

# Surcando el espacio- $k$ para mejorar la imagen por resonancia magnética

David Moratal-Pérez<sup>a</sup> • Luis Martí-Bonmatí<sup>b</sup> • Marijn E. Brummer<sup>c</sup> • José Millet-Roig<sup>a</sup> • Francisco Castells<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Ingeniería Electrónica. Universitat Politècnica de València. Valencia.

<sup>b</sup>Servicio de Radiología. Clínica Quirón. Valencia. España.

<sup>c</sup>Radiology Department. Emory University School of Medicine. Atlanta. EE.UU.

Lo que marca la diferencia entre la resonancia magnética (RM) y otras modalidades de imagen médica es que el usuario tiene completo control sobre la forma de adquirir los datos y cómo éstos pueden manipularse para mostrar la imagen final. El radiólogo puede modificar la resolución, el tamaño del campo de visión, el contraste, la velocidad de la adquisición, la influencia de los artefactos y tantos otros muchos parámetros que contribuyen a formar la imagen final. El artífice de este control se conoce como espacio- $k$ , y no es más que la matriz de datos sin procesar obtenida a la salida del equipo de RM antes de la aplicación de la transformada de Fourier, la cual proveerá de la imagen final reconstruida.

Este control que proporciona el espacio- $k$  forzará la necesidad por parte del usuario de comprender los conceptos y los mecanismos ligados a éste. Sólo de esta forma le podrá sacar el máximo rendimiento a la resolución espacial, resolución temporal y calidad final de la imagen.

El principal problema radica en que el espacio- $k$  es un concepto abstracto. Aunque su contenido se puede visualizar, sus datos tienen poco sentido y no poseen una relación aparente con la imagen de RM. Por otra parte, la construcción matemática que lo describe con detalle es sofisticada y complicada y no da a entender, de una forma intuitiva, de lo que se trata. Este artículo analizará este concepto poco conocido, aunque ampliamente utilizado en RM.

**Palabras clave:** Espacio- $k$ . Resonancia magnética. Técnicas de imagen.

El espacio- $k$  consta de una malla de coordenadas  $k_x$  y  $k_y$ . A estas coordenadas se las denomina frecuencia espacial, y tienen un valor que viene expresado en ciclos por centímetro (ciclos/cm) y una intensidad de señal representada por un nivel de gris (fig. 1).

En imagen convencional, cada línea del espacio- $k$  se rellena después de un pulso de excitación. Cada vez que se mide la señal de resonancia magnética (RM), se aplica el gradiente de codificación de frecuencia. Ello induce un desplazamiento horizontal en el espacio- $k$ , así se rellena una línea horizontal de dicho espacio- $k$ . Antes de la siguiente medida se aplicará el gradiente de codificación de fase. Esto induce un desplazamiento vertical en

## Exploring $k$ -Space for Improved MR Imaging

What marks the difference between magnetic resonance (MR) and other medical imaging techniques is that the user has complete control over both the way in which data is acquired and how it can be manipulated in presenting the final image. The radiologist can modify resolution, field size, contrast, acquisition speed, artifact influence, and many other parameters which contribute in producing the final image.

The vehicle of this control is known as  $k$ -space, and is nothing more than a matrix of unprocessed output data from the MR unit before applying Fourier transformation, which will in turn provide a final reconstructed image. The user would necessarily be required to understand those concepts and mechanisms related to  $k$ -space. Only then could optimum results be yielded in regard to spatial resolution, temporal resolution and image quality.

The principal problem lies in the fact that  $k$ -space is an abstract concept. Although its content can be visualized, the data of which it is comprised makes little sense and suggests no apparent relation to MR imaging. On the other hand, the mathematical construction used to describe it in detail is sophisticated and complicated, and does not easily lend itself to an intuitive understanding of precisely what it is that  $k$ -space entails. This article analyzes this little known yet widely used concept in MR imaging.

**Key Word:**  $k$ -Space, Magnetic Resonance, Imaging Techniques

el espacio- $k$ . La próxima vez que se aplique el gradiente de codificación de frecuencia, se estará adquiriendo una línea horizontal distinta. Este proceso se repite hasta llenar el espacio- $k$ <sup>1</sup>.

Cada imagen tiene su propio conjunto de datos en el espacio- $k$ . Una imagen  $256 \times 256$  requiere un conjunto de  $256 \times 256$  datos en el espacio- $k$ . Sin embargo, la información de cada píxel de la imagen vendrá codificada en todos y cada uno de los puntos del espacio- $k$ , y viceversa, cada punto del espacio- $k$  contiene información de todos y cada uno de los píxeles de la imagen<sup>2-4</sup>. El espacio- $k$  y su imagen asociada están relacionados mediante la transformada de Fourier bidimensional o TF 2D (fig. 2).

### Aspecto de los datos en el espacio- $k$

Los datos del espacio- $k$  se reparten sobre una superficie 2D, cuya visión se puede asemejar a un estanco visto desde arriba (fig. 3A derecha), en cuyo centro se sitúan las bajas frecuencias, y en cuyos extremos o periferia se sitúan las altas frecuencias.

#### Correspondencia:

LUIS MARTÍ-BONMATÍ. Sección de RM y TAC. Servicio de Radiología. Hospital Universitario Doctor Peset. Avda. Gaspar Aguilar, 90. 46017 Valencia. España.

Recibido: 12-VI-2003.

Aceptado: 5-XII-2003.

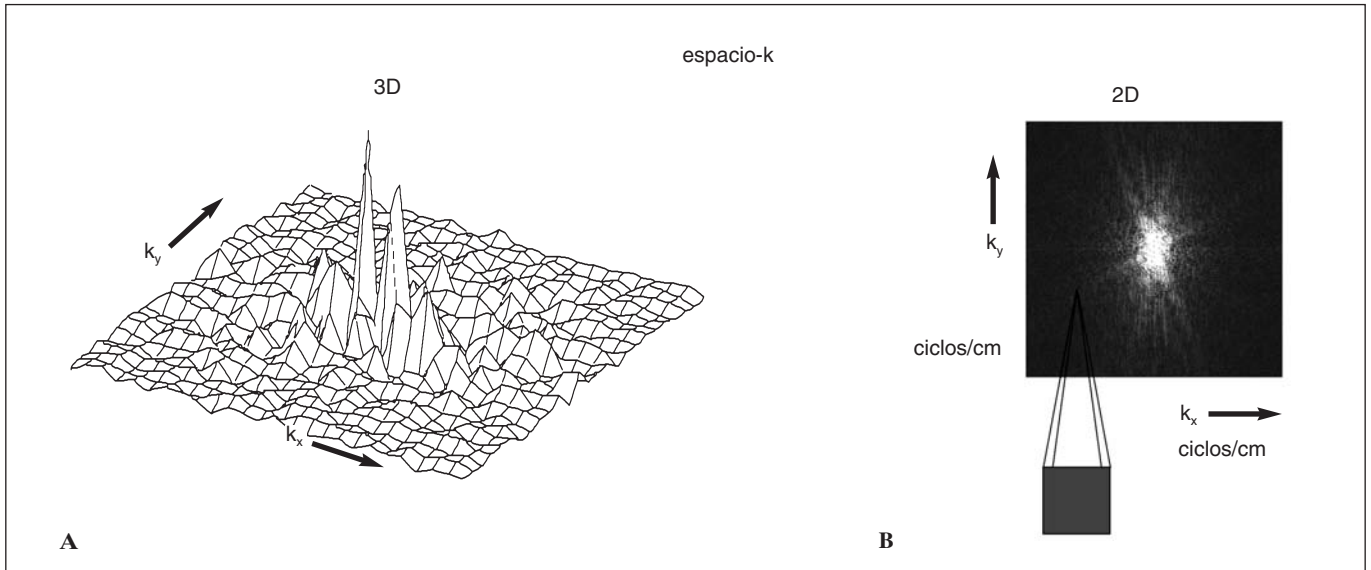


Fig. 1.—A) Espacio- $k$  representado en tres dimensiones. B) Espacio- $k$  visto en dos dimensiones.

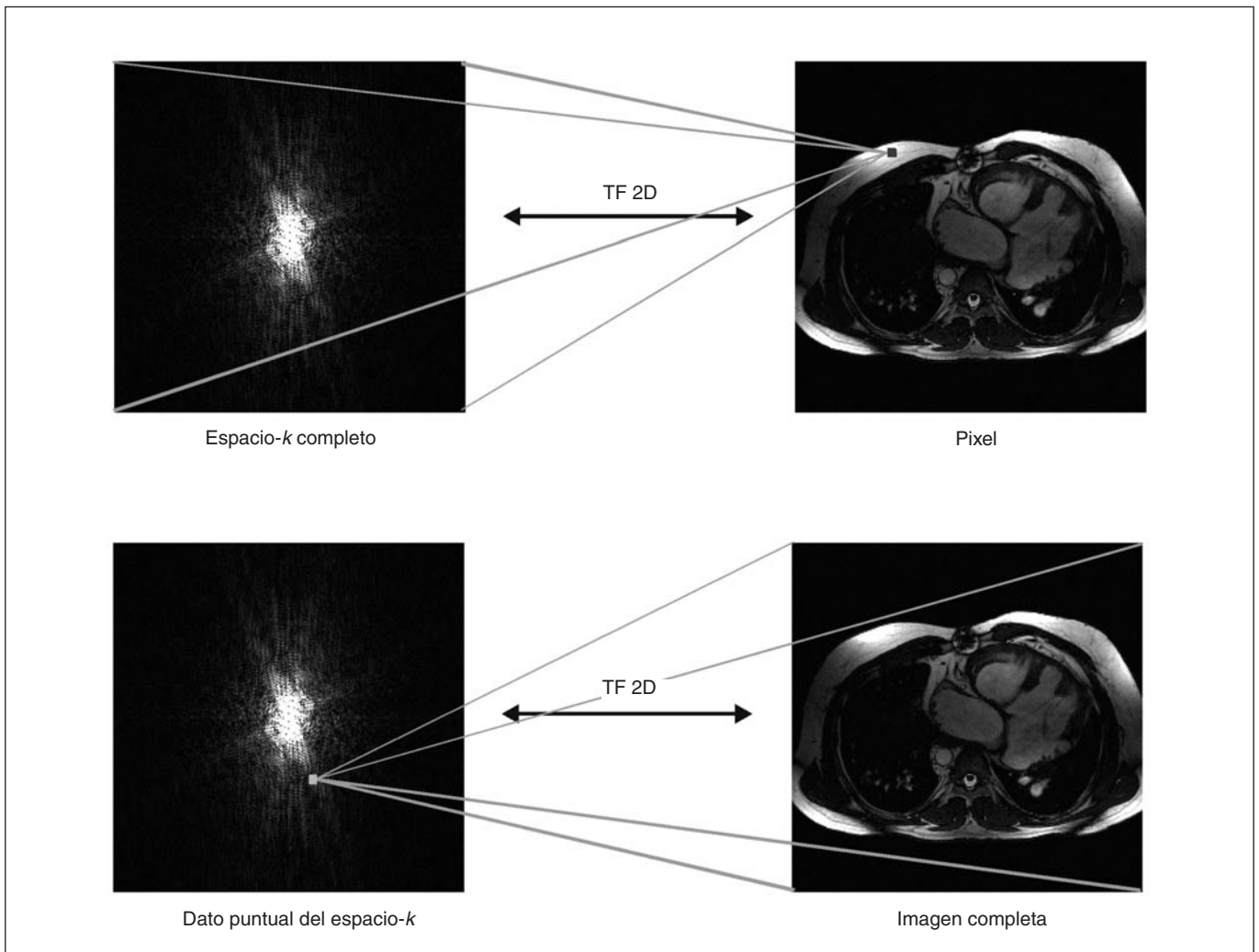


Fig. 2.—El espacio- $k$  y el dominio de la imagen están relacionados a través de la transformada de Fourier bidimensional (TF 2D).

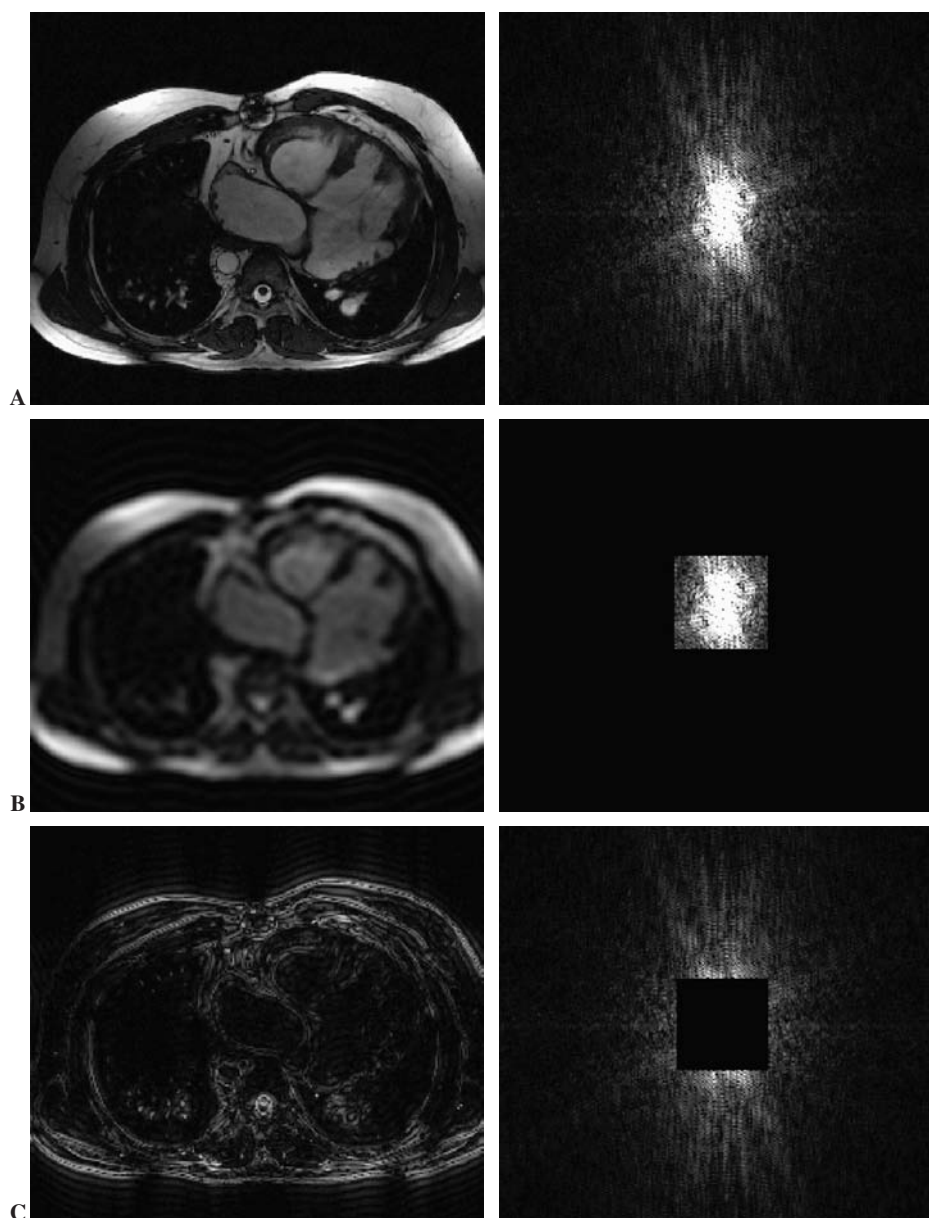


Fig. 3.— Espacio-*k* (derecha) y su imagen reconstruida asociada (izquierda). Para pasar de un dominio al otro se ha hecho uso de la transformada de Fourier bidimensional — TF 2D. A) Espacio-*k* completo. B) Sólo se ha seleccionado las bajas frecuencias. Se aprecia la forma general de la imagen, pero no es posible distinguir con precisión el contorno de los objetos. C) Espacio-*k* correspondiente a las altas frecuencias, y su imagen asociada. Se puede apreciar en la imagen como las frecuencias espaciales altas muestran el contorno —detalle— de los objetos de la imagen.

Las bajas frecuencias —centro— del espacio-*k*, tienen la información correspondiente a la forma general de la imagen. Se puede considerar que muestran el contenido o el contraste de la imagen (fig. 3B). Contrariamente, las altas frecuencias —periferia— del espacio-*k* son las encargadas de representar los detalles más finos, así como el borde de los objetos (fig. 3C). La distribución en altas o bajas frecuencias espaciales dentro de un espacio-*k* vendrá determinada por el contenido de la imagen asociada y su número de pequeños objetos y detalles<sup>5-6</sup>.

### Principales factores que influyen en la calidad de la imagen

El objetivo principal es la obtención de imágenes de calidad suficiente para producir un diagnóstico adecuado. La calidad de la imagen vendrá determinada por cuatro características principales: contraste, resolución espacial, relación señal-ruido (RSR) y ausencia de artefactos. La calidad de una imagen se consigue a

TABLA 1  
PARÁMETROS DE LA ADQUISICIÓN Y SU INFLUENCIA EN LA IMAGEN

<i>Parámetros de la adquisición</i>		<i>Propiedad de la imagen</i>
Espesor de corte	→	Resolución espacial Relación señal-ruido (RSR)
Espesor de corte FOV Tamaño de la matriz de datos	→	Resolución espacial

FOV: *field of view* (campo de visión).

costa de un elevado tiempo de adquisición, pero en la mayoría de los casos un tiempo de adquisición corto será esencial. La tabla 1 muestra algunos parámetros de la adquisición y su influencia so-

bre las distintas propiedades de la imagen. Al no ser factible obtener todas las características de una imagen ideal al mismo tiempo, se tendrá que llegar a un compromiso entre los distintos parámetros<sup>4</sup>.

El tiempo de adquisición, la resolución espacial y la RSR están matemáticamente relacionados entre sí y con un mismo parámetro: el tamaño de la matriz de datos. Así, un incremento de la matriz inducirá una mejora en la resolución espacial, pero una reducción de la RSR al disminuir el tamaño del voxel, a la par que el tiempo de adquisición aumentará ya que habrá que adquirir un mayor número de datos.

### Técnicas de aceleración

Algunas adquisiciones en RM representan un objeto cambian- te mediante la adquisición de una serie de imágenes con una resolución temporal relativamente elevada. Este requerimiento viene limitado físicamente por la amplitud de los gradientes y su aceleración, así como por factores fisiológicos de seguridad asociados a la onda de radiofrecuencia, como la estimulación nerviosa del paciente en estudio.

Se han propuesto una serie de estrategias para incrementar la velocidad de adquisición a través de una reducción de la cantidad de información adquirida sin comprometer la calidad de la imagen final de forma significativa. De forma general, estas estrategias se pueden clasificar en función del tipo de correlación en el que se basan, ya sea una correlación en el espacio- $k$ , en el tiempo o en ambas<sup>7</sup>.

La correlación en el espacio- $k$  engloba un amplio abanico de métodos, que incluyen las técnicas de lectura parcial del espacio- $k$  y de semi-Fourier<sup>8,9</sup>, técnicas de reducción del campo de visión<sup>10,11</sup>, imagen en paralelo<sup>12,13</sup> y métodos basados en información previa<sup>8,14</sup>. Estos métodos aceleran la adquisición mediante la lectura de una parte del espacio- $k$  en cada lectura temporal. Aunque todos estos métodos difieren significativamente, todos tienen en común que cada punto del espacio- $k$  posee parte de información de otros puntos del mismo espacio- $k$ . Esta correlación se utiliza para calcular la información omitida.

La correlación temporal existente entre las distintas adquisiciones de una secuencia dinámica, engloba métodos tales como *keyhole*<sup>15,16</sup>, y otras técnicas *view-sharing*<sup>17-21</sup>. En estos métodos, el espacio- $k$  se actualiza sucesivamente con velocidades de actualización diferentes para sus distintas porciones.

Parte de la información adquirida en una determinada posición del espacio- $k$  forma una serie de muestras temporales. Los puntos no adquiridos pueden ser interpolados o extrapolados a partir de las muestras adquiridas.

En los métodos basados en explotar las correlaciones tanto en el espacio- $k$  como en el tiempo<sup>7,22-24</sup> los puntos del espacio- $k$  no adquiridos se calculan a partir de otros puntos adquiridos, típicamente situados en su vecindad, tanto temporal como en el espacio- $k$ . Estos métodos tienen la propiedad interesante de utilizar un filtrado a lo largo de su proceso, lo cual no amplifica el ruido en la imagen final reconstruida.

A lo largo de este trabajo, se estudiarán con detalle las técnicas de lectura parcial del espacio- $k$  y de la imagen de semi-Fourier, pertenecientes al primer grupo, y básicas para la comprensión de la aceleración en la adquisición del espacio- $k$  basado en la adquisición de un menor número de codificaciones de fase. El

resto de métodos se referencian en la bibliografía, para aquel lector que esté interesado en profundizar en las distintas técnicas de aceleración.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La imagen que se utiliza a lo largo de este trabajo es un corte axial de un paciente con transposición de los grandes vasos, adquirida mediante un equipo Philips Gyroscan Intera (Philips Medical Systems, Best, Holanda), usando una secuencia *balanced Fast Field Echo* (bFFE) y un receptor de cinco elementos en *array* diseñado para aplicaciones cardíacas. Los principales parámetros de la adquisición son: 256 codificaciones de fase, TR = 3,5 ms, TE (tiempo de eco) = 1,7 ms, *flip angle* = 60°, FOV (*field of view* [campo de visión]): 350 mm, 12 fases cardíacas.

Tras una adquisición completa, los datos brutos fueron transferidos a un ordenador personal mediante un cliente FTP (*File Transfer Protocol* o protocolo de transferencia de ficheros), usando el WSFTP (Ipswitch, Inc., EE.UU.).

Se ha utilizado MATLAB 6.5 (The MathWorks, Natick, MA, EE.UU.) para la reconstrucción y simulación de los distintos métodos y técnicas que se presentan, para añadir ruido al espacio- $k$  y ver la influencia de este ruido en su imagen asociada, así como para variar la resolución espacial de la imagen mediante la modificación y selección de codificaciones de fase en el espacio- $k$ <sup>25</sup>.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Por convención, los ejes del espacio- $k$  se suelen denotar por  $k_x$  (horizontal) y  $k_y$  (vertical) (fig. 4). Tradicionalmente, los datos de  $k_x$  proceden de la lectura de un solo eco. El número de puntos en  $k_x$  es igual al utilizado para digitalizar el eco (p. ej., 256). El espaciado  $\Delta k_x$  entre los puntos en la dirección de  $k_x$  refleja la intensidad del gradiente de presentación de datos y el tiempo durante el cual se activa. La separación —en ciclos por cm— es tal, que dos líneas en la periferia del FOV describen la frecuencia mayor detectable en el receptor de radio, que también se conoce por *frecuencia de Nyquist* y es igual a la anchura de banda medida en kilohercios (kHz)<sup>1</sup>.

El número total de líneas  $k_y$  es igual al de codificaciones de fase ( $N_p$ ). El espaciado  $\Delta k_y$  entre estas líneas depende del incremento del gradiente de codificación de fase (en miliTesla por metro [mT/m]) y del tiempo (en milisegundos [ms]) durante el cual se aplica dicho gradiente. En la práctica, el tiempo de cada paso de codificación de fase permanece constante, y sólo cambia la intensidad del gradiente. Sin embargo, existen técnicas novedosas que modifican el tiempo de codificación para cubrir el espacio- $k$  con mayor eficacia. La tabla 2 muestra las características más importantes del espacio- $k$ .

#### El espacio- $k$ y la imagen: dos dominios fuertemente relacionados

Una imagen de RM incluye no sólo la señal del tejido sino también ruido no deseado. Es este ruido el que le da a la imagen su apariencia granular. Esto puede interferir en la diferenciación entre tejidos cuando el contraste es bajo, y hace difícil la distinción de pequeños detalles.

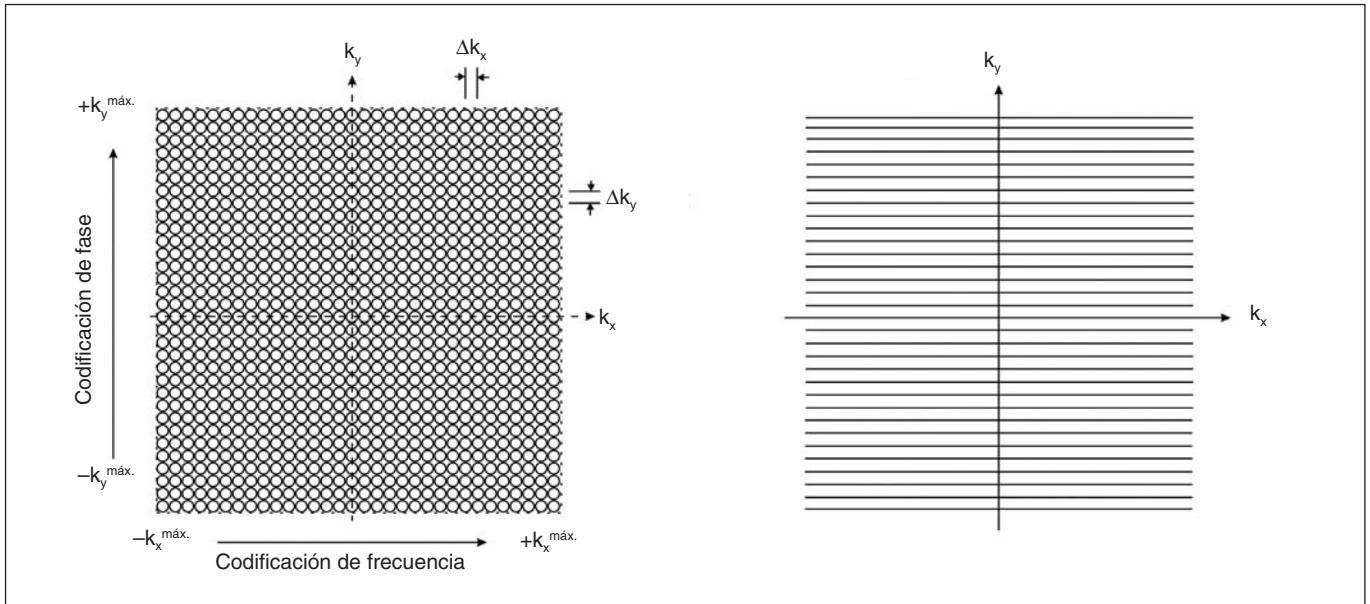


Fig. 4.—Dos esquemas distintos que representan el espacio-k. El esquema de la derecha es una representación simplificada del de la izquierda.

TABLA 2  
PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DEL ESPACIO-k

<i>Principales características del espacio-k</i>
El tamaño del espacio-k es idéntico al de la imagen reconstruida, siempre y cuando no se haga uso de ningún tipo de interpolación
Las unidades son de 1/distancia, debido a que se trabaja con frecuencias espaciales
El espaciado entre los puntos, $\Delta k$ , gobierna el FOV
La extensión —o frecuencia espacial máxima $k^{máx}$ — gobierna la resolución espacial

FOV: *field of view* (campo de visión).

A diferencia de la señal de RM que llega solamente del corte seleccionado, el ruido llega de corrientes eléctricas aleatorias del interior del volumen entero de detección. La propia bobina de radiofrecuencia (RF) genera también ruido debido a la resistencia de la bobina. Este ruido es dependiente de la frecuencia.

A continuación, vamos a ver con detalle la influencia que sobre la RSR tienen los parámetros más importantes de la imagen y que están relacionados con el espacio-k.

La intensidad de un píxel (*picture element*) de la imagen es proporcional al número de núcleos excitados del correspondiente *voxel* (*volume element* o elemento de volumen). Por tanto, la RSR es proporcional al tamaño del *voxel*. El tamaño del píxel se relaciona con el FOV y con el tamaño de la matriz:

$$\text{tamaño del píxel} = \frac{\text{FOV}_x}{k_x^{\text{máx}}} \times \frac{\text{FOV}_y}{k_y^{\text{máx}}} \quad (1)$$

La relación inversa entre el tamaño de píxel y el tamaño de la matriz de datos viene a indicar que cuanto más grande sea la matriz del espacio-k (la frecuencia espacial máxima,  $k_x^{\text{máx}}$  o  $k_y^{\text{máx}}$ ), tanto menor será el tamaño del píxel, y como consecuencia de ello, tanto mayor será la resolución espacial de la imagen final.

Obviamente, adquirir más datos requiere más tiempo, por tanto, una mayor resolución espacial se traduce en un tiempo de adquisición más largo.

Para el cálculo del tamaño del *voxel* hay que tener en cuenta, además, el grosor del corte.

$$\text{tamaño del voxel} = \text{grosor del corte} \times \text{tamaño del píxel} \quad (2)$$

El tamaño del *voxel* afecta tanto a la RSR como a la resolución espacial. Un incremento en el grosor del corte provoca un incremento lineal de la RSR porque se excitan más núcleos (fig. 5). La tabla 3 resume la influencia del espesor del corte en las propiedades de la imagen.

El FOV define el área bajo estudio. En combinación con el tamaño de la matriz define el tamaño del píxel. Éste, a su vez, determina la resolución espacial (fig. 6). Si incrementamos el FOV, manteniendo constante el tamaño de la matriz, el tamaño del píxel se ve también incrementado. Esto reduce la resolución espacial pero la RSR aumenta y la imagen deviene menos granular. Se puede incrementar el campo de visión para evitar el efecto de solapamiento. La tabla 4 resume el efecto sobre la RSR de un incremento del FOV.

El tamaño de la matriz se define como el número de píxeles por fila o columna (si no existe interpolación en los datos). La resolución espacial es proporcional al tamaño de la matriz (tabla 5). Cuando el tamaño de la matriz se duplica, por ejemplo de 256 a 512, entonces la anchura del píxel se reduce a la mitad y por tanto la resolución espacial se ve incrementada en un factor 2 (fig. 7).

La RSR es proporcional a la inversa del cuadrado del tamaño de la matriz ( $1/\text{matriz}^2$ ). Si duplicamos el tamaño de la matriz, la RSR caerá a una cuarta parte de la original (100%  $\rightarrow$  25%). Al ser el tiempo de adquisición proporcional al tamaño de la matriz, se intentará restringir las matrices de gran tamaño para aquellas exploraciones que requieran una alta resolución espacial y cuando se pueda afrontar la pérdida de RSR y el aumento del tiempo de adquisición que conlleva.

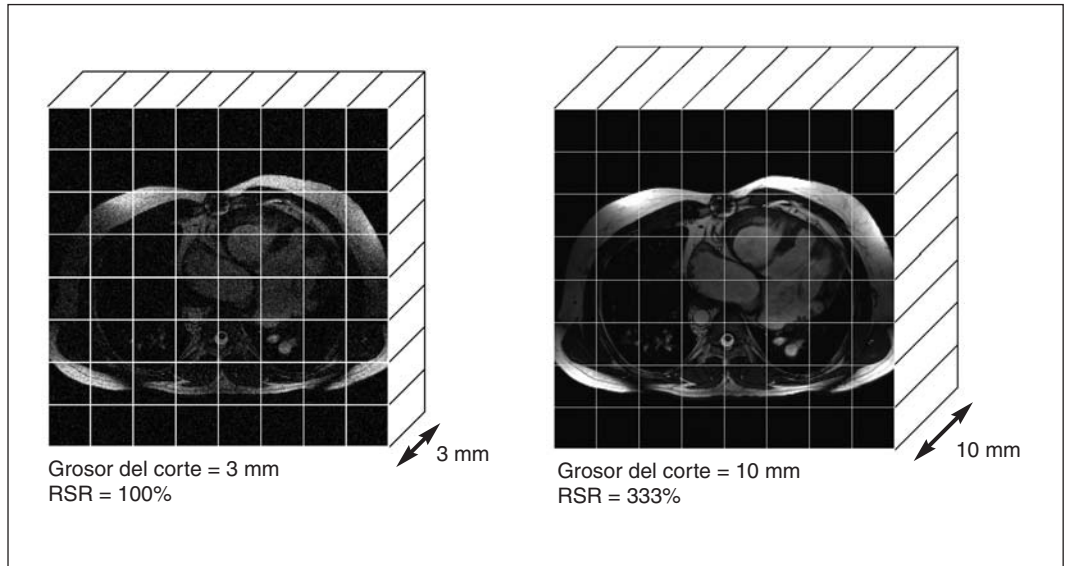


Fig. 5.—La RSR es linealmente proporcional al espesor del corte.

TABLA 3  
INFLUENCIA DEL ESPESOR DEL CORTE EN LAS PROPIEDADES DE LA IMAGEN

<i>Incremento del espesor del corte</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>
Mejora la RSR
Se necesita un menor número de cortes para cubrir un mismo volumen
<i>Desventajas a compensar</i>
Disminuye la resolución espacial
Se incrementa el efecto de volumen parcial
Se incrementan los artefactos por susceptibilidad

RSR: relación señal-ruido.

El FOV viene determinado por la matriz de datos del espacio-*k* (fig. 8), sin embargo, no depende de  $k^{máx}$  sino del tamaño del paso  $\Delta k$  entre dos puntos sucesivos del espacio-*k*:

$$FOV = \frac{1}{\Delta k} \quad (3)$$

Para FOV pequeños, se va desde  $-k^{máx}$  a  $+k^{máx}$  con un menor número de codificaciones de fase adquiridas (fig. 9). En la dirección de codificación de fase, los datos del espacio-*k* son muestreados de forma discreta. Este muestreo discreto del espacio-*k* introduce una replicación en el dominio de la imagen. Cuando el muestreo del espacio-*k* sea más ancho que  $1/FOV$ , entonces la imagen del objeto se plegará sobre si misma dando lugar al fenómeno llamado solapamiento. El solapamiento se puede prevenir aumentando el FOV o mediante el uso de bandas de supresión.

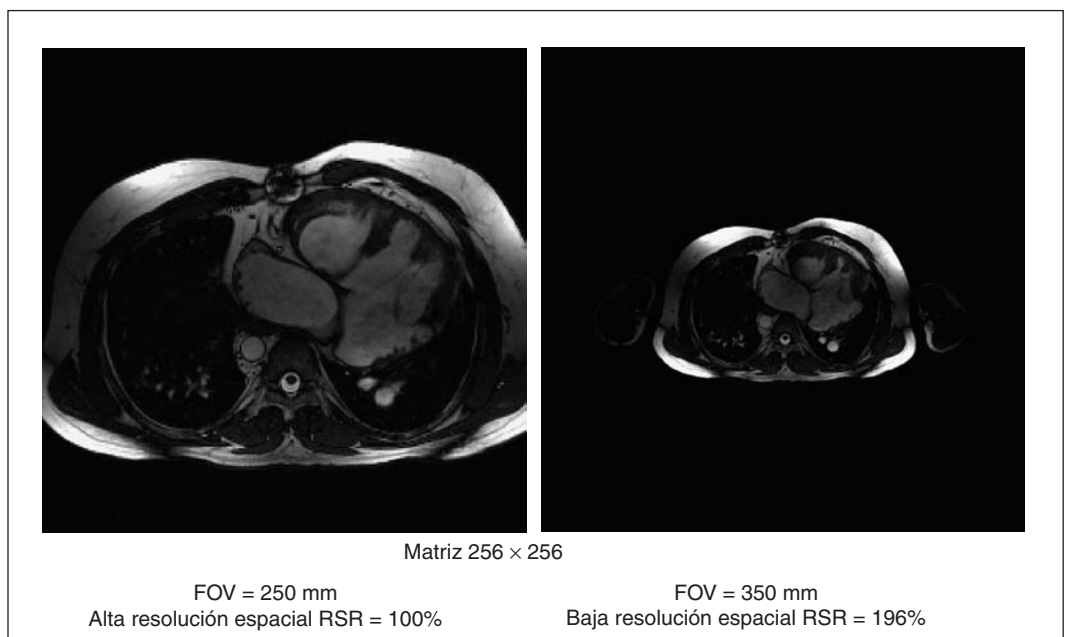


Fig. 6.—La relación RSR es proporcional al FOV<sup>2</sup>.

TABLA 4  
INFLUENCIA DE UN INCREMENTO DEL CAMPO DE VISIÓN (FOV)

<i>Incremento del FOV</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>
Mejora la RSR
Se reducen los artefactos por solapamiento
<i>Desventajas a compensar</i>
Disminuye la resolución espacial
Se incrementa el efecto de volumen parcial debido al aumento de los <i>voxels</i>

RSR: relación señal-ruido.

La resolución espacial se puede expresar como la habilidad de distinguir detalles estructurales cercanos entre sí. Está relacionada con la inversa del tamaño del píxel en sus tres dimensiones, es decir, si el píxel es pequeño, la resolución espacial será elevada. Los detalles más pequeños que el tamaño de un píxel se perderán en el promediado. La resolución espacial puede ser distinta en las tres direcciones.

Que los diferentes detalles anatómicos puedan ser distinguibles o no dependerá no sólo de la resolución espacial sino también de la RSR y del contraste de la imagen. Se deberá, por tanto, alcanzar un compromiso entre la RSR, la resolución espacial y el tiempo de adquisición, sin perder de vista el contraste y los artefactos que se puedan crear. Los parámetros que influyen en la resolución espacial son el espesor del corte, el tamaño de la matriz, el FOV y una «adquisición reducida».

*La resolución espacial y el FOV*

El incremento de fase (o frecuencia)  $\Delta k$  es la separación entre puntos contiguos  $k_y$  o  $k_x$ . Tal como hemos visto en la ecuación 3, cuanto mayor es esta separación  $\Delta k$ , menor es el FOV (en cualquiera de los dos ejes). El número de líneas  $k_y$  en el espacio-*k*, dimensión de la matriz en la dirección de fase, y el espaciado  $\Delta k$ , determinan la resolución espacial (fig. 9).

TABLA 5  
INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE LA MATRIZ EN LAS PROPIEDADES DE LA IMAGEN

<i>Incremento del tamaño de la matriz</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>
Mejora la resolución espacial
Se reducen los artefactos por truncado y por susceptibilidad
<i>Desventajas a compensar</i>
Disminuye la RSR
Aumenta el tiempo de adquisición

RSR: relación señal-ruido.

Esto lo podemos resumir en dos reglas fundamentales:

1. El tamaño del espacio-*k* está relacionado con el tamaño de los píxeles de la imagen (es decir, con la resolución espacial).
2. El espaciado entre los datos del espacio-*k* está relacionado con el FOV de la imagen.

Así, para incrementar el FOV se deberá reducir el espaciado entre los datos del espacio-*k* (fig. 10). Esto se puede conseguir de dos formas distintas: o bien adquiriendo más codificaciones de fase sin modificar el área cubierta por el espacio-*k*, así se preserva la resolución espacial, o bien disminuyendo el espaciado de las distintas codificaciones de fase que se adquieren, reduciendo al mismo tiempo el área cubierta por el espacio-*k* y, por consiguiente, reduciendo la resolución espacial de la imagen asociada. El primer método requiere de un tiempo de adquisición extra, aumentando el FOV de la imagen sin perder resolución espacial. El segundo método no requiere más tiempo, con lo que conseguiríamos aumentar el FOV de la imagen pero en detrimento de la resolución espacial.

Para incrementar la resolución espacial sin afectar el FOV se debe aumentar el área cubierta por el espacio-*k*. Esto se consigue conservando el mismo espaciado entre los datos del espacio-*k* e incrementando el tamaño de la matriz de datos. Sin embargo, y como contrapartida, existe un incremento en el tiempo de adquisición, ya que se están adquiriendo un mayor número de codificaciones de fase.

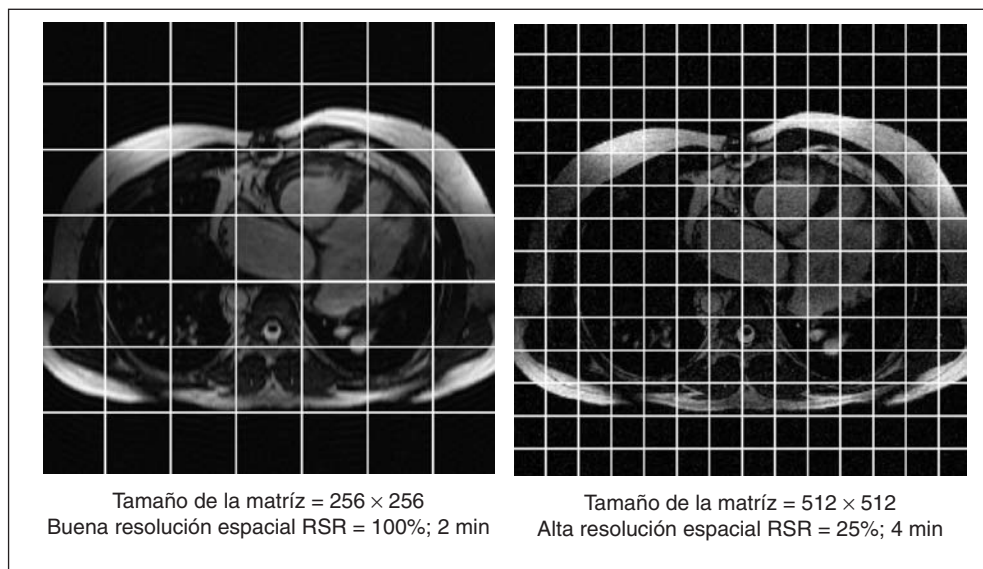


Fig. 7.—Relación entre el tamaño de la matriz y el tiempo de adquisición.

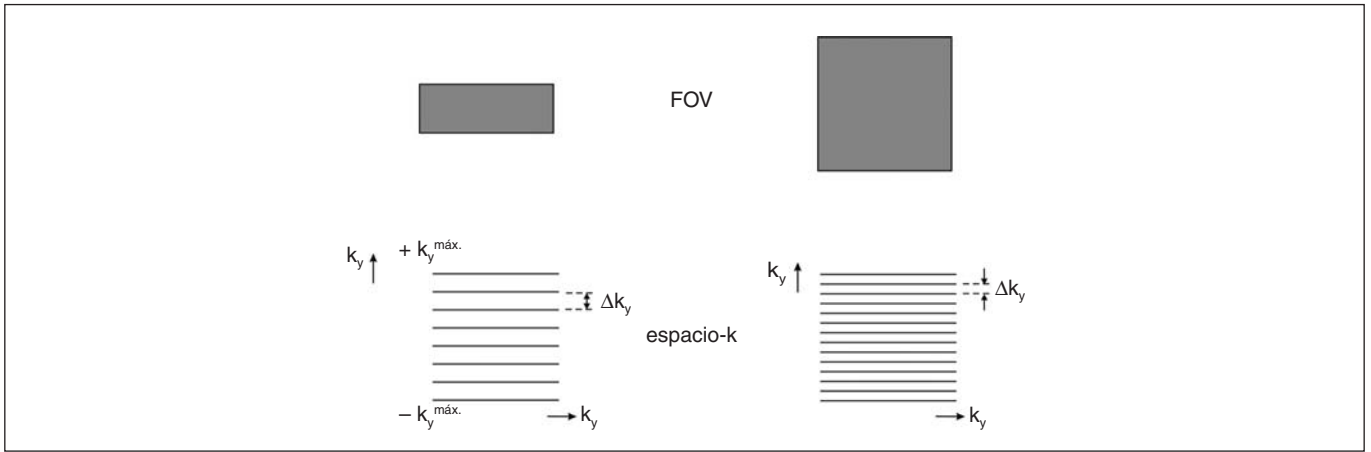


Fig. 8.—Dependencia del FOV con  $\Delta k$ . El tamaño del campo de visión en la dirección de codificación de fase ( $FOV_y$ , o vertical, en este caso) depende inversamente del tamaño del paso entre dos puntos sucesivos del espacio- $k$  en esa misma dirección ( $\Delta k_y$ ). Lo mismo es aplicable para la dirección de codificación de frecuencia (horizontal, en este caso).

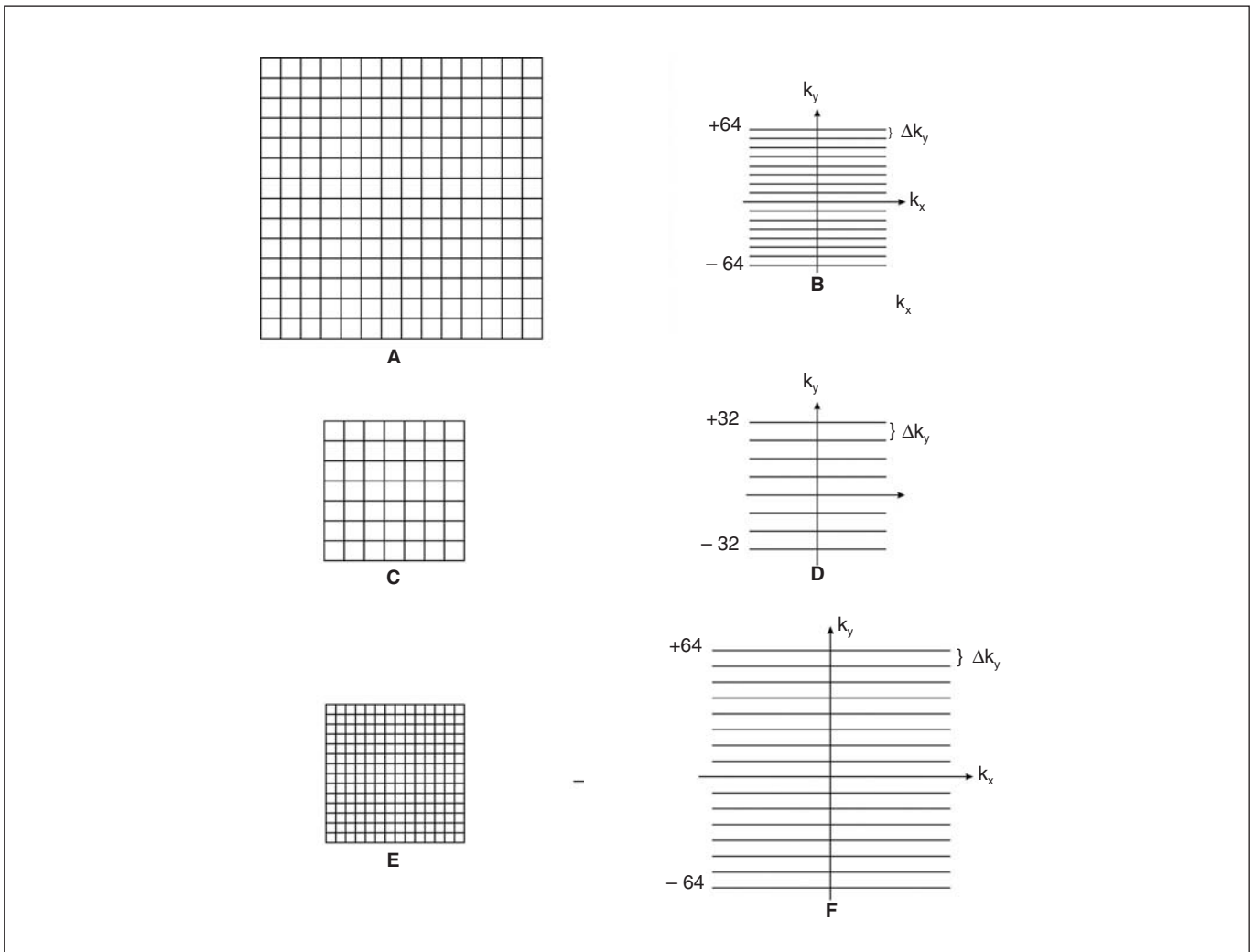


Fig. 9.—Relación entre el dominio de la imagen y el espacio- $k$ . Un FOV grande (A) se consigue con un pequeño espaciado entre fases  $\Delta k_y$  (B). En C, el FOV se ha visto reducido a la mitad al aumentar la separación entre las codificaciones de fase en su espacio- $k$  asociado (D). Aunque el número de líneas del espacio- $k$  se ha limitado a la mitad (B-D), como hemos mantenido intacta la zona barrida por el espacio- $k$  (de  $-k_y^{máx}$  a  $+k_y^{máx}$ ), la resolución espacial se mantiene sin cambios (C y A tienen la misma resolución espacial). Si queremos aumentar la resolución espacial de la imagen (E), estaremos obligados a aumentar el tamaño de la matriz de datos, y por tanto tendremos que tomar más codificaciones de fase en el espacio- $k$  (F).



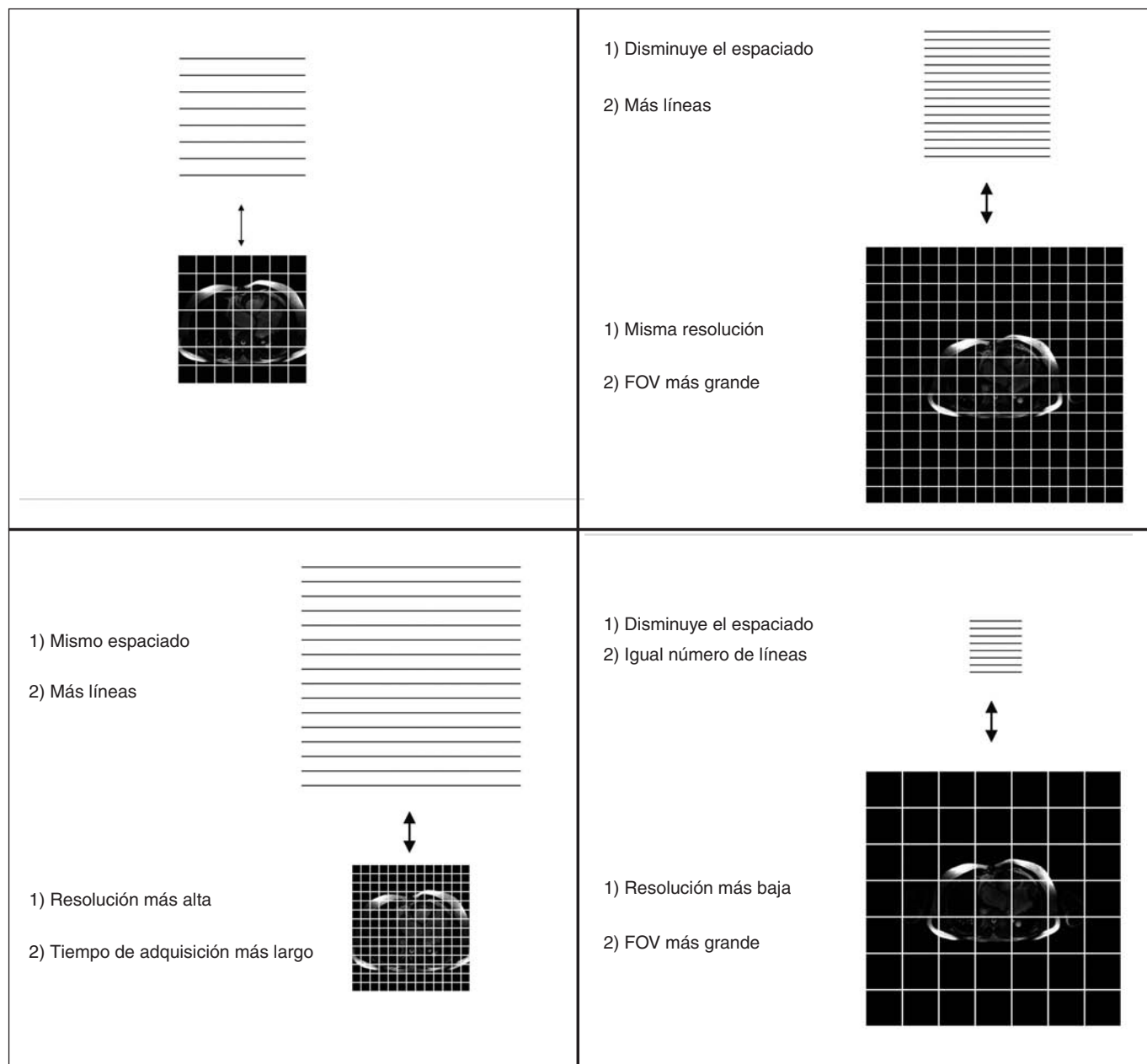


Fig. 10.—Representación gráfica de las relaciones existentes entre el campo de visión, el tamaño del píxel de la imagen y el tamaño de la matriz de datos (o área cubierta por el espacio-*k*).

### Lecturas parciales del espacio-*k*

El espacio-*k* se rellena a una velocidad de una línea (o varias) por cada pulso de excitación. La longitud de la línea (a lo largo de la dirección de frecuencia) es proporcional a la potencia máxima del gradiente de lectura (codificación de frecuencia) y a la duración de dicho gradiente. La posición de la línea viene determinada por el valor del gradiente de codificación de fase.

Debido a que cada línea (o conjunto de ellas) del espacio-*k* tarda TR segundos en ser adquirida, una reducción en el número de codificaciones de fase adquiridas repercutirá en una reducción proporcional del tiempo total de la adquisición<sup>26</sup>. La conse-

cuencia en la imagen final depende de las codificaciones de fase que sean adquiridas. Existen varias posibilidades para ello, que se exponen a continuación<sup>27</sup>.

#### Adquisición reducida

Si se decide mantener constante el espaciado entre cada línea del espacio-*k* con la disminución del número de codificaciones de fase, todas las líneas se tomarán alrededor del centro del espacio-*k*. Como el tamaño del espacio-*k* determina la resolución de la imagen final, la reducción del espacio-*k* repercutirá en una reducción de la resolución de la imagen reconstruida.

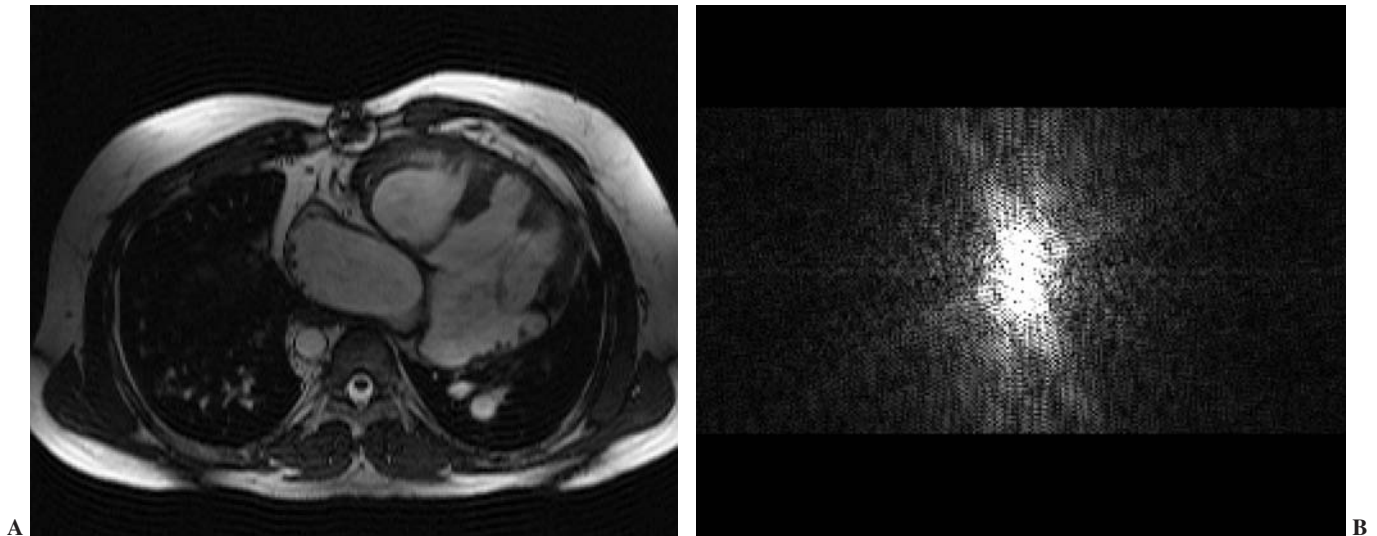


Fig. 11.—Adquisición reducida. Reducción del tiempo de adquisición en un 50%. Comprobamos como el FOV se ha mantenido constante (debido al rellenado con ceros del espacio- $k$  no adquirido), aunque la imagen ha perdido en resolución. El artefacto debido al *zero filling*, o rellenado mediante ceros de aquellas codificaciones de fase no adquiridas, puede apreciarse en la imagen en lo que se conoce como «anillos de Gibbs». En las adquisiciones reducidas tomando del 80% al 100% de los datos totales, los artefactos debidos a los «anillos de Gibbs» son insignificantes.

Hay que destacar que se ha reducido el tamaño a lo largo de una sola dimensión del espacio- $k$  (la dirección de codificación de fase), por tanto la reducción de la resolución de la imagen reconstruida será también a lo largo de una sola dimensión. Aunque se ha reducido la resolución de la imagen, su tamaño no ha cambiado (fig. 11), debido a que estamos rellenando con ceros aquellas líneas del espacio- $k$  que no se han leído, con la interpolación de la imagen hasta alcanzar el tamaño original  $256 \times 256$  que se hubiese obtenido de no utilizar una «adquisición reducida».

Dado que el número de líneas de la imagen es igual al número de líneas del espacio- $k$ , la imagen reconstruida presenta un emborronamiento debido a que cada línea debe hacerse más ancha —tanto más ancha cuanto mayor sea el factor de reducción del número de líneas.

La «adquisición reducida» (*reduced acquisition*) se conoce también como *scan percentage* —por la posibilidad de adquirir un determinado porcentaje del espacio- $k$ — o *rectangular matrix imaging*, debido a que el espacio- $k$  se adquiere con una forma rectangular, y ya no cuadrada como sería el caso de una adquisición completa. Esta técnica es interesante porque acorta el tiempo total de adquisición.

Normalmente, se suele utilizar una reducción de la adquisición en torno al 70-90%. Un porcentaje inferior al 50% acarrea una reducción demasiado importante de la resolución espacial porque se están ignorando demasiados perfiles exteriores del espacio- $k$  (frecuencias elevadas) que son los que contribuyen a la resolución espacial de la imagen. La tabla 6 resume las propiedades y las implicaciones de una «adquisición reducida».

#### FOV rectangular

Alternativamente, se puede decidir mantener el tamaño del espacio- $k$  constante, y elegir incrementar el espaciado entre las líneas a lo largo de la dirección de codificación de fase. La resolu-

ción de la imagen, determinada por el tamaño del espacio- $k$ , no se ve afectada, pero el tamaño de la imagen sí que cambiará, y se verá reducido en un factor idéntico al factor de reducción del número de codificaciones de fase del espacio- $k$  que hayamos utilizado (fig. 12). Si el tamaño del sujeto es mayor en esa dirección, produce el efecto de solapamiento.

La técnica de «FOV rectangular» debe su nombre a la forma rectangular en la que se visualiza el campo de visión (fig. 12 izquierda). Esta técnica también se denota por *half FOV imaging*, dando a entender la reducción del campo de visión a la mitad, siempre y cuando se seleccione la mitad de las codificaciones de fase del espacio- $k$ .

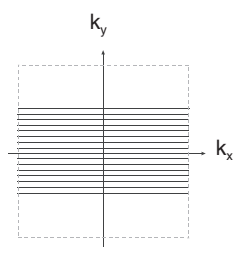
Esta técnica es útil para reducir el tiempo total de adquisición sin perder resolución espacial siempre y cuando se pueda reducir el FOV en la dirección de codificación de fase.

El muestreo discreto que se realiza en el espacio- $k$  en la dirección de codificación de fase, introduce una replicación en el dominio de la imagen. Como ya se ha comentado, si este muestreo discreto es más fino que  $1/\text{FOV}$ , la imagen bajo estudio no se solapará sobre sí misma (fig. 13 izquierda). Por el contrario, cuando este muestreo discreto del espacio- $k$  sea más ancho que  $1/\text{FOV}$ , estaremos incumpliendo el teorema de Nyquist, y la imagen del objeto se solapará sobre sí misma en el momento en que se produce la replicación del espectro (fig. 13 derecha). El solapamiento se puede prevenir mediante el incremento del FOV en la dirección de codificación de fase. La tabla 7 resume las propiedades y las implicaciones de un «FOV rectangular».

#### Simetría del espacio- $k$ . Imagen de semi-Fourier. Imagen de eco parcial

Reducir el tiempo de adquisición de una imagen reduciendo el número de líneas —codificaciones de fase— del espacio- $k$ , se

TABLA 6  
PROPIEDADES E IMPLICACIONES DE UNA «ADQUISICIÓN REDUCIDA»

		Conocida también como: <i>Reduced acquisition</i> <i>Scan percentage</i> <i>Rectangular matrix imaging</i>
<i>Propiedades</i>	<i>Implicaciones</i>	
<i>Ventajas a aprovechar</i>		
Utilizado en la dirección de codificación de fase para ganar tiempo Adquiere las líneas centrales del espacio- <i>k</i>	Reduce el tiempo de adquisición, debido a que estamos adquiriendo un menor número de codificaciones de fase —de ahí su nombre de «adquisición reducida»—. El tiempo de adquisición se reduce en proporción al porcentaje adquirido	
Si aumentamos el factor de reducción (si disminuimos el porcentaje del espacio- <i>k</i> adquirido, pasando, por ejemplo, de adquirir el 100% a adquirir el 70%)	Aumenta la RSR debido a que no existe información recogida en las frecuencias espaciales más elevadas, que es donde normalmente se recoge el ruido. El perfil exterior del espacio- <i>k</i> se ve rellenado con ceros	
<i>Desventajas a compensar</i>		
Se reduce el $k_y^{máx}$ adquirido, por tanto se aumenta el tamaño del píxel $\Delta y$	Disminuye la resolución espacial Se incrementa el número de artefactos debido al relleno por ceros (efecto de los «anillos de Gibbs»)	
<i>Resta invariable</i>		
$\Delta k_y$ es el mismo	El FOV es el mismo	

FOV: *field of view* (campo de visión); RSR: relación señal-ruido.

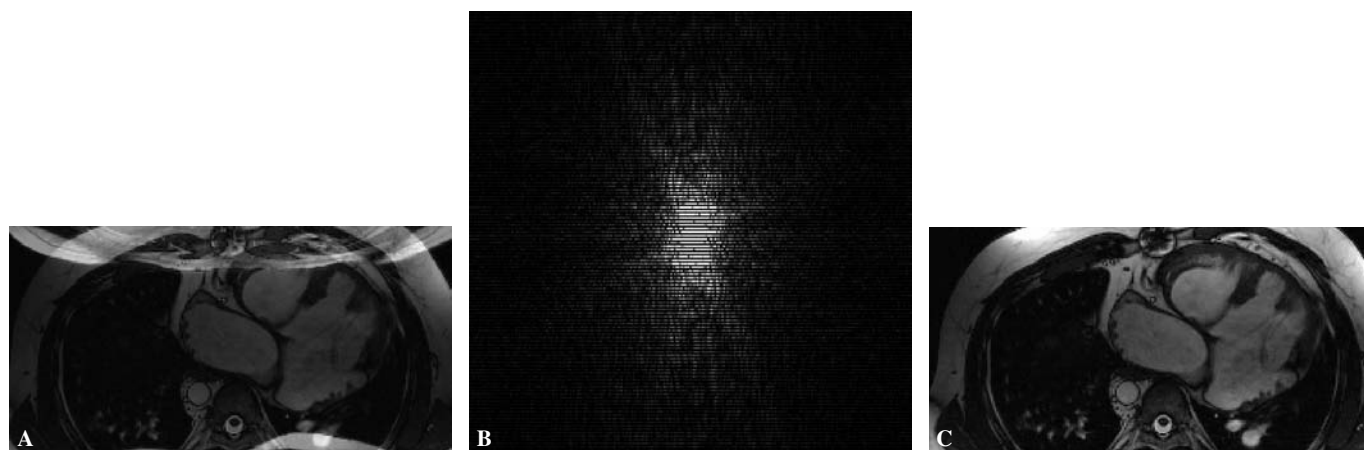


Fig. 12.—El espacio-*k* (B) representa la selección de una línea de cada dos («campo de visión rectangular» con un factor del 50%). Por cuestiones de claridad se ha representado con ceros las líneas no seleccionadas, aunque para la reconstrucción de la imagen sólo han sido consideradas las seleccionadas. En (A) se ha representado la imagen asociada a este espacio-*k*, en la que se puede observar claramente el fenómeno del *aliasing* (o solapamiento) en la dirección de codificación de fase. El solapamiento se evita con bandas de saturación o usando sobremuestreo (C).

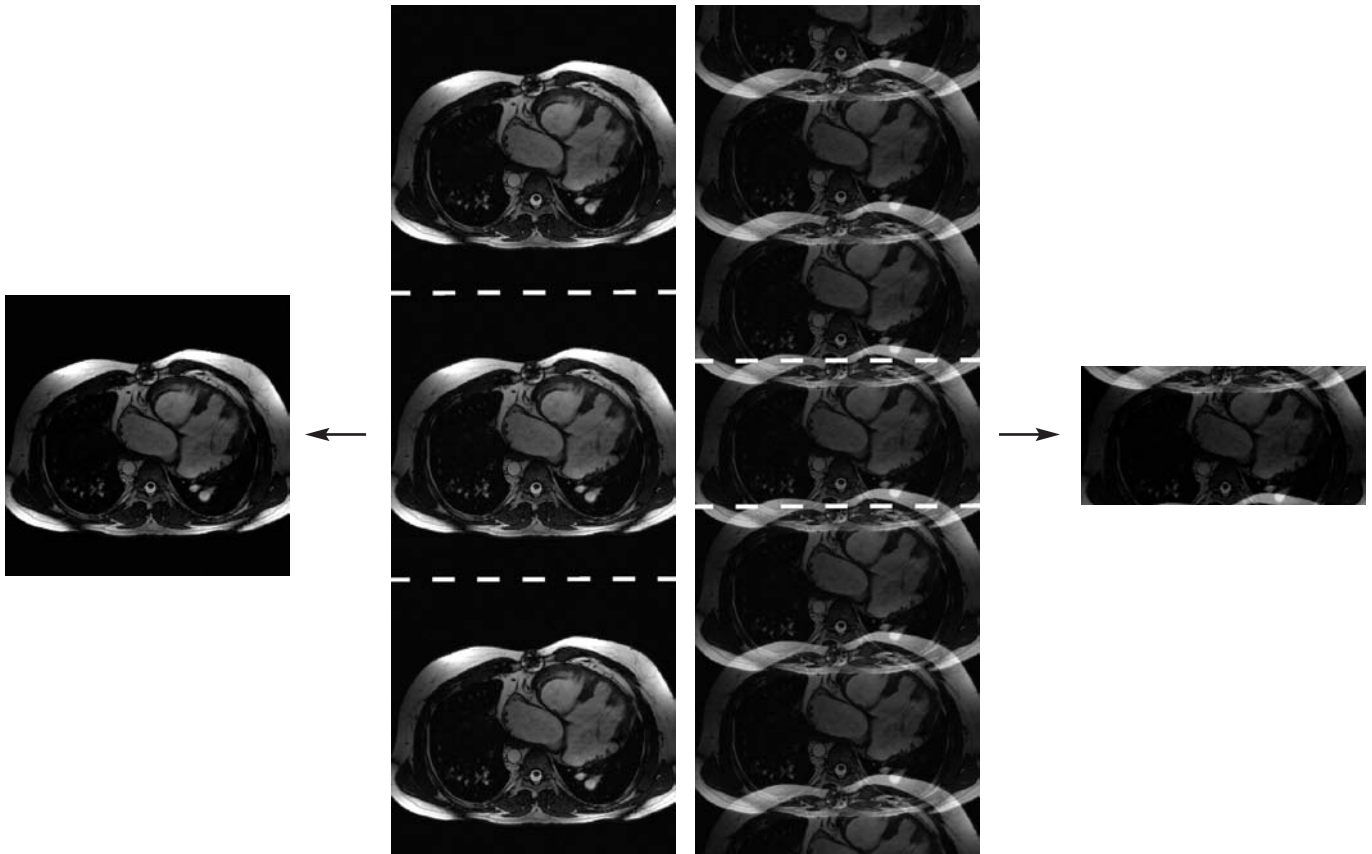


Fig. 13.—Izquierda: replicación del espectro cumpliendo el teorema de Nyquist, el cual dicta que la forma de onda de una señal analógica puede ser unívocamente reconstruida, sin error, a partir de muestras tomadas en intervalos equiespaciados, y la frecuencia de muestreo es igual o superior a la componente frecuencial máxima de la señal analógica. Derecha: replicación del espectro muestreado a una frecuencia inferior a la frecuencia máxima del espectro, incumpliendo así el teorema de Nyquist y obteniendo por ello el efecto de aliasing en la imagen resultante.

relaciona con una reducción de la resolución de la imagen o con una reducción de su tamaño.

Existe una excepción a esto, y viene marcada por la simetría y la redundancia inherente a los datos en el espacio- $k$ . Los datos almacenados en las frecuencias espaciales positivas están íntimamente ligados a los datos almacenados en las frecuencias espaciales negativas y no son completamente independientes entre sí. Sabiendo el valor de los datos en las frecuencias espaciales positivas se puede predecir el valor en las frecuencias espaciales simétricas negativas<sup>26</sup>.

La simetría del espacio- $k$  existe en relación con su punto central, es decir, el cuadrante inferior izquierdo está relacionado con el cuadrante superior derecho (fig. 14 derecha), así como el cuadrante inferior derecho está relacionado con el superior izquierdo. Debido a este tipo de simetría, sólo la mitad de los datos son redundantes. Una vez se ha adquirido la mitad de los datos —esto es, una vez se ha rellenado la mitad del espacio- $k$ — es posible calcular la otra mitad no adquirida, utilizando la propiedad de simetría del espacio- $k$ .

#### Imagen de semi-Fourier

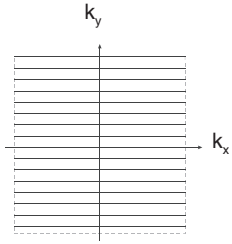
A la imagen obtenida a partir de la adquisición parcial de los datos de su espacio- $k$  haciendo uso de la simetría en la dirección de codificación de fase, se la conoce como imagen de semi-Fou-

rier (o *half Fourier imaging*), aunque a veces también se le llama *half-NEX* (*NEX: number of excitations* [número de excitaciones]) o *half scan*. Esta técnica adquiere sólo parte de las líneas del espacio- $k$ , y el ordenador rellena el resto de líneas, tomando los datos del cuadrante inferior izquierdo y «copiándolos» en el cuadrante superior derecho, y los datos del cuadrante inferior derecho en el cuadrante superior izquierdo. Siempre se incluye el centro del espacio- $k$  para poder realizar una corrección de fase y poder reconstruir la imagen correctamente a partir de una adquisición parcial de Fourier (fig. 14A). Una vez que el espacio- $k$  se ha rellenado, se aplica una transformada de Fourier, reconstruyendo la imagen completa con toda su resolución, como si la totalidad del espacio- $k$  hubiese sido adquirida.

La mayor desventaja de esta técnica es la reducción de la RSR; otros aspectos, como el incremento computacional asociado al cálculo de los datos no leídos del espacio- $k$  o la atenuación en el campo de radiofrecuencia (RF), son de menor relevancia. Por esto, se hace necesario un compromiso entre el factor de reducción del tiempo de adquisición y la RSR de la imagen final.

Resulta interesante el uso de la técnica de semi-Fourier cuando los tiempos de adquisición resultan demasiado largos y la relación señal-ruido no es crítica exigiendo, al mismo tiempo, una resolución espacial máxima. Resulta particularmente apropiada para adquisiciones con un campo de visión grande y con cortes relativamente gruesos, donde se tendrá una señal fuerte, pudien-

TABLA 7  
PROPIEDADES E IMPLICACIONES DE UN «CAMPO DE VISIÓN RECTANGULAR»

		<p><i>Campo de visión rectangular</i> Conocido también como: Non-square FOV Half FOV Imaging Philips: RFOV GE: Rectangular FOV Siemens: Rec FOV</p>
<i>Propiedades</i>		<i>Implicaciones</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>		
Utilizado en la dirección de codificación de fase para ganar tiempo No adquiere todas las líneas del espacio- $k$	Reduce el tiempo de adquisición, debido a que estamos adquiriendo un menor número de codificaciones de fase	
<i>Desventajas a compensar</i>		
Se adquiere un menor número de datos	Disminuye la RSR	
<i>Desventajas a compensar</i>		
Se mantiene la máxima frecuencia espacial $k_{y\text{máx}}$ , por tanto se mantiene el tamaño del píxel, $\Delta y$ , porque el área que cubre el espacio- $k$ se mantiene intacta La separación entre codificaciones de fase, $\Delta k_y$ , aumenta	Misma resolución espacial  El FOV se reduce en la dirección de codificación de fase $\rightarrow$ se obtiene un FOV rectangular	

FOV: *field of view* (campo de visión); RSR: relación señal-ruido.

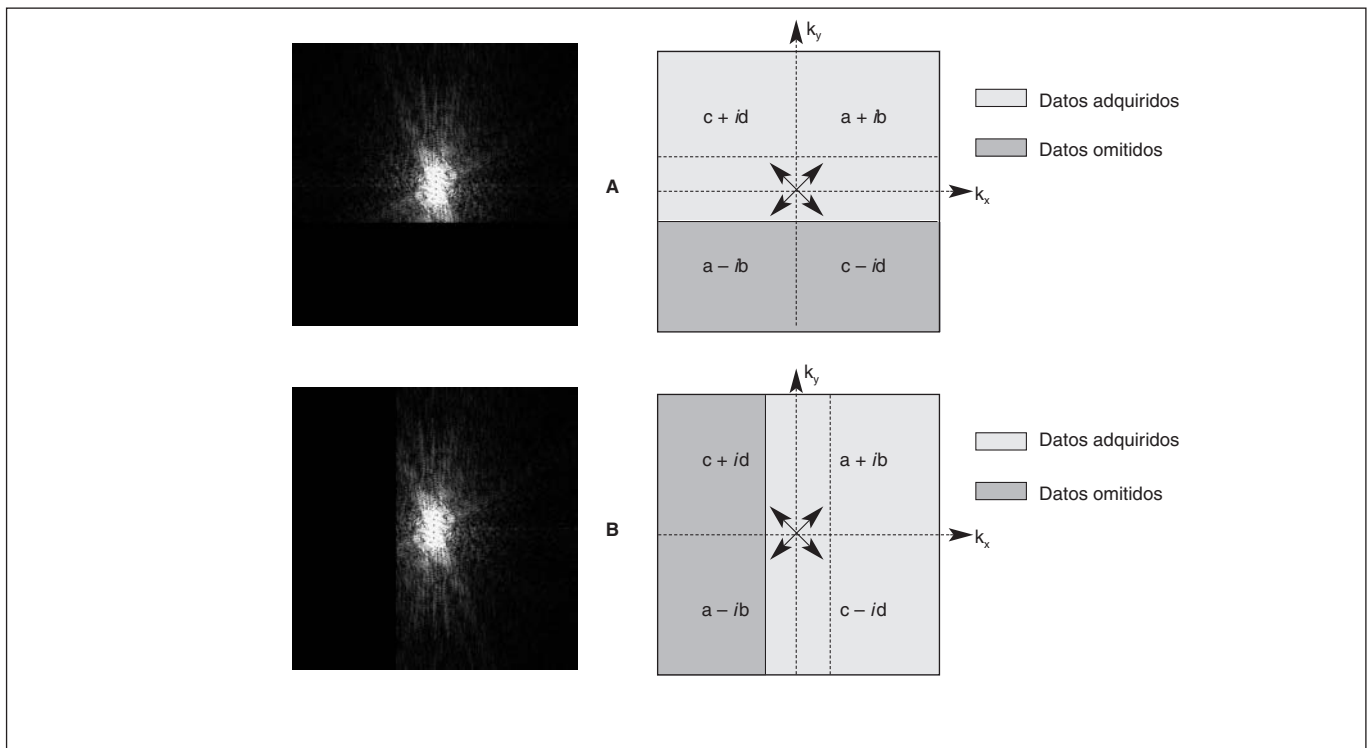


Fig. 14.—La figura muestra la porción del espacio- $k$  adquirida y omitida para una adquisición de semi-Fourier (A) y de eco parcial (B). Las figuras de la derecha son una representación esquemática del espacio- $k$  y de la relación existente entre sus cuatro cuadrantes.

do reducir la RSR. También resulta interesante su uso en adquisiciones 3D<sup>28</sup>, dada la duración de éstas y dada la mayor amplitud de señal disponible. La tabla 8 resume las propiedades y las implicaciones de la imagen de semi-Fourier.

*Imagen de eco parcial*

Se puede llevar el argumento de la simetría un paso más lejos, y observar que si existe simetría arriba-abajo, también debe existir una simetría izquierda-derecha. En la técnica conocida como imagen de eco parcial (fig. 14B), en lugar de adquirir el eco completo en la lectura de una línea del espacio-*k*, la adquisición se aborta «a mitad de camino», empezando así la lectura de la siguiente línea. Todas las consideraciones relativas a la calidad de la imagen reconstruida comentadas en la sección *Imagen de semi-Fourier* son aplicables también a este método. El mayor coste de esta técnica es también una importante disminución en la RSR de la imagen reconstruida. La principal ventaja es una reducción del TE, el cual puede jugar un factor importante en la reducción de artefactos. La tabla 9 resume las propiedades y las implicaciones de la imagen de eco parcial.

**Perfil de llenado del espacio-*k***

Como ya se ha comentado anteriormente, el contraste de la imagen viene determinado por aquellas codificaciones de fase correspondientes a las bajas frecuencias, es decir, por aquellas codificaciones de fase centrales del espacio-*k*. Por tanto, el orden en el cual se rellena el espacio-*k* y se adquieren las sucesivas co-

dificaciones de fase que conformarán el espacio-*k* definitivo, representa un papel fundamental en el contraste de la imagen, pues el TE efectivo de la imagen vendrá marcado por el instante en el que se adquiera la codificación de fase central.

A continuación se enumeran los perfiles de llenado más frecuentes.

*Lineal o secuencial*

Con un perfil de llenado lineal, las distintas codificaciones de fase del espacio-*k* se adquieren del valor del espacio-*k* más negativo hasta el valor del espacio-*k* más positivo, una tras otra y de forma secuencial. Si  $k = -127$  representa la codificación de fase de valor más negativo, y  $k = +128$  representa la codificación de fase de valor más positivo, un perfil de llenado lineal adquiriría las codificaciones de fase en el orden:  $k = -127, -126, -125, \dots, -1, 0, +1, \dots, +126, +127, +128$ , tal como puede comprobarse en la figura 15A.

*Lineal invertido*

Con un perfil de llenado lineal invertido, el espacio-*k* se rellena de forma lineal, pero primero adquiere la codificación de fase de valor más positivo y disminuye el valor hasta llegar a la codificación de fase de valor más negativo (fig. 15B). Las codificaciones de fase se adquirirían así en el orden:  $k = +128, +127, +126, \dots, +1, 0, -1, \dots, -125, -126, -127$ .

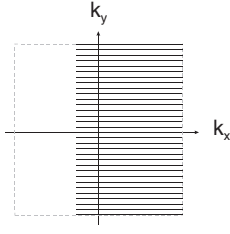
En ambos casos, el TE efectivo vendrá determinado después de haber adquirido la mitad de las codificaciones de fase totales de nuestro espacio-*k*.

TABLA 8  
PROPIEDADES E IMPLICACIONES DE LA IMAGEN DE SEMI-FOURIER

	<p><i>Imagen de semi-Fourier</i> Conocida también como: <i>Half Fourier Imaging</i> Philips: <i>Half Scan, HS</i> GE: <i>1/2 Nex, Fraccional NEX</i> Siemens: <i>Half Fourier</i></p>
<i>Propiedades</i>	<i>Implicaciones</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>	
El espacio- <i>k</i> es simétrico respecto a su punto central	Se usa la simetría del espacio- <i>k</i> para adquirir poco más de la mitad de las codificaciones de fase, rellenando el resto a partir de las ya adquiridas. Se reduce así el tiempo de adquisición
<i>Desventajas a compensar</i>	
	Disminuye la RSR, porque el ruido también se ve copiado en los otros cuadrantes, donde normalmente era aleatorio y, por ello, se cancelaba parcialmente Aumentan los artefactos de movimiento y flujo Mayor sensibilidad a las inhomogeneidades del campo magnético
<i>Resta invariable</i>	
Se adquiere la máxima frecuencia espacial	Misma resolución espacial

RSR: relación señal-ruido.

TABLA 9  
PROPIEDADES E IMPLICACIONES DE LA IMAGEN DE ECO PARCIAL

	<p><i>Imagen de Eco Parcial</i> Conocida también como: Philips: <i>Partial Echo</i> GE: <i>Fractional Echo</i> Siemens: <i>Assymetric Echo</i></p>
<i>Propiedades</i>	<i>Implicaciones</i>
<i>Ventajas a aprovechar</i>	
El espacio-k es simétrico respecto a su punto central Se reduce el TE	Se usa la simetría del espacio-k para acortar el tiempo de eco Se reducen los artefactos
<i>Desventajas a compensar</i>	
	Disminuye la RSR, porque el ruido también se ve copiado en los otros cuadrantes, donde normalmente era aleatorio, y por ello se cancelaba parcialmente
<i>Resta invariable</i>	
Se adquiere la máxima frecuencia espacial	Misma resolución espacial

RSR: relación señal-ruido; TE: tiempo de eco.

*Lineal segmentado —adquisición multishot—*

Si se desea acortar el TE efectivo, se puede realizar una adquisición con un perfil segmentado. De esta manera, las codificaciones de fase centrales del espacio-k se podrán adquirir «cerca» de la excitación, así se reduce el TE efectivo. La figura 15C muestra un ejemplo de una adquisición de dos segmentos, en los que las codificaciones de fase que se adquieren son:  $k = -127, -125, -123, \dots, -3, -1, +1, +3, \dots, +125, +127$ , durante el primer segmento, y  $k = -126, -124, -122, \dots, -2, 0, +2, \dots, +124, +126, +128$ , durante el segundo segmento.

*Perfil central o bajo-alto (low-high)*

Se puede acortar todavía más el TE efectivo mediante una adquisición con un perfil central, bajo-alto, en el que se empiezan a

adquirir las codificaciones de fase centrales del espacio-k para pasar a adquirir, a continuación, los perfiles externos, de ahí su denominación de bajo-alto, que hace referencia a las frecuencias espaciales del espacio-k: bajas primero, altas después. Los perfiles del espacio-k se adquirirían en el siguiente orden:  $k = 0, k = +1, k = -1, k = +2, k = -2, \dots, k = +127, k = -127, k = +128$  (fig. 15D).

*Perfil lineal combinado con imagen de semi-Fourier*

Por otro lado, un perfil lineal de llenado del espacio-k se puede combinar con, por ejemplo, una imagen de semi-Fourier (*half scan*), ofreciendo una mayor flexibilidad al TE efectivo (fig. 16).

Para completar este apartado cabe mencionar el perfil «cíclico», donde los perfiles se adquieren en el orden:  $k = 0, k = +1, k$

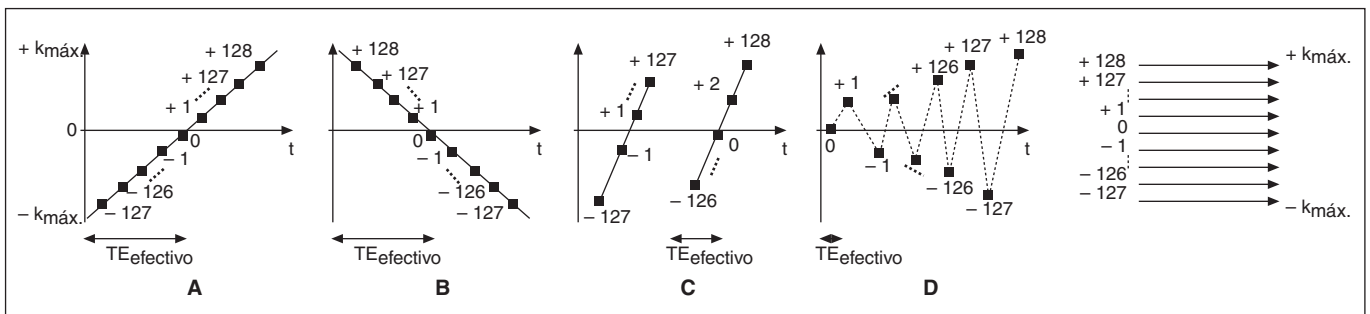


Fig. 15.—Perfil de llenado del espacio-k: A) Lineal. B) Lineal invertido. C) Lineal segmentado. D) Central o bajo alto.

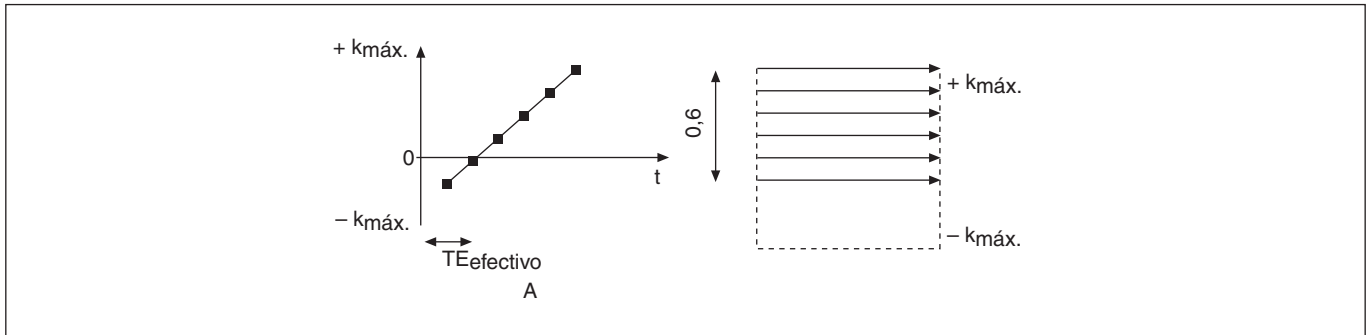


Fig. 16.—Perfil lineal de llenado del espacio- $k$  en combinación con imagen de semi-Fourier al 60%.

= +2,  $k = +3$ , ...,  $k = +127$ ,  $k = +128$ ,  $k = -127$ ,  $k = -126$ ,  $k = -125$ , ...,  $k = -1$ , aunque este perfil no se suele utilizar, ya que los perfiles centrales del espacio- $k$  se adquiere en tiempos distintos, lo que ocasiona un salto en  $k = 0$ .

### Trayectorias en el espacio- $k$

De manera convencional, el espacio- $k$  suele rellenarse línea a línea (codificación de fase a codificación de fase) desde la izquierda hasta la derecha, como en las adquisiciones descritas. También se puede rellenar mediante una trayectoria rectangular continua a través del espacio- $k$  tal como es el caso de una secuencia EPI (*echo planar imaging*) (fig. 17).

Sin embargo, además de las trayectorias convencionales para recorrer el espacio- $k$ , existen otras trayectorias nacidas a partir de una manipulación más o menos compleja de los distintos gradientes<sup>5</sup>. A continuación vamos a ver algunas de ellas.

#### Adquisición en espiral

A fin de recorrer el espacio- $k$  con una trayectoria espiral, se aplica una forma senoidal tanto al gradiente de lectura, como al de codificación de fase. La señal de RM se muestrea de forma continua.

Después de la adquisición continua de la señal, los puntos obtenidos son interpolados a fin de obtener una malla rectangular a la que se le aplicará la transformada de Fourier, que nos dará la imagen deseada. La ventaja principal de esta adquisición es su

gran rapidez —debido al muestreo continuo de la señal— sin necesidad de tener unos gradientes con grandes prestaciones, y su baja sensibilidad al movimiento.

Como se puede ver en la figura 18, la trayectoria empieza en el centro del espacio- $k$ , con lo que el TE puede ser muy corto. Como contrapartida, la identificación de los artefactos debidos al movimiento se complica debido a que éstos aparecen con forma circular, y ya no lineal, como ocurría en una adquisición usando una trayectoria convencional<sup>4</sup>.

#### Adquisición radial

Una adquisición radial es, de hecho, una técnica de reconstrucción por proyección, requiriendo un tiempo de reconstrucción alto así como una capacidad computacional elevada. Esta adquisición tiene como ventaja principal que el centro del espacio- $k$  se muestrea de forma muy densa, así adquiere un mayor número de puntos en esta región, y mejora la RSR de la imagen reconstruida<sup>4</sup>. Por el contrario, se adquiere un menor número de puntos en la región externa del espacio- $k$ , reduciendo, por consiguiente, la resolución espacial (fig. 19).

Los artefactos de una adquisición radial se pueden describir en términos similares a los de una adquisición en espiral.

Una posibilidad especial que brinda la adquisición radial es el rotar la línea radial en el espacio- $k$  cada vez que se avanza en la dirección de selección de corte, es decir, para cada corte distinto. En todo momento se puede reconstruir una imagen a partir del último espacio- $k$  completo adquirido<sup>6</sup>. Esta técnica se conoce co-

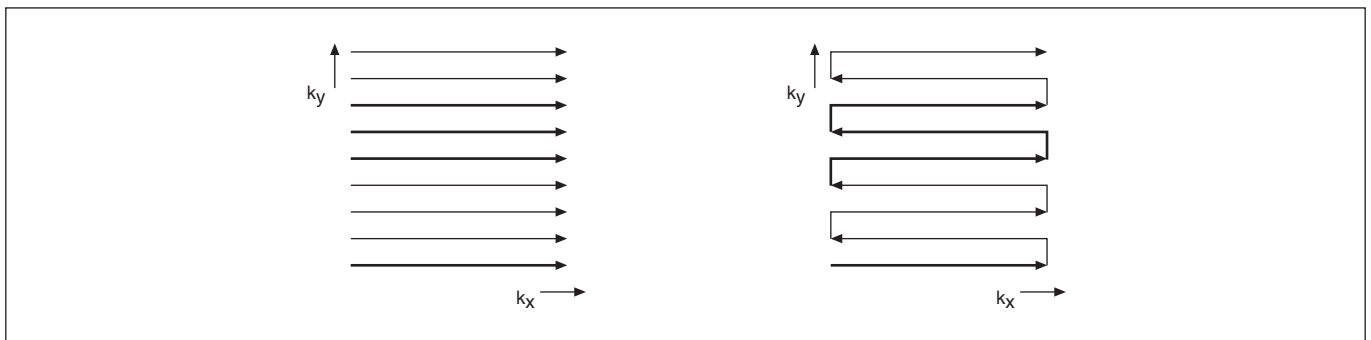


Fig. 17.—Trayectoria convencional de una secuencia de eco del espín o de eco de gradiente (izquierda) o EPI (derecha).



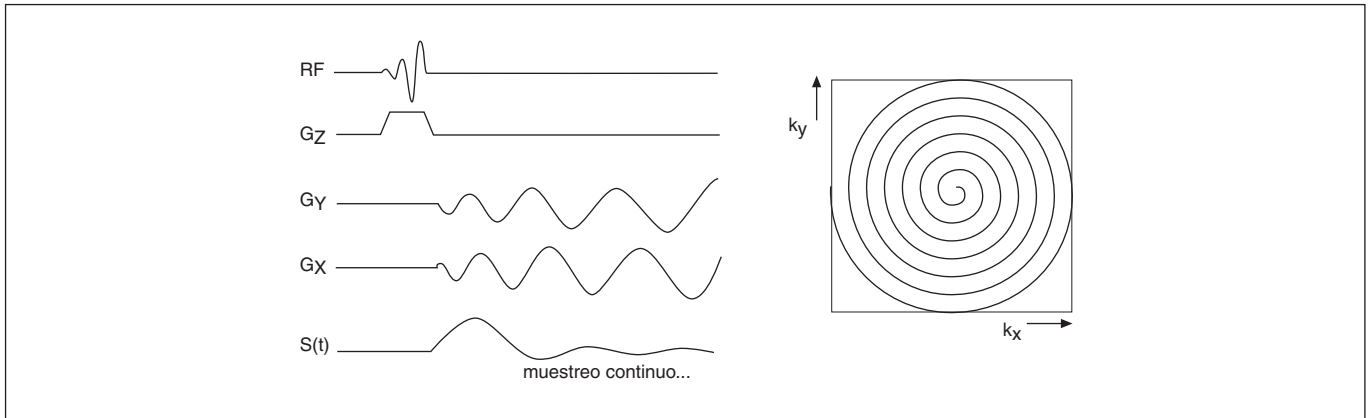


Fig. 18.—Adquisición en espiral. RF: pulso de excitación G<sub>x</sub>, G<sub>y</sub> y G<sub>z</sub> representan el gradiente de lectura, de codificación de fase y de selección de corte, respectivamente. S(t) representa la señal de resonancia magnética adquirida.

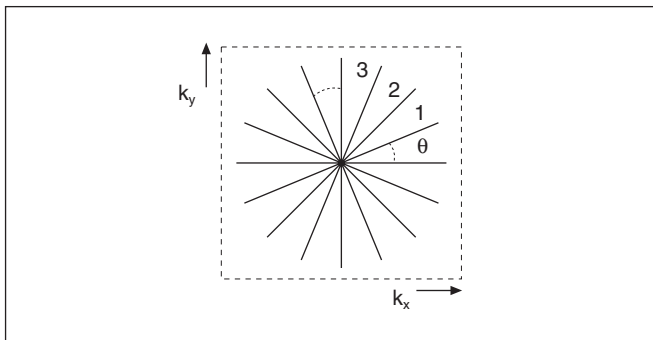


Fig. 19.—Trayectoria radial.

mo imagen helicoidal<sup>29</sup>. También se puede utilizar con un único corte, donde el tiempo representa el parámetro de la imagen dinámica.

Se está investigando mucho sobre estas adquisiciones no convencionales<sup>30,31</sup> y se han encontrado aplicaciones para las cuales ofrecen muy buenos resultados, como puede ser la adquisición radial en intervencionismo vascular<sup>32</sup> y en la adquisición simultánea de imágenes de resolución múltiple<sup>33</sup>, o la adquisición espiral en activación funcional<sup>34,35</sup> o en adquisiciones cardíacas en tiempo real<sup>36</sup>.

### CONCLUSIONES

El espacio-k representa un papel fundamental en la RM. Su conocimiento permitirá obtener la máxima calidad en las imágenes finales con el menor tiempo de adquisición posible. Cabría remarcar que la calidad final de la imagen vendrá determinada por un compromiso entre varios parámetros (ver tabla 10) dependientes entre sí, como son: el contraste, la resolución espacial, la RSR, el tiempo de adquisición y la ausencia de artefactos. Será el ajuste de estos parámetros lo que permitirá al usuario obtener la imagen final deseada según sus requerimientos. Para poder optimizar al máximo dicho ajuste, será necesario un conocimiento básico de lo qué es y de lo qué representa el espacio-k, de cómo se lee y de cómo se puede acelerar su lectura.

TABLA 10

TABLA RESUMEN FINAL CON ALGUNAS DE LAS EQUIVALENCIAS MÁS IMPORTANTES

<i>FOV y resolución espacial</i>
$FOV = \frac{1}{\Delta k}$
$\Delta x = \frac{1}{2 \cdot k_x^{\max}}$ ( <i>idem para y</i> )
Tamaño del píxel = $\frac{FOV}{\text{tamaño de la matriz}}$
Tamaño del voxel = espesor del corte $\times \frac{FOV^2}{(\text{tamaño de la matriz})^2}$
Resolución espacial ~ tamaño de la matriz
<i>RSR o relación señal-ruido</i>
RSR ~ volumen del voxel $\times \sqrt{\text{tiempo de adquisición}}$
RSR ~ (tamaño de la matriz) <sup>-1.5</sup>
RSR ~ $\frac{1}{\sqrt{\text{porcentaje de adquisición reducida}}}$
RSR ~ espesor del corte
RSR ~ FOV <sup>2</sup>
Señal ~ número de medidas
Ruido ~ $\sqrt{\text{número de medidas}}$
RSR = $\frac{\text{señal}}{\text{ruido}} \sim \sqrt{\text{número de medidas}}$
Número de medidas = NSA • número de codificaciones de fase
RSR ~ $\sqrt{NSA}$
<i>Tiempo de adquisición</i>
Tiempo de adquisición ~ tamaño de la matriz
Tiempo de adquisición ~ % RFOV
Tiempo de adquisición ~ porcentaje de <i>adquisición reducida</i>
Tiempo de adquisición = número de codificaciones de fase • TR • NSA

Δk: Separación entre codificaciones de fase o de frecuencia en el espacio-k  
 Δx: Tamaño del píxel en x (*idem para y*)  
 ~ Proporcional a  
 TR: Tiempo de repetición  
 NSA: Number of signals averaged (número de señales promediadas)  
 RFOV: Rectangular field-of-view (campo de visión rectangular)  
 RSR: Relación señal-ruido  
 FOV: Field-of-view (campo de visión)

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por una beca PPI-01-VIDI de la Universitat Politècnica de València, por la Asociación para el Desarrollo y la Investigación en Resonancia Magnética (ADIRM) y por la Red IM3 de imagen médica, molecular y multimodal.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Stark DD, Bradley WG. Resonancia Magnética. 3.<sup>a</sup> ed. Madrid: Harcourt, 2000.
2. Bracewell RN. The Fourier Transform and Its Applications. 3rd ed. New York NY: Mc-Graw-Hill, 1978.
3. Twieg DB. The *k*-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Med Phys* 1983;10:610-21.
4. Philips Medical Systems Nederland B.V. Understanding MRI. An interactive guide to MRI principles and applications. 2001.
5. Bushong SC. Magnetic Resonance Imaging. Physical and Biological Principles. 2nd ed. St. Louis: Mosby, 1996.
6. Vlaardingerbroek MT, Den Boer JA. Magnetic Resonance Imaging. Theory and Practice. Berlin: Springer-Verlag, 1996.
7. Kellman P, Epstein FH, McVeigh ER. Adaptive sensitivity encoding incorporating temporal filtering (TSENSE). *Magn Reson Med* 2001;45:846-52.
8. Liang ZP, Constable T, Haacke EM, Boada F, Smith M, Lauterbur PC. Constrained reconstruction methods in MR imaging. *Rev Magn Reson Med* 1992;4:67-185.
9. McGibney G, Smith MR, Nichols ST, Crawley A. Quantitative evaluation of several partial Fourier reconstruction algorithms used in MRI. *Magn Reson Med* 1993;30:51-9.
10. Hu X, Parrish T. Reduction of field of view for dynamic imaging. *Magn Reson Med* 1994;31:691-4.
11. Brummer ME, Moratal-Pérez D, Hong CY, Pettigrew RI, Millet-Roig J, Dixon WT. Noquist: reduced field-of-view imaging by direct Fourier inversion. *Magn Reson Med* 2004;51:331-45.
12. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603.
13. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952-62.
14. Tsao J, Behnia B, Webb AG. Unifying linear prior-information-driven methods for accelerated image acquisition. *Magn Reson Med* 2001;46:652-60.
15. Jones RA, Haraldseth O, Muller TB, Rinck PA, Oksendal AN. *k*-space substitution: a novel dynamic imaging technique. *Magn Reson Med* 1993;29:830-4.
16. Van Vaals JJ, Brummer ME, Dixon WT, Tuithof HH, Engels H, Nelson RC, et al. «Keyhole» method for accelerating imaging of contrast agent uptake. *J Magn Reson Imaging* 1993;3:671-5.
17. Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wright RC, Herfkens RJ. MR fluoroscopy: technical feasibility. *Magn Reson Med* 1988;8:1-15.
18. Parrish T, Hu X. Continuous update with random encoding (CURE): a new strategy for dynamic imaging. *Magn Reson Med* 1995;33:326-36.
19. Doyle M, Walsh EG, Blackwell GG, Pohost GM. Block regional interpolation scheme for *k*-space (BRISK): a rapid cardiac imaging technique. *Magn Reson Med* 1995;33:163-70.
20. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA. Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *Magn Reson Med* 1996;36:345-51.
21. Zaitsev M, Zilles K, Shah NJ. Shared *k*-space echo planar imaging with keyhole. *Magn Reson Med* 2001;45:109-17.
22. Madore B, Glover GH, Pelc NJ. Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fMRI. *Magn Reson Med* 1999;42:813-28.
23. Tsao J. On the UNFOLD method. *Magn Reson Med* 2002;47:202-7.
24. Tsao J, Boesiger P, Pruessmann KP. *k*-t BLAST and *k*-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations. *Magn Reson Med* 2003;50:1031-42.
25. Moratal-Pérez D, Martí-Bonmatí L, Brummer ME, Millet-Roig J, Castells F, Rieta JJ. An educational tool for a better understanding of *k*-space through the reconstruction of magnetic resonance images. *MAGMA*, 2003;16(Suppl 1). 20<sup>th</sup> Annual ESMRMB Meeting. Rotterdam, Holanda, september 18-21, 2003.
26. Bronzino JD. The Biomedical Engineering Handbook, 2nd ed. CRC Press, 2000.
27. Mezrich R. A perspective on *k*-space. *Radiology* 1995;195:297-315.
28. Philips Medical Systems Nederland B.V. Application Guide INTE-RA Volume 1: Basics. Best, 2001.
29. Rasche V, De Boer RW, Holz D, Proksa R. Continuous radial data acquisition for dynamic MRI. *Magn Reson Med* 1995;34:754-61.
30. Tsai CM, Nishimura DG. Reduced aliasing artifacts using variable-density *k*-space sampling trajectories. *Magn Reson Med* 2000;43:452-8.
31. Sedarat H, Kerr AB, Pauly JM, Nishimura DG. Partial-FOV reconstruction in dynamic spiral imaging. *Magn Reson Med* 2000;43:429-39.
32. Rasche V, Holz D, Köhler J, Proksa R, Röschmann P. Catheter tracking using continuous radial MRI. *Magn Reson Med* 1997;37:963-8.
33. Song HK, Dougherty L, Schnall MD. Simultaneous acquisition of multiple resolution images for dynamic contrast enhanced imaging of the breast. *Magn Reson Med* 2001;46:503-9.
34. Lai S, Glover GH. Three-dimensional spiral fMRI technique: a comparison with 2D spiral acquisition. *Magn Reson Med* 1998;39:68-78.
35. Glover GH, Lai S. Self-navigated spiral fMRI: interleaved versus single-shot. *Magn Reson Med* 1998;39:361-8.
36. Nayak KS, Hu BS. Triggered real-time MRI and cardiac applications. *Magn Reson Med* 2003;49:188-92.