

# Secuencia SPAMM mejorada para marcado de tejido cardiaco en resonancia magnética

C. Santa Marta Pastrana<sup>1</sup>, M.J. Ledesma Carbayo<sup>2</sup>, A. Bajo Prieto<sup>2</sup>, E. Pérez David<sup>3</sup>, M.A. García Fernández<sup>3</sup>, A. Santos Lleó<sup>2</sup>, M. Desco Menéndez<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Dpto. Física Matemática y Fluidos. UNED. Madrid. España. [cris@dfmf.uned.es](mailto:cris@dfmf.uned.es)

<sup>2</sup> Dpto. Ingeniería Electrónica. ETSI Telecomunicación. UPM. España

<sup>3</sup> Servicio de Cardiología. Hospital Gregorio Marañón. Madrid. España.

<sup>4</sup> Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital Gregorio Marañón. Madrid. España.

## Resumen

*Las secuencias SPAMM de marcado de tejido ('tagging') adolecen del desvanecimiento de las marcas a lo largo del tiempo. En el caso de imagen cardiaca éste es notable en la segunda mitad del ciclo cardiaco. Si la adquisición es en apnea y ésta no se mantiene perfectamente, aparecen artefactos de movimiento. Se presenta una secuencia con SPAMM y sincronizaciones cardiaca y respiratoria que mejora los defectos mencionados. Se comparan imágenes adquiridas mediante la secuencia provista por el tomógrafo Philips Intera 1,5 T con las adquiridas con la secuencia presentada. Se han utilizado 5 casos con cada secuencia. El resultado más notable es que el contraste entre la rejilla y el tejido es aproximadamente el doble en el final del ciclo cardiaco en las imágenes de la secuencia propuesta.*

## 1. Introducción

La cuantificación de la deformación regional del tejido miocárdico mediante técnicas no invasivas se está convirtiendo en una herramienta esencial para el diagnóstico de las patologías cardiacas. En este contexto la imagen cardiaca por resonancia magnética (CRM) ofrece imágenes de gran calidad gracias al rápido avance que han experimentado las secuencias rápidas. La función miocárdica y el *strain* se pueden medir sobre series de imágenes multifase, es decir, de una misma localización geométrica a lo largo del tiempo, generalmente un ciclo cardiaco completo.

Actualmente se utilizan tres técnicas diferentes en CRM que permiten cuantificar la función miocárdica: marcado del tejido o *tagging* [1], codificación de la velocidad mediante secuencias de contraste de fase (PC) [2] y codificación del desplazamiento con ecos estimulados (DENSE) [3].

Las imágenes de contraste de fase contienen de manera inherente información sobre la velocidad de cada punto con buena resolución tanto espacial como temporal en la serie de imágenes. Con los datos de velocidad se puede calcular directamente el *strain rate*, e integrándolos se obtiene el desplazamiento. Un problema del que adolece este tipo de imágenes es la falta de contraste entre tejido y

sangre, lo que dificulta la segmentación del miocardio y por tanto la cuantificación de las imágenes [4].

La secuencia DENSE es similar a la técnica de contraste de fase, codifica el cambio de posición de cada vóxel en la fase de la magnetización transversal. El mecanismo por el que se consigue que la fase de la magnetización sea función del desplazamiento del tejido no es obvio, además no está disponible en los tomógrafos clínicos [5].

El marcado del tejido mediante una rejilla de saturación permite la cuantificación directa de la deformación del tejido. Las secuencias SPAMM para *tagging* están disponibles en los tomógrafos comerciales desde hace poco tiempo. Los algoritmos necesarios para cuantificar el *strain* y la función miocárdica dependen en gran manera del contraste entre la rejilla y el tejido. Sin embargo, la rejilla se desvanece en el tiempo de decaimiento T1 del miocardio (T1 a 1,5 T = 880ms), lo que restringe el uso de estas secuencias a las fases sistólicas del ciclo cardiaco. Para paliar el desvanecimiento se ha desarrollado la secuencia CSPAMM (Complementary Spatial Modulation of Magnetization) que, de momento, no está tan extendida como su predecesora [6].

En este trabajo se presenta una mejora de la secuencia SPAMM con respiración libre que incorpora el tomógrafo Philips Intera 1,5 T. La secuencia mejorada es turbo eco de gradiente, utiliza relleno cartesiano del espacio K y tiene sincronización tanto cardiaca como respiratoria. Es una buena alternativa a CSPAMM puesto que la rejilla no se desvanece en todo el ciclo cardiaco.

## 2. Material y métodos

Se han obtenido imágenes de cinco voluntarios sanos con ambas secuencias, la que incorpora el tomógrafo y la propuesta en este trabajo. Se ha utilizado un tomógrafo Intera 1,5 T (Philips Medical Systems, The Netherlands) y una antena *phased-array* de cinco elementos, dos anteriores y tres posteriores, dedicada a imagen cardiaca.

## 2.1. Protocolo de adquisición de imagen

El estudio completo de cada voluntario comprende tres series de CINE y dos de *tagging*. El CINE se adquiere en orientaciones de 2 cámaras (1 corte, 20 fases), 4 cámaras (1 corte, 30 fases) y eje corto (15 cortes, 30 fases), todo ello en apnea y con secuencias *Balanced Field Echo*. Las dos series de imágenes de *tagging* se adquieren una con cada una de las secuencias de SPAMM mencionadas, en el mismo plano de eje corto que el corte medial del CINE. Todo el estudio se realiza con sincronización prospectiva con el ECG, se toma el pico R como señal de disparo. Cada serie de imágenes cubre todo el ciclo cardíaco.

La secuencia SPAMM para respiración libre suministrada por la casa comercial es 2D eco de gradiente (FFE), sus parámetros más significativos son: matriz = 154\*192 (frecuencia\*fase), 2 adquisiciones (NSA o NEX), campo de visión (FOV) rectangular = 70%, porcentaje de adquisición = 80%, TE = 5 ms, TR = 30 ms, ángulo de flip = 13°, grosor de corte = 8 mm, rejilla ortogonal con 8 mm de separación entre líneas, tiempo de adquisición = 2'45'', 20 fases para una frecuencia cardíaca de 80 ppm.

La secuencia mejorada es 2D turbo eco de gradiente (TFE), sus parámetros más significativos son: matriz = 192\*192 (frecuencia\*fase), 4 adquisiciones (NSA o NEX), FOV rectangular = 100%, porcentaje de adquisición = 100%, TE = 1,9 ms, TR = el más corto (5,5 ms para 80 ppm), ángulo de flip = 13°, factor turbo = 8, grosor de corte = 8 mm, sincronización respiratoria = *triggering*, rejilla ortogonal con 8 mm de separación entre líneas, tiempo de adquisición = 1'12'', 13 fases para una frecuencia cardíaca de 80 ppm. El tiempo de adquisición real en este caso es variable, puesto que depende del ritmo de respiración del sujeto. Habitualmente es el doble del nominal.

## 2.2. Análisis de las imágenes

Se han trazado perfiles manualmente sobre la primera y la última imagen de cada serie. Para ello se ha utilizado el programa de libre distribución ImageJ (National Institutes of Health, USA).

Los perfiles se han trazado sobre la región del eje corto más cercana al septo, perpendicularmente a las marcas de la rejilla (Figura 1). De cada imagen se obtiene un perfil aproximadamente sinusoidal, en cada uno de ellos se ha medido la anchura a mitad de máximo (FWHM), la separación entre máximos y entre mínimos y la intensidad de señal en las marcas ( $S_m$ ) y en el tejido ( $S_t$ ). Con estos datos se calculan parámetros relativos al contraste entre la rejilla y el miocardio y la persistencia tanto del contraste como de la forma de la rejilla.

Se considera como intensidad de señal en el tejido la media del nivel de gris de los máximos del perfil y como intensidad de las marcas la media del nivel de gris de los mínimos.

El contraste normalizado entre la rejilla y el miocardio se calcula como la diferencia entre las intensidades de señal respectivas, dividida por  $S_t$ .

$$CN = (S_t - S_m) / S_t$$

La relación señal ruido (SNR) se calcula como

$$SNR = S_t / SD_t$$

Siendo  $SD_t$  la desviación estándar de una ROI que no contiene tejido.

Para valorar la persistencia de la rejilla se calculan las diferencias entre la primera y la última imagen o fase de cada serie de CN como indicador de desvanecimiento de la señal y de FWHM y separación entre los picos como indicadores de conservación de la modulación sinusoidal.

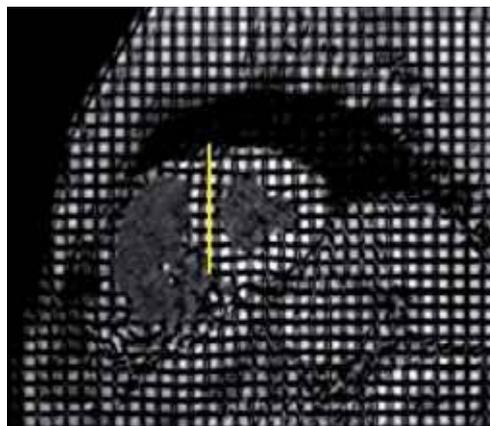


Figura 1. Perfil sobre el miocardio a partir del que se calculan las características de la rejilla de 'tagging'.

## 3. Resultados

En las tablas 1 y 2 se muestran la media y la desviación estándar de los resultados obtenidos de medir sobre cada perfil los parámetros mencionados en la sección anterior. La pérdida en cada uno de ellos se calcula como la media de las pérdidas individuales. El número de picos de los perfiles es de  $7.11 \pm 1.33$ . Se han analizado diez perfiles para cada secuencia.

SECUENCIA ORIGINAL	primera fase	última fase	pérdida
FWHM (mm)	$3.58 \pm 0.13$	$3.79 \pm 0.34$	$-0.22 \pm 0.36$
CN	$0.91 \pm 0.02$	$0.27 \pm 0.10$	$0.64 \pm 0.10$
SNR	$148 \pm 118$	$81 \pm 47$	$67 \pm 78$
Separación picos (mm)	$7.71 \pm 1.11$	$8.29 \pm 1.73$	$-0.43 \pm 2.39$

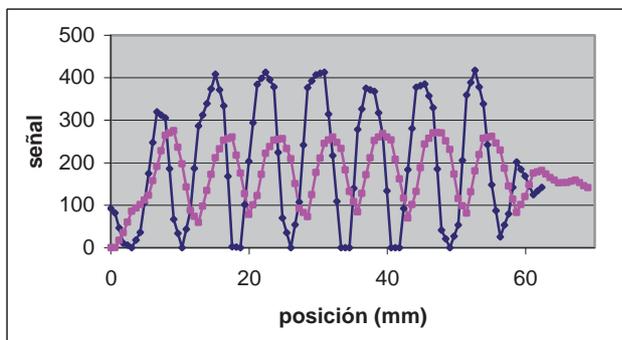
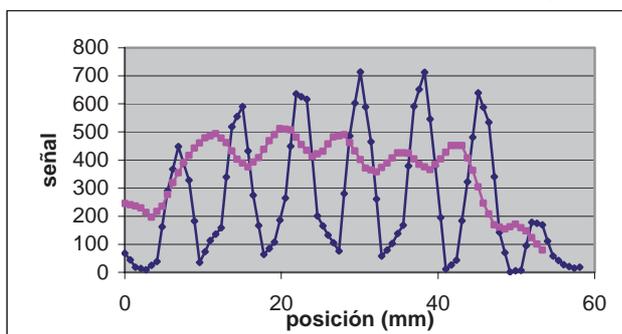
Tabla 1. Valores obtenidos de las medidas sobre los perfiles de las imágenes de la secuencia suministrada por la casa comercial

Los valores de la FWHM, el CN y la separación entre picos para la primera imagen de ambas secuencias son muy similares, siendo ligeramente superiores en la secuencia mejorada. La SNR es 2.1 veces superior en la primera imagen de la secuencia mejorada.

SECUENCIA MEJORADA	primera fase	última fase	pérdida
FWHM (mm)	3.78±0.36	4.04±0.34	-0.15±0.31
CN	0.94±0.06	0.54±0.15	0.40±0.12
SNR	311±104	123±53	112±120
Separación picos (mm)	7.55±0.21	7.64±0.14	-0.58±1.27

**Tabla 2.** Valores obtenidos de las medidas sobre los perfiles de las imágenes de la secuencia mejorada

Las diferencias entre las últimas fases de las secuencias que se comparan son mayores que para las primeras. La FWHM es 1.06 veces más ancha en la secuencia propuesta. Por otra parte, el CN es 1.96 veces superior, la SNR es 1.52 veces mayor y la separación entre picos es 0.92 veces menor en la secuencia mejorada.



**Figura 2.** Comparación de los perfiles sobre la primera (línea oscura) y la última imagen (línea clara) de una misma serie. En la parte superior la serie fue obtenida con la secuencia original y en la parte inferior con la secuencia mejorada.

El número de fases o imágenes en cada serie de la secuencia original es de  $24.0 \pm 3.0$  y en la secuencia propuesta es de  $12.4 \pm 1.9$ .

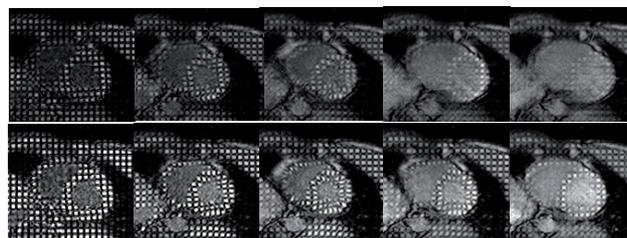
#### 4. Discusión

La cuantificación de la función regional y del *strain* se está convirtiendo en un elemento imprescindible para el diagnóstico de múltiples patologías cardiacas. En CRM se colocan marcas sobre el miocardio para poder seguir la

evolución de cada píxel a lo largo del ciclo cardiaco y poder así cuantificar.

De las diferentes técnicas de marcado la que tiene más aceptación en este momento es la rejilla de saturación o *tagging*. Los algoritmos que calculan las velocidades y posiciones de cada píxel en imágenes de *tagging* necesitan que las marcas permanezcan durante todo el ciclo cardiaco. En las secuencias SPAMM, se genera la rejilla antes de adquirir toda la serie de imágenes mediante una modulación espacial de la magnetización transversal. La rejilla se desvanece al final del ciclo cardiaco, ya que la duración de éste es aproximadamente igual al tiempo de decaimiento T1 del miocardio. Por lo tanto, es importante encontrar métodos que consigan que el marcado permanezca el mayor tiempo posible.

Con la secuencia que se propone en este trabajo se logra que el contraste de las marcas al final del ciclo cardiaco sea casi el doble que con la suministrada por el fabricante del tomógrafo (Figura 3). La sincronización con la respiración tiene una doble función: minimiza los artefactos de movimiento inherentes a una adquisición con respiración libre y el paciente permanece más tranquilo que manteniendo una apnea. En los protocolos de secuencias de un estudio cardiaco el paciente tiene que soportar un gran número de apneas, por lo que en las últimas series de imágenes generalmente ya no es capaz de mantener el torso en la misma posición durante toda la adquisición, lo que conduce a errores a la hora de cuantificar la deformación del miocardio.



**Figura 3.** En la parte superior, imágenes adquiridas con la secuencia original y en la inferior, con la secuencia propuesta. Cada par de imágenes en vertical corresponde al mismo instante del ciclo cardiaco..

En nuestro centro hemos probado a acelerar la secuencia con SPAMM en apnea aplicando técnicas de adquisición en paralelo (SENSE) y Fourier parcial. Sin embargo, la calidad de imagen obtenida no era suficiente para que los algoritmos HARP y de registro no rígido pudieran seguir las marcas en las últimas fases. Por lo tanto, se optó por implementar la mejor secuencia que permitiera respirar al paciente durante la adquisición.

Un inconveniente de la secuencia propuesta es que se adquieren aproximadamente la mitad de fases que con la original. Para paliar esta situación se programa la secuencia dos veces, la segunda de con un retraso entre la señal de disparo (pico R) y la adquisición de la primera fase igual a la mitad del tiempo entre dos fases. Intercalando las imágenes de las dos series se obtiene una serie única con el doble de resolución temporal de cada adquisición individual. Por supuesto se aumenta el tiempo

del estudio, pero se consiguen imágenes de gran calidad y buena resolución temporal.

Otras soluciones para conseguir imágenes aptas para los algoritmos de cuantificación son las secuencias CSPAMM o rellenos no cartesianos del espacio K, que aceleran la adquisición, pero no están todavía disponibles para uso clínico. Por lo tanto, la secuencia que se presenta aquí es una opción implementable en cualquier tomógrafo que disponga de la opción de SPAMM.

## Referencias

- [1] Zerhouni, E.A., D.M. Parish, W.J. Rogers, et al., *Human heart: tagging with MR imaging—a method for noninvasive assessment of myocardial motion*. Radiology, 1988. **169**(1): p. 59-63.
- [2] Pelc, N.J., M. Drangova, L.R. Pelc, et al., *Tracking of cyclic motion with phase-contrast cine MR velocity data*. J Magn Reson Imaging, 1995. **5**(3): p. 339-45.
- [3] Aletras, A.H., S. Ding, R.S. Balaban, et al., *DENSE: displacement encoding with stimulated echoes in cardiac functional MRI*. J Magn Reson, 1999. **137**(1): p. 247-52.
- [4] Bergvall, E., P. Cain, H. Arheden, et al., *A fast and highly automated approach to myocardial motion analysis using phase contrast magnetic resonance imaging*. J Magn Reson Imaging, 2006. **23**(5): p. 652-61.
- [5] Buonocore, M.H., *Latest pulse sequence for displacement-encoded MR imaging incorporates essential technical improvements for multiphase measurement of intramyocardial strain*. Radiology, 2004. **230**(3): p. 615-7.
- [6] Fischer, S.E., G.C. McKinnon, S.E. Maier, et al., *Improved myocardial tagging contrast*. Magn Reson Med, 1993. **30**(2): p. 191-200.