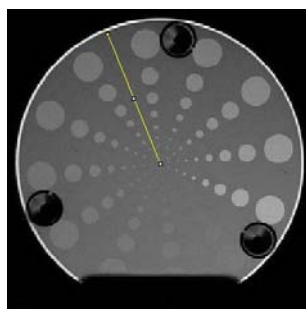


Figura 54. Perfil elegido para evaluar el ringing de la imagen

## 8.2 Resultados sin corrección de fase

- Relación señal-ruido (SNR)

Denominamos SimConj al método que utiliza la simetría hermítica para sintetizar los datos no adquiridos, ZeroPadding al relleno con ceros, Step-W al relleno con ceros con preprocesado de tipo escalón y Ramp-W y Sinus-W al relleno con ceros con preprocesado de tipo rampa y de tipo sinusoidal respectivamente. Los resultados para las ROIs caliente y fría respectivamente son:

### ROI caliente

% EK adq	SimConj	Error	ZeroPadding	Error	Step-W	Error	Ramp-W	Error	Sinus-W	Error
100	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25
95,3	2303,49	21,25	4409,59	41,14	2047,06	19,80	1829,16	17,47	1994,53	18,63
90,2	2301,25	22,21	3118,02	29,75	1897,04	18,43	1878,03	18,10	1928,89	19,06
85,5	1540,53	13,98	3009,12	26,74	1512,53	15,31	2030,61	19,50	1963,38	19,60
80,5	939,71	6,50	2455,26	19,19	1155,45	11,64	1927,81	18,80	1920,41	18,58
75,4	584,81	3,78	1618,67	13,35	690,44	7,58	2158,93	21,25	1915,94	17,71
70,3	426,02	3,40	1133,91	9,16	597,62	6,35	1984,88	18,66	1473,31	14,04
65,2	341,59	4,17	1021,65	11,23	550,66	5,35	1618,13	13,80	1252,65	11,76
60,5	308,38	3,92	970,25	11,25	521,77	5,14	1503,91	15,67	849,19	7,77
55,5	126,40	5,38	241,89	7,50	177,69	2,14	575,69	5,10	197,92	2,02

Tabla 5. Simulación de adquisición parcial. Resultados SNR ROI caliente obtenidos sin corrección de fase

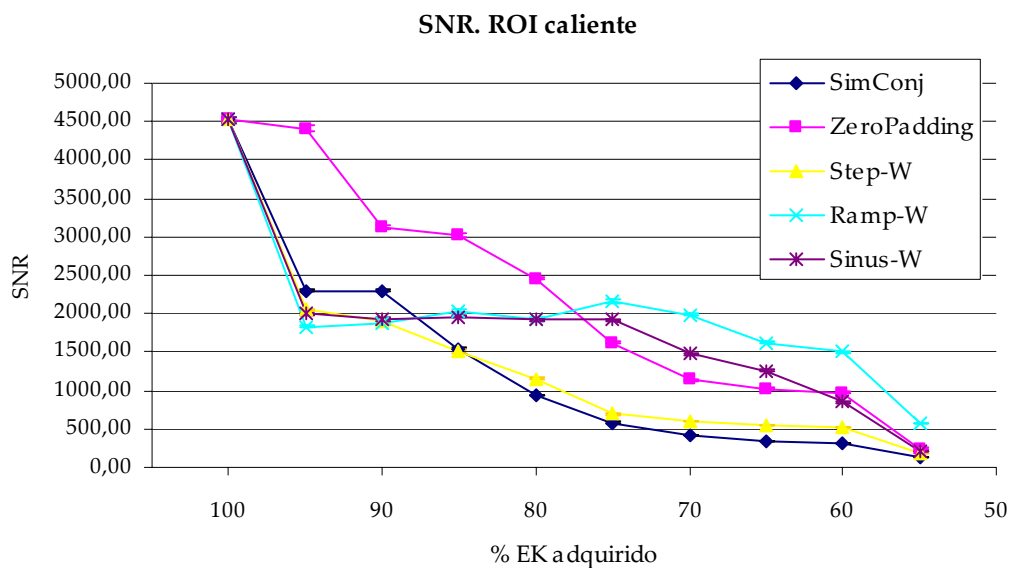


Figura 55. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica SNR ROI caliente. Sin corrección de fase

## ROI fría

% EK adq	SimConj	Error	ZeroPadding	Error	Step-W	Error	Ramp-W	Error	Sinus-W	Error
100	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87
95,3	1687,32	57,47	3233,03	116,24	1504,44	55,36	1342,54	49,07	1464,04	52,93
90,2	1688,18	59,02	2287,64	82,40	1390,93	48,54	1379,13	50,58	1415,87	51,15
85,5	1129,87	39,73	2208,61	79,60	1110,29	38,75	1490,95	54,71	1443,84	52,19
80,5	688,05	23,67	1802,95	65,81	847,56	30,26	1416,26	51,19	1410,51	52,74
75,4	427,92	14,99	1188,32	41,91	506,92	18,44	1585,11	58,18	1407,07	52,79
70,3	311,54	10,32	830,09	27,49	438,71	15,72	1457,34	54,38	1079,77	40,03
65,2	249,62	8,45	748,38	25,91	403,85	14,86	1186,71	44,83	918,32	32,81
60,5	224,98	7,82	710,96	25,25	382,35	14,29	1104,21	40,17	622,61	22,67
55,5	91,28	1,72	176,61	4,05	129,62	4,77	421,84	15,01	144,97	5,38

Tabla 6. Simulación de adquisición parcial. Resultados SNR ROI fría obtenidos sin corrección de fase

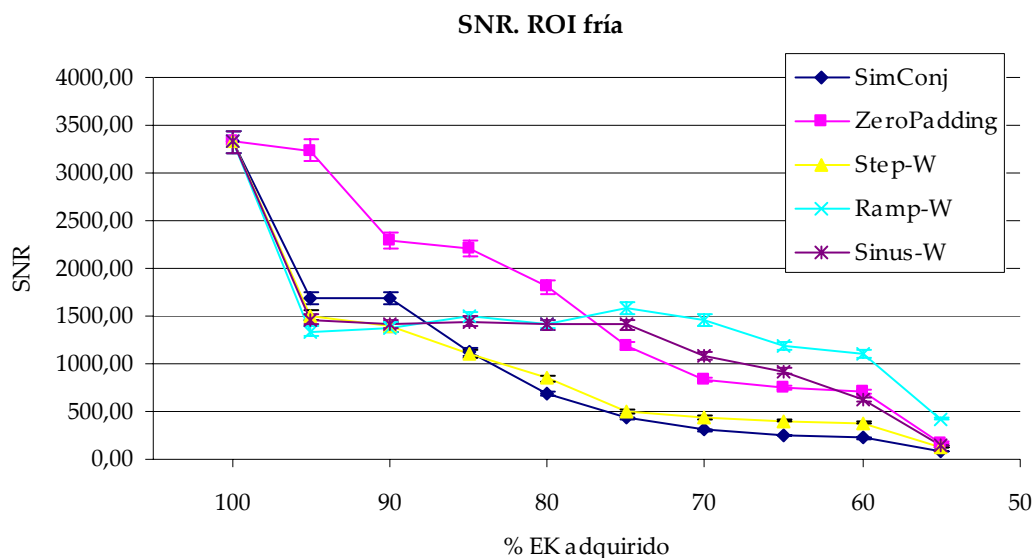


Figura 56. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica SNR ROI fría. Sin corrección de fase

Las curvas de SNR para la ROI fría y la ROI caliente presentan la misma tendencia aunque difieren en orden de magnitud. Como es de esperar la ROI fría presenta valores de SNR más bajos debido a la menor intensidad de señal en la zona.

El relleno con ceros presenta la mejor SNR hasta que adquirimos menos del 80% del espacio k, momento a partir del cual su relación señal-ruido cae bruscamente, quedando por debajo del relleno con ceros con procesamiento previo tipo rampa (Ramp-W) y tipo sinusoidal (Sinus-W).

Podemos afirmar que en este caso el método que mejor funciona es el relleno con ceros hasta un porcentaje de espacio k adquirido de un 80%. Después, interesa realizar una preponderación previa del espacio k tipo rampa, aunque los resultados de la preponderación sinusoidal también son buenos.

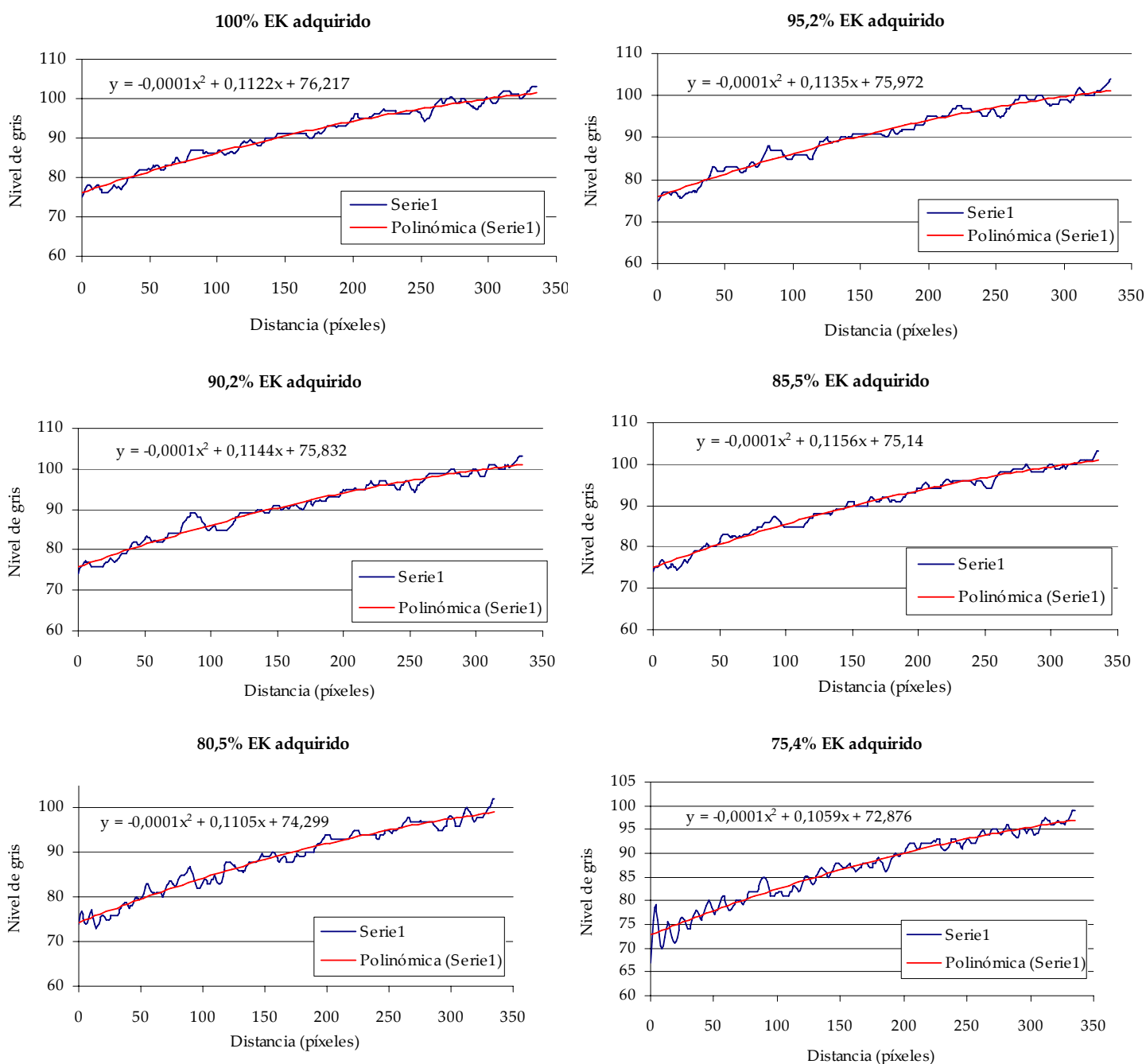
El método que utiliza la simetría hermítica y el relleno con ceros con procesamiento de tipo escalón presentan SNR por debajo del resto de los métodos por debajo del 90% de espacio k adquirido.

Los métodos en los que se ha realizado un pesado previo del espacio  $k$  presentan menor SNR, pues al ponderar el espacio  $k$  hemos incrementado también el ruido de fondo de la imagen.

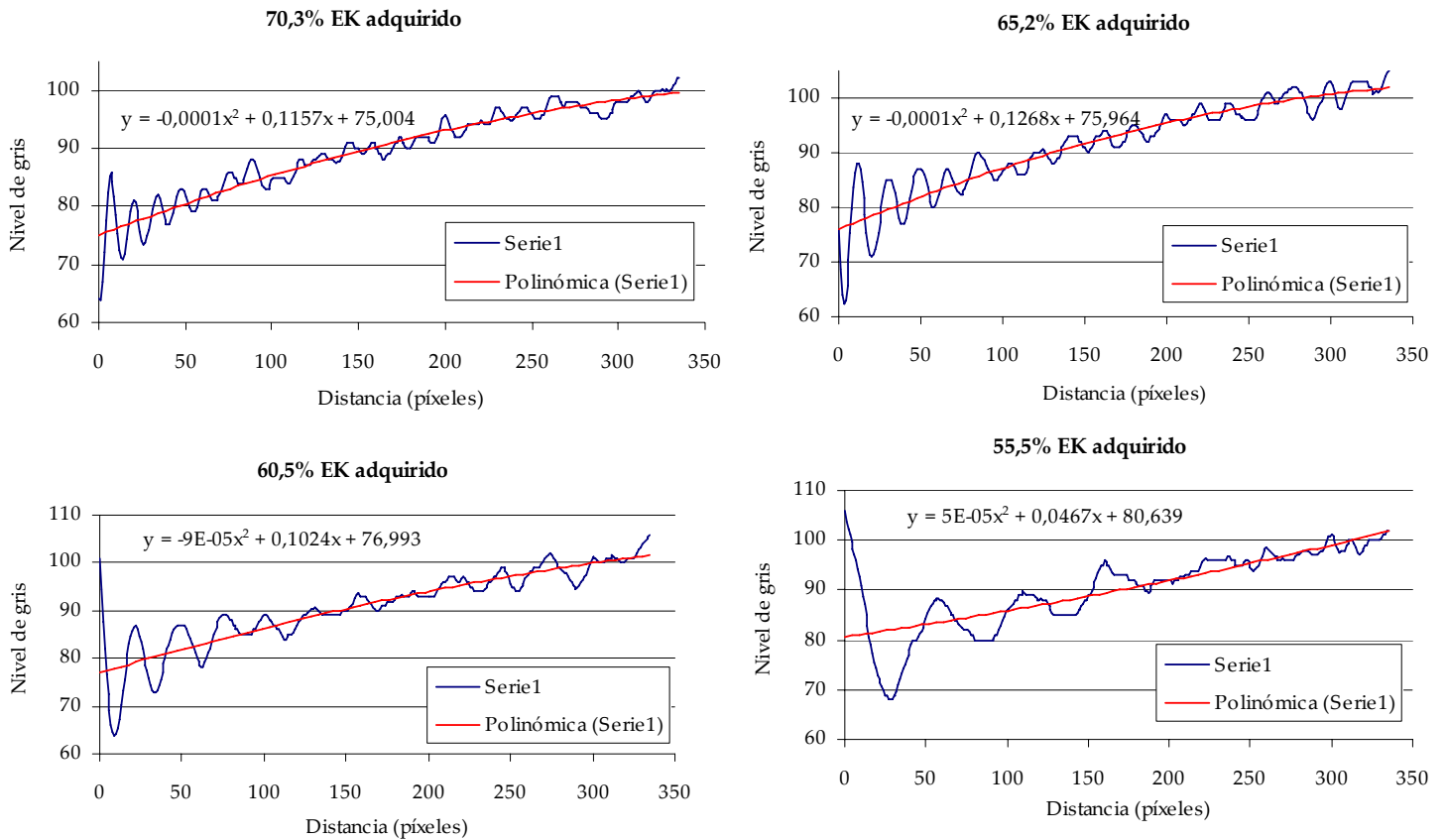
- Artefactos en la imagen. *Ringing*

Incluimos como muestra dentro de este apartado los perfiles sobre la imagen obtenidos tras la aplicación de la simetría hermítica para sintetizar los datos no adquiridos. En cada gráfica podemos ver el perfil y la curva de ajuste de segundo grado, junto con su ecuación.

Se observa una clara aparición de ringing a medida que disminuimos el porcentaje de espacio  $k$  empleado en la reconstrucción.







Las medidas y la representación gráfica de  $\chi^2$  para cada método se detallan a continuación:

% EK adq	SimConj	ZeroPadding	Step-W	Ramp-W	Sinus-W
100	0,055	0,055	0,055	0,055	0,055
95,3	0,077	0,080	0,104	0,097	0,157
90,2	0,087	0,061	0,098	0,146	0,152
85,5	0,065	0,112	0,075	0,145	0,141
80,5	0,076	0,072	0,061	0,136	0,185
75,4	0,095	0,060	0,084	0,144	0,108
70,3	0,290	0,118	0,060	0,176	0,064
65,2	0,586	0,189	0,063	0,070	0,076
60,5	0,625	0,225	0,065	0,069	0,069
55,5	1,165	0,359	0,064	0,080	0,090

Tabla 7. Simulación de adquisición parcial. Resultados  $\chi^2$ . Sin corrección de fase

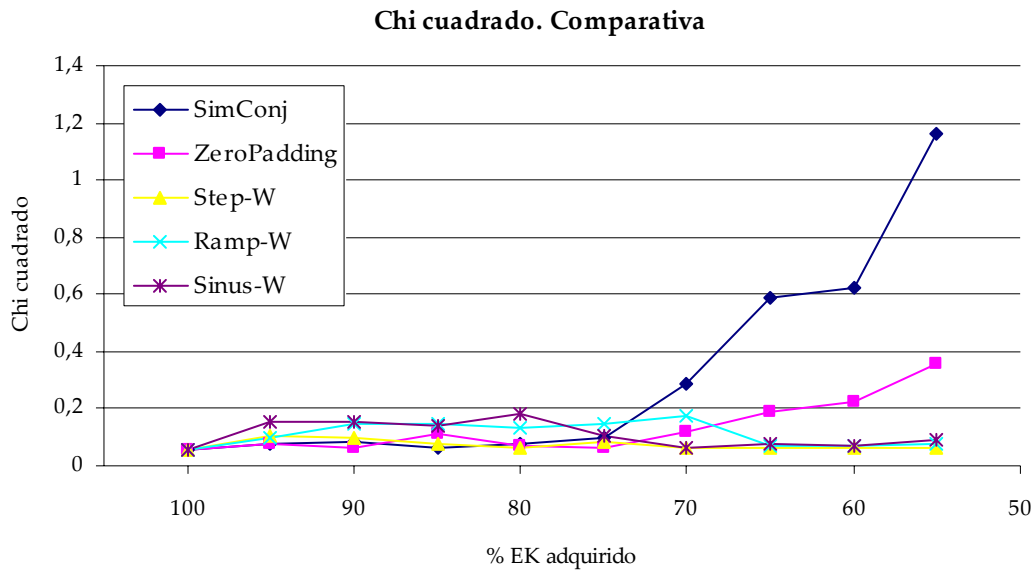


Figura 57. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica  $\chi^2$ . Sin corrección de fase

A pesar de las consideraciones sobre la relación señal-ruido realizadas anteriormente, también hemos de tener en cuenta la presencia de *ringing* cuantificada mediante la  $\chi^2$ . El método que utiliza la simetría hermítica para la reconstrucción de la imagen es el que mayor *ringing* presenta, lo que unido a su mala SNR nos hace decir que este método de reconstrucción no interesa en absoluto.

Aunque SNR para el relleno con ceros es casi la mejor posible, hay que tener en cuenta que es el segundo método con mayor *ringing* después de la simetría hermítica. Si observamos las imágenes vemos que a partir de un 70% de espacio k adquirido la presencia de *ringing* estropea mucho las imágenes.

Los métodos en los que se ha realizado una ponderación previa presentan un *ringing* mucho menor, por lo que aunque SNR para ellos disminuya, esta disminución no parece tan grave como para que no interese su aplicación en la reconstrucción de imágenes.

La causa de esta desaparición del *ringing* en las imágenes es debida a que la ponderación previa del espacio k provoca que las altas frecuencias adquiridas tomen una mayor relevancia al ser incrementadas en un factor 2.

El *ringing* como se introdujo en el apartado 6.2, es consecuencia de la pérdida de frecuencias espaciales, especialmente de las altas frecuencias encargadas de modelar correctamente los bordes de la imagen. Al realizar una ponderación previa del espacio k y a pesar de no haber adquirido todas las altas frecuencias de la imagen conseguimos incrementar el peso de las altas frecuencias sí adquiridas. De esta forma, el *ringing* se ve reducido.

Aún así, no todas las ponderaciones previas son iguales. La presencia de discontinuidades bruscas en ellas ocasiona peores resultados de calidad de imagen que otras ponderaciones más suaves.

- Diferencia promedio (AD)

La diferencia promedio entre las imágenes completa y parcial viene indicada en la siguiente tabla:

% EK adq	SimConj	ZeroPadding	Step-W	Ramp-W	Sinus-W
95,3	2,18	0,91	0,92	7,03	17,52
90,2	4,31	1,93	1,89	9,47	22,65
85,5	7,82	3,06	3,06	12,77	29,27
80,5	20,16	5,30	5,43	18,37	39,53
75,4	48,26	10,01	9,70	27,70	54,76
70,3	55,51	19,67	17,75	43,82	76,02
65,2	100,00	37,50	32,18	70,67	110,00
60,5	170,00	66,89	59,82	110,00	160,00
55,5	320,00	130,00	130,00	220,00	300,00

Tabla 8. Simulación de adquisición parcial. Resultados AD. Sin corrección de fase

#### AD. Sin corrección de fase

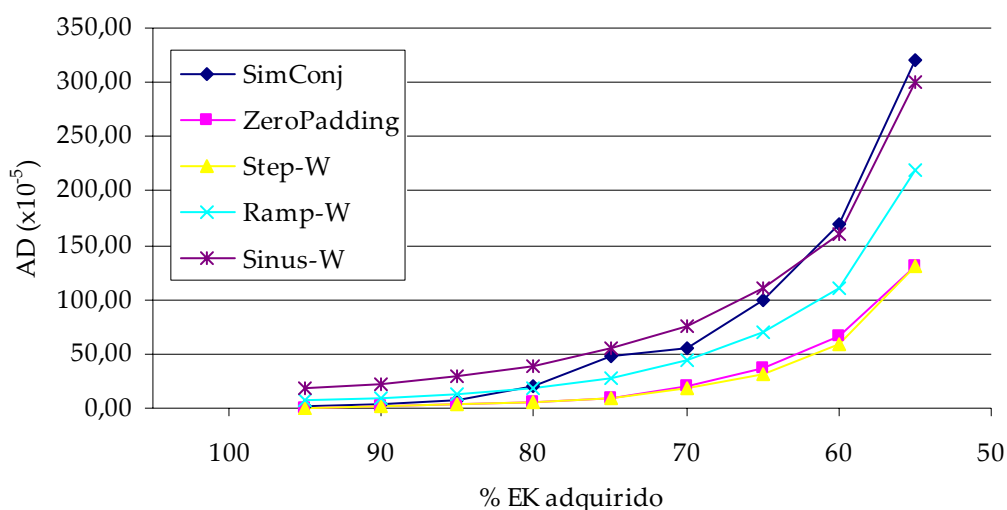


Figura 58. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica AD. Sin corrección de fase

El método que aplica simetría hermítica para la reconstrucción de la imagen es de nuevo el que peores resultados arroja junto con la ponderación sinusoidal. Estos vienen seguidos de la ponderación tipo rampa y por último de los métodos de relleno con ceros y relleno con ceros con preponderación de tipo escalón.

El parámetro AD mide la diferencia en promedio entre la imagen final resultado del algoritmo y la imagen obtenida a partir del espacio k completo, de forma que aquellos métodos que preponderan el espacio k generan imágenes cuyos valores de intensidad de señal en cada píxel se encuentran más alejados de la original que otros en los que no se realiza preponderación, como es el relleno con ceros.

### 8.3 Resultados con corrección de fase

- Relación señal-ruido (SNR)

De nuevo denominamos SimConj al método que utiliza la simetría hermítica para sintetizar los datos no adquiridos, esta vez con corrección de fase, HRampa al algoritmo homodino con preprocesado del espacio k tipo rampa y HSeno al algoritmo homodino con preprocesado del espacio k tipo sinusoidal. Margosian y POCS representan dichos algoritmos.

#### ROI caliente

% EK adq	SimConj	Error	HRampa	Error	HSeno	Error	Margosian	Error	POCS	Error
100	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25	4525,55	41,25
95,3	3533,29	32,96	3172,72	33,50	1697,60	16,74	3684,66	40,06	4262,40	40,15
90,2	2180,66	20,27	2915,28	25,30	2410,26	23,48	5396,91	53,62	3814,41	35,83
85,5	1582,16	12,74	3121,27	28,69	4752,93	45,87	2296,95	25,37	3133,26	29,34
80,5	865,32	6,07	2944,34	29,33	4970,48	47,44	1986,84	20,25	2290,93	23,22
75,4	501,13	3,35	1887,15	18,43	1402,37	14,31	2014,33	18,18	1851,49	20,23
70,3	392,77	2,80	1676,53	15,39	1289,68	13,21	1215,42	10,88	1763,22	18,39
65,2	363,16	4,06	1291,09	12,51	1522,38	16,12	1076,02	11,04	1636,40	17,25
60,5	380,11	4,63	1202,08	10,96	1132,68	10,67	2267,28	27,13	2007,49	18,22
55,5	162,50	6,94	2430,10	25,23	2789,28	30,01	317,51	9,52	983,54	9,53

Tabla 9. Simulación de adquisición parcial. Resultados SNR ROI caliente. Con corrección de fase

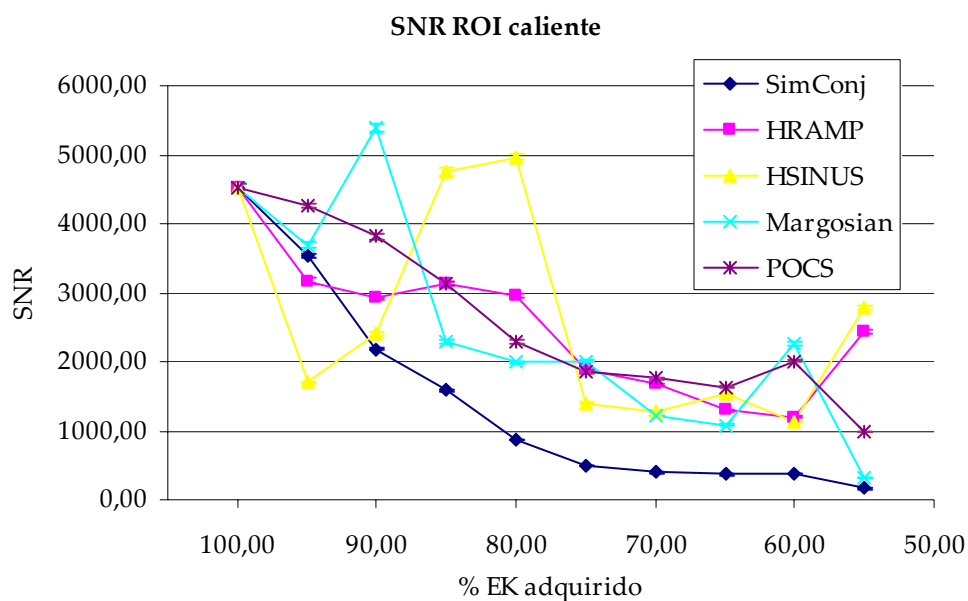


Figura 59. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica SNR ROI caliente. Con corrección de fase

## ROI fría

% EK adq	SimConj	Error	HRAMP	Error	HSINUS	Error	Margosian	Error	POCS	Error
100	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87	3323,42	118,87
95,3	2586,50	64,86	2320,99	83,57	1238,98	43,49	2704,12	93,45	3127,04	112,35
90,2	1600,13	63,94	2128,79	74,07	1760,94	63,71	3954,27	141,79	2796,75	47,40
85,5	1159,66	40,47	2287,96	77,47	3470,60	126,75	1687,82	60,41	2297,82	79,95
80,5	634,00	28,80	2151,94	75,62	3635,94	130,27	1456,37	51,28	1684,36	61,23
75,4	367,14	15,56	1379,15	48,57	1027,80	36,92	1473,12	51,46	1361,42	48,79
70,3	287,07	10,29	1226,97	43,31	946,09	34,72	889,80	32,37	1296,49	46,43
65,2	265,22	9,63	946,94	34,33	1113,75	37,63	788,10	28,20	1201,87	43,95
60,5	277,41	9,57	880,90	31,16	830,95	30,22	1665,46	62,25	1474,85	53,87
55,5	117,22	1,98	1786,77	64,74	2051,47	75,28	232,46	5,38	721,01	26,40

Tabla 10. Simulación de adquisición parcial. Resultados SNR ROI fría. Con corrección de fase

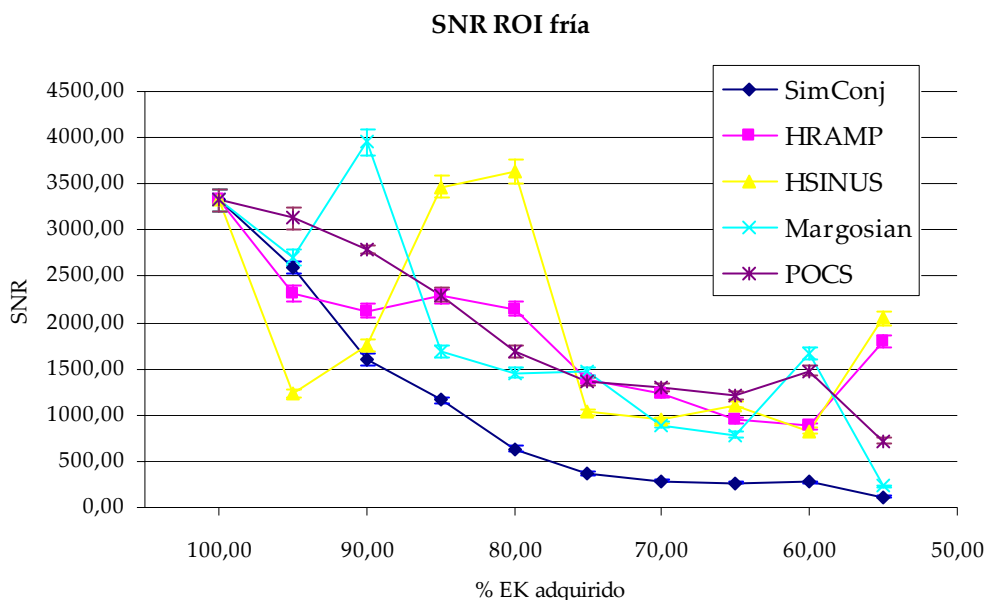


Figura 60. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica SNR ROI fría. Con corrección de fase

De nuevo y al igual que ocurría cuando no realizábamos corrección de fase, la forma de las gráficas es idéntica para el caso de ROI fría y caliente aunque difieren en sus órdenes de magnitud debido a la menor y mayor intensidad de señal respectivamente.

En cambio el comportamiento de las gráficas SNR presenta en este caso saltos bruscos, especialmente en el caso del método de Margosian y el algoritmo homodino con preponderación de tipo sinusoidal. Esto puede deberse a la definición de SNR elegida, que presenta una alta dependencia con la desviación estándar del fondo de la imagen. Una pequeña disminución en este valor hace que SNR en la imagen sufra un incremento considerable. Así, no consideramos estos altos valores de SNR alcanzados con Margosian y el algoritmo homodino muy acertados.

En el caso que nos ocupa el método que utiliza la simetría hermítica es claramente el que menores valores de SNR ofrece para casi cualquier porcentaje de espacio k adquirido. El algoritmo homodino con preprocesado de tipo rampa y el

método POCS presentan resultados suaves y son por tanto los métodos que encontramos más interesantes en este caso.

Hemos comprobado cómo el método que utiliza la simetría hermítica para sintetizar los datos no adquiridos del espacio k presenta siempre la menor SNR de todos los métodos utilizados. Esto es debido a la distribución del ruido de la imagen tras aplicar simetría conjugada.

En MRI el ruido de fondo de las imágenes es gaussiano, es decir, la distribución del ruido se asemeja a una distribución gaussiana con una determinada media y varianza. En concreto en MRI la media de la distribución es cero. Cuando aplicamos simetría hermítica para recuperar frecuencias no adquiridas rompemos esta distribución del ruido y obtenemos en su lugar ruido correlado, en el que la variación del nivel de gris depende de la posición espacial del píxel en la imagen. Así, la media del ruido deja de ser nula y como consecuencia el ruido de fondo aumenta, haciendo disminuir SNR de la imagen.

Si comparamos ahora los órdenes de magnitud de SNR con y sin corrección de fase, podemos observar cómo al corregir la fase de las imágenes obtenemos mayores valores de SNR.

- Artefactos en la imagen. *Ringing*

% EK adq	SimConj	HRampa	HSeno	Margosian	POCS
100	0,055	0,055	0,055	0,055	0,055
95,3	0,087	0,035	0,029	0,075	0,104
90,2	0,077	0,032	0,028	0,040	0,067
85,5	0,104	0,033	0,028	0,070	0,115
80,5	0,078	0,026	0,045	0,039	0,071
75,4	0,121	0,023	0,046	0,050	0,085
70,3	0,243	0,024	0,048	0,069	0,128
65,2	0,566	0,033	0,057	0,099	0,074
60,5	0,610	0,053	0,048	0,121	0,071
55,5	1,148	0,037	0,039	0,217	0,113

Tabla 11. Simulación de adquisición parcial. Resultados  $\chi^2$ . Con corrección de fase

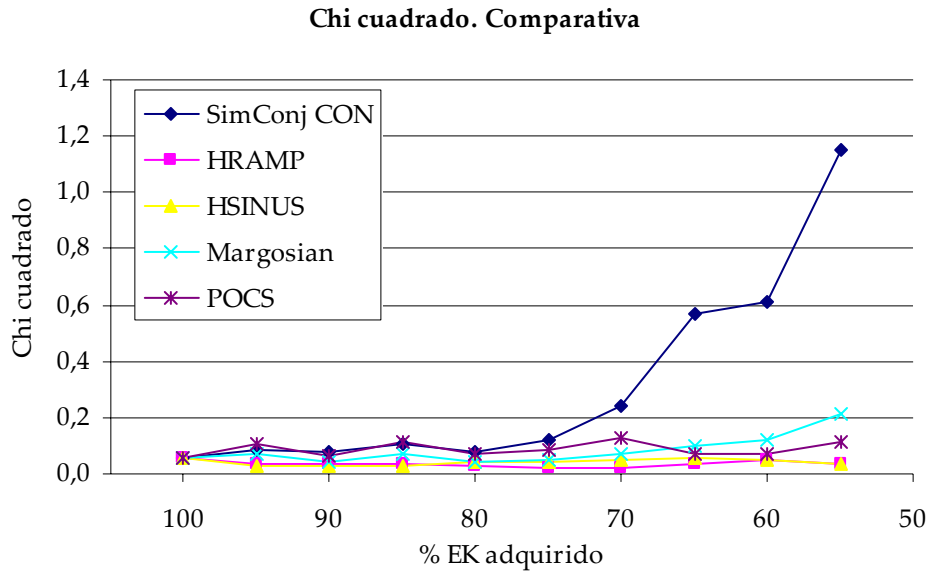


Figura 61. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica  $\chi^2$ . Con corrección de fase

Cuando realizamos la corrección de fase en las imágenes el algoritmo homodino es el que mejores resultados presenta, tanto para preprocesado tipo rampa como para preprocesado sinusoidal.

- Diferencia promedio (AD)

La diferencia promedio entre las imágenes completa y parcial viene indicada en la siguiente tabla:

% EK adq	SimConj	HRampa	HSeno	Margosian	POCS
95,3	2,49	2,75	3,84	1,04	0,40
90,2	5,93	3,96	5,02	2,31	0,88
85,5	13,83	5,14	6,13	3,63	1,34
80,5	21,59	6,78	7,58	5,89	1,93
75,4	45,00	8,10	8,69	10,04	2,26
70,3	56,23	9,95	10,38	18,63	2,98
65,2	110,00	10,34	10,86	33,72	3,65
60,5	180,00	11,89	12,24	59,84	4,18
55,5	330,00	12,85	13,11	120,00	5,50

Tabla 12. Simulación de adquisición parcial. Resultados AD. Con corrección de fase

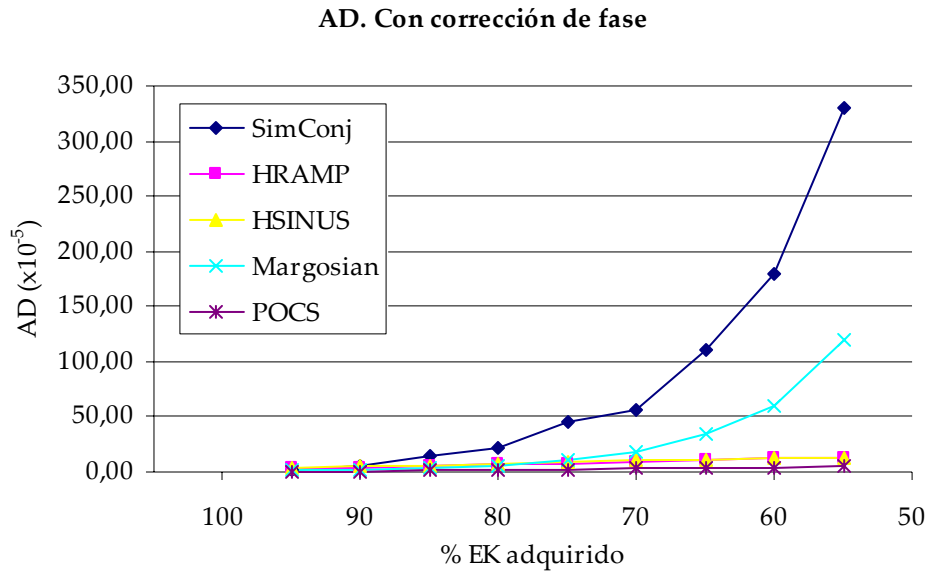


Figura 62. Simulación de adquisición parcial. Representación gráfica AD. Con corrección de fase

El algoritmo homodino y el método POCS son aquellos que presentan mejores resultados de AD tanto si realizamos corrección de fase como si no.

## 9. Adquisición parcial

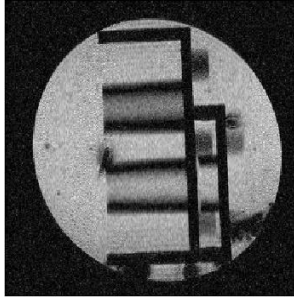
Realizamos en este punto una comparación visual de las imágenes obtenidas con los distintos métodos para dos porcentajes de espacio k adquiridos: 71,5% y 55,5%. Comparamos todas las imágenes obtenidas para la secuencia eco de gradiente y espín-eco para cada uno de los métodos.



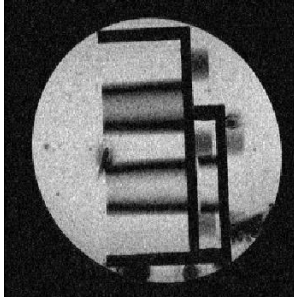
9.1 Estudio cualitativo. 71, 5% de espacio k adquirido

GE sin corrección de fase

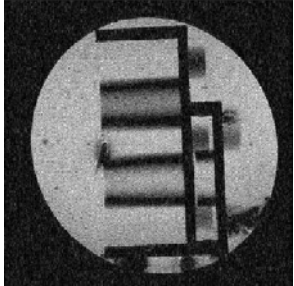
Simetría hermítica



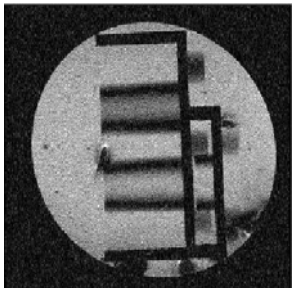
Relleno con ceros



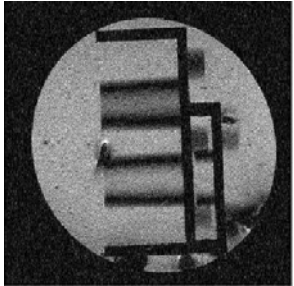
Step-W



Ramp-W

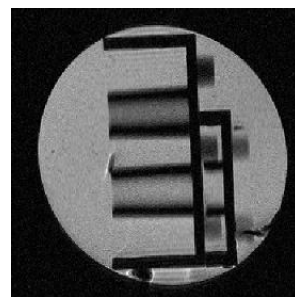


Sinus-W

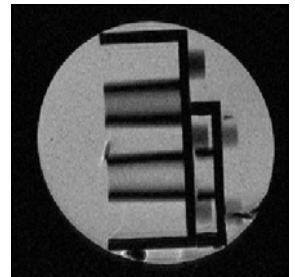


SE sin corrección de fase

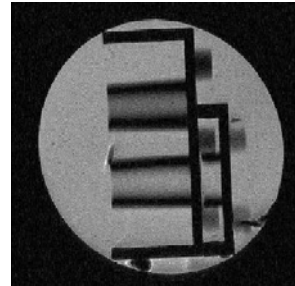
Simetría hermítica



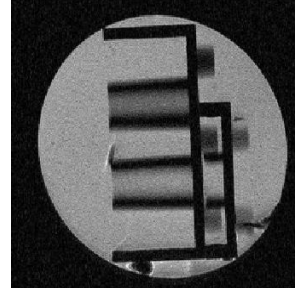
Relleno con ceros



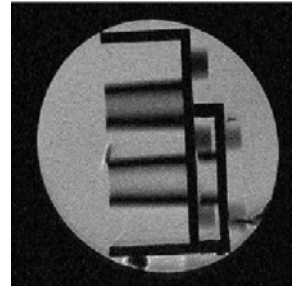
Step-W



Ramp-W

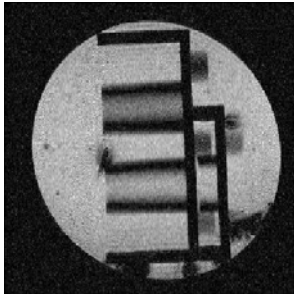


Sinus-W

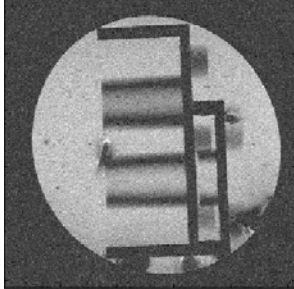


**GE con corrección de fase**

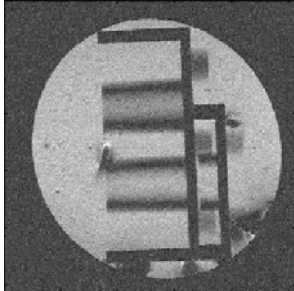
Simetría hermítica



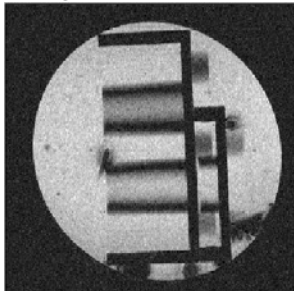
Algorit. homodino (rampa)



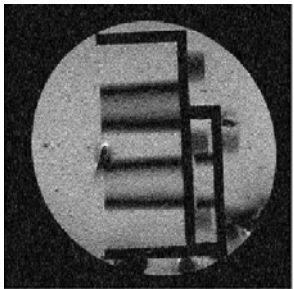
Algorit. homodino (seno)



Margosian

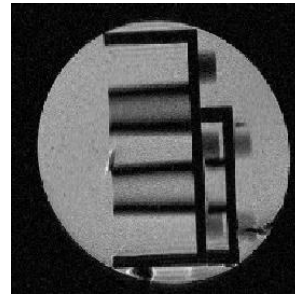


POCS

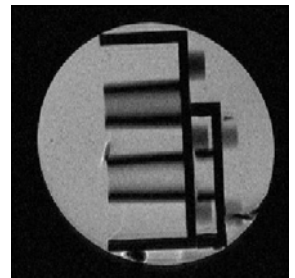


**SE con corrección de fase**

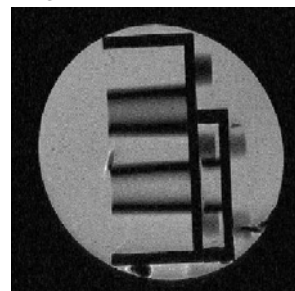
Simetría hermítica



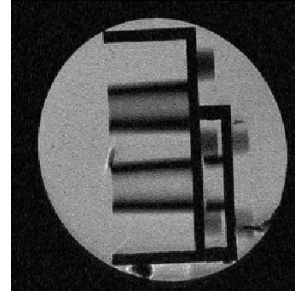
Algorit. homodino (rampa)



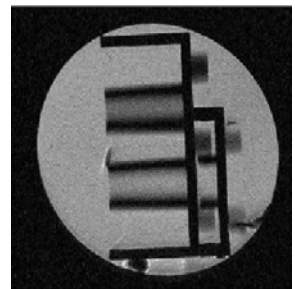
Algorit. homodino (seno)



Margosian



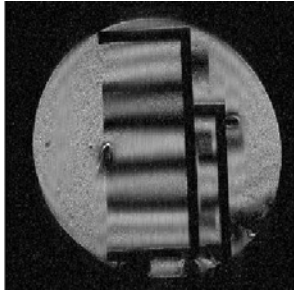
POCS



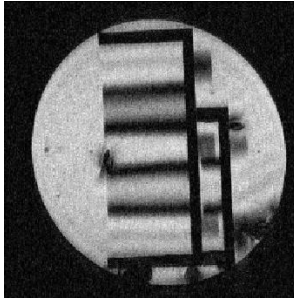
9.2 Estudio cualitativo. 55, 5% de espacio k adquirido

GE sin corrección de fase

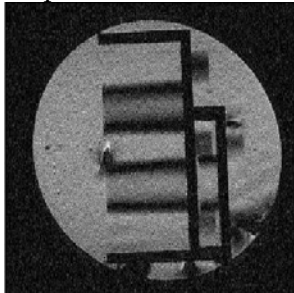
Simetría hermítica



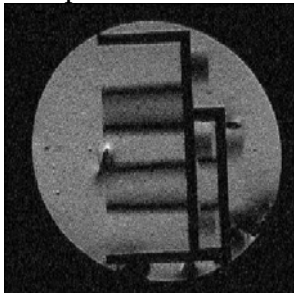
Relleno con ceros



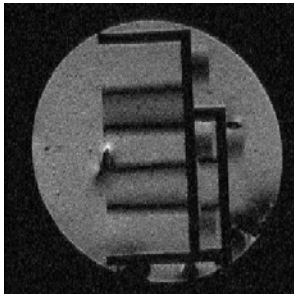
Step-W



Ramp-W

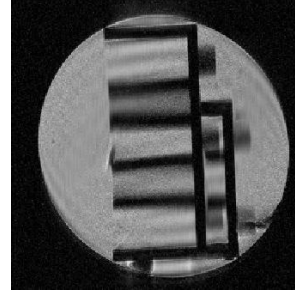


Sinus-W

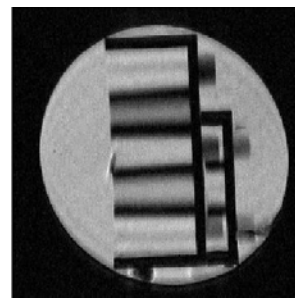


SE sin corrección de fase

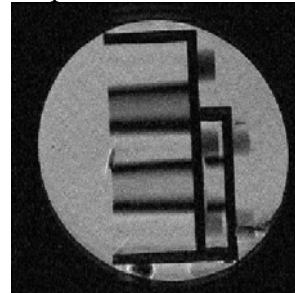
Simetría hermítica



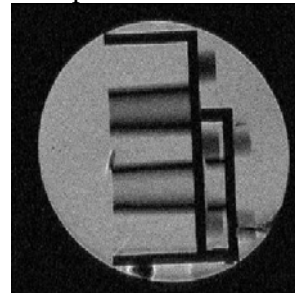
Relleno con ceros



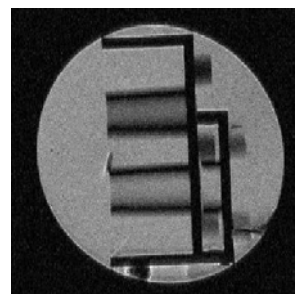
Step-W



Ramp-W

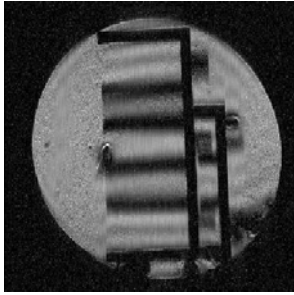


Sinus-W

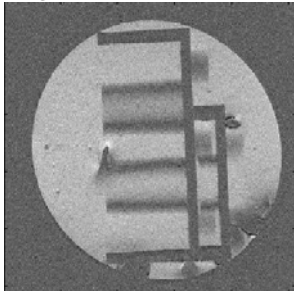


**GE con corrección de fase**

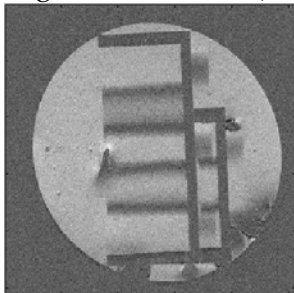
Simetría hermítica



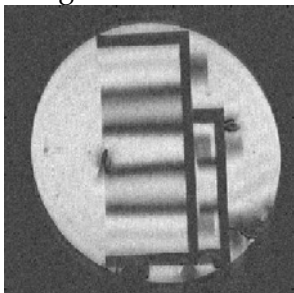
Algorit. homodino (rampa)



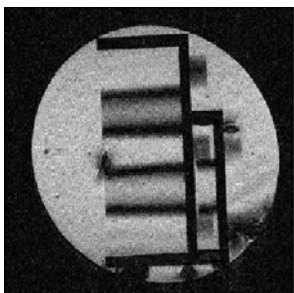
Algorit. homodino (seno)



Margosian

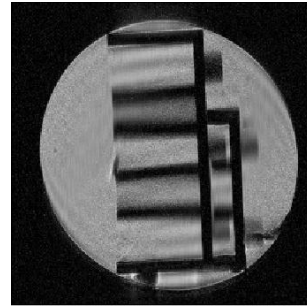


POCS

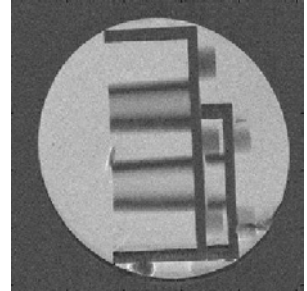


**SE con corrección de fase**

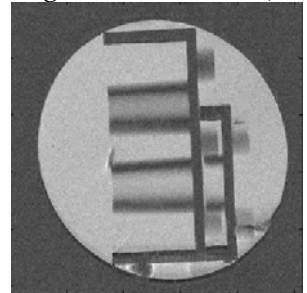
Simetría hermítica



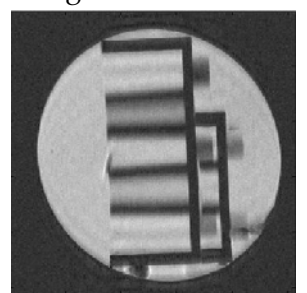
Algorit. homodino (rampa)



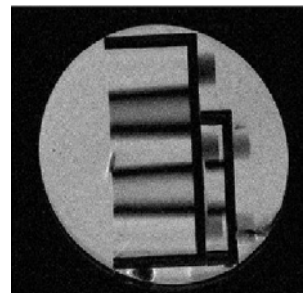
Algorit. homodino (seno)



Margosian



POCS



### 9.3 Comentarios al estudio cualitativo

Para el caso de un 71,5% del espacio k adquirido no se aprecia una gran diferencia en las imágenes obtenidas a partir de los métodos sin corrección de fase dentro de una misma secuencia, aunque sí podemos observar cómo la secuencia espín-eco ofrece una mayor calidad de imagen que la eco de gradiente.

Aplicando corrección de fase destaca el poco contraste que presentan las imágenes obtenidas a partir del algoritmo homodino y Margosian para secuencias eco de gradiente. Esto se debe a cómo elige cada método la imagen final, pues ambos consideran como imagen final una imagen real. Así, aparecen valores negativos en algunos píxeles de la imagen y esta aparece más clara.

Apenas se aprecia ningún artefacto en las imágenes, aunque en el caso de la simetría hermítica (sin y con corrección de fase) podemos apreciar la aparición de *ringing* en las zonas donde existen variaciones bruscas en la intensidad de señal.

Para este porcentaje de espacio k adquirido la corrección de fase no aporta mejoras significativas en la calidad de la imagen.

Para el caso de un 55,5% de espacio k adquirido podemos observar cómo aparecen ya artefactos en las imágenes de una forma mucho más clara que en el caso anterior.

Sin corregir la fase y tanto para secuencias espín-eco como eco de gradiente el método que utiliza la simetría hermítica para sintetizar datos no adquiridos es el que peor calidad de imagen ofrece. La presencia de *ringing* estropea mucho las imágenes y aparece también el emborronamiento en algunas zonas de las mismas. Comprobamos de esta forma los resultados obtenidos a partir de la simulación de adquisición parcial.

Tras el método de simetría conjugada el relleno con ceros es el que peor calidad de imagen ofrece. Recordamos cómo en la simulación a medida que disminuía el porcentaje de espacio k adquirido este método perdía interés, además de presentar un *ringing* elevado.

En aquellos casos en los que se ha realizado una ponderación previa del espacio k el *ringing* desaparece aunque las imágenes se hacen más oscuras.

Si corregimos la fase de las imágenes de nuevo la simetría hermítica presenta los peores resultados. Las imágenes que para un 71,5% de espacio k adquirido presentaban un menor contraste en el caso del algoritmo homodino y el método de Margosian con lo hacen de nuevo, esta vez tanto para secuencias espín-eco como eco de gradiente.

De nuevo la calidad de imagen ofrecida por la secuencia espín-eco es mayor que la de eco de gradiente.

## IV. Conclusiones

Tras observar las gráficas de resultados experimentales de la simulación, podemos afirmar que hasta un 70% de espacio k adquirido el método que mejor funciona es el relleno con ceros, tanto en SNR como en presencia de artefactos, a pesar de que en un principio podría parecer el más simple y el que peores resultados debería arrojar. Por ello concluimos que no merece la pena emplear algoritmos más complicados ni corregir la fase de las imágenes cuando trabajemos con porcentajes de espacio k adquirido superiores al 70%.

La simetría conjugada es el método que peores resultados ofrece con o sin corrección de fase. Al copiar literalmente los datos aplicando las propiedades de simetría del espacio k, se copian también el ruido y los defectos de fase, con lo cual se tiene ruido correlado en la imagen, lo que provoca una disminución de SNR en las imágenes.

Por debajo del 70% de espacio k adquirido interesa realizar una ponderación previa del espacio k, se comprueba experimentalmente cómo esta preponderación elimina casi por completo el ringing de la imagen. Para porcentajes de espacio k adquiridos mayores que el 70% no interesa preponderar pues aumenta el ruido, disminuyendo SNR.

Las imágenes obtenidas con secuencias de tipo eco de gradiente son peores que las imágenes obtenidas con espín eco, por lo que no es acertado utilizar métodos de adquisición parcial en combinación con secuencias eco de gradiente. Además la adquisición de imágenes en GE es mucho más rápida que en SE (como puede observarse en las tablas 3 y 4) por lo que la adquisición parcial tiene mucho más sentido en combinación con espín eco que en combinación con eco de gradiente.

## V. Bibliografía

- [1] Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design. E. Mark Haacke, Ph. D., Robert Brown, Ph. D., Michael Thompson, Ph. D., Ramesh Venkatesan, D. Sc.
- [2] Basic Principles of magnetic resonance imaging. Wendell A. Gibby, MD Neurosurg Clin N Am 16 (2005) 1-64.
- [3] k-space in the clinic. Cynthia B. Paschal, Douglas Morris.
- [4] k-space sampling strategies. J. Hennig. Eur. Radiol. 9, 1020-1031 (1999)
- [5] Questions & Answers in Magnetic Resonance Imaging. Second Edition. Allen D. Elster, Jonathan H. Burdette. Mosby.
- [6] Partial k-Space Reconstruction. John Pauly, Stanford University.
- [7] Técnicas avanzadas de adquisición de imágenes por resonancia magnética a 7 T. Paula Montesinos Suárez de la Vega. Proyecto fin de carrera. Escuela Politécnica Superior de Ingeniería de Gijón.
- [8] Reconstruction of Echo Planar Images used in Functional MRI. Robert Holgersson & Mikael Svärd. Master's Thesis. Department of Biomedical Engineering. Institute of Technology. Linköping University. February 2004.
- [9] AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. MR Artifacts, Safety and Quality control. Jiachen Zhuo, Rao P. Gullapalli.
- [10] Faster mr imaging: Imaging with half the data. P. Margosian, F. Schmitt. Health Care Instrumentation, 1:195-197 (1986)
- [11] Reducing mr imaging time by one-sided reconstruction. J. Cuppen, A. van Est. Magn Res Imag, 5: 526-527 (1987)
- [12] Principles of Magnetic Resonance Imaging. Z. Liang, P. Lauterbur. IEEE Press, Inc (200)
- [13] Homodyne detection in magnetic resonance imaging. D.C. Noll, D.G. Nishimura y A. Macovski. Transactions on Medical Imaging, 10 (2): 154-163 (1991)
- [14] Image quality measures and their performance. M. Ahmet, S. Paul. IEEE Transactions on communications, 1995, 43: 2959-2965.
- [15] Diagnostic quality evaluation of compressed medical images for telemedicine applications. Seddeq E. Ghrare, M. Alauddin M. Ali, M. Ismail, K. Jumari. Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM). Faculty of Engineering.
- [16] <http://www.e-mri.org/>