

Análisis del Movimiento Cardíaco a Partir de Imágenes de Resonancia Magnética: Comparativa de RM CINE vs RM Marcada

A Bajo¹, MJ Ledesma-Carbayo¹, C Santa Marta², E Pérez David³,
MA García-Fernández³, M Descó³, A Santos¹

¹ Universidad Politécnica de Madrid, ETSI Telecomunicación, 28040 Madrid {anab, mledesma, andres}@die.upm.es

² Universidad Nacional de Educación a Distancia, Madrid

³Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

Resumen

El objetivo de este trabajo es estudiar la precisión en el cálculo de los parámetros cardíacos obtenidos a partir de secuencias de resonancia magnética (RM) marcada y secuencias RM de CINE, utilizando algoritmos de registro no rígido basados en intensidad de pixel, para la estimación del movimiento del miocardio. Estas técnicas han sido validadas sobre secuencias de resonancia magnética marcada obteniendo una precisión submilimétrica. Además, las técnicas de registro se han aplicado a secuencias de CINE, obteniendo el desplazamiento y deformación radiales y demostrando su utilidad para cuantificar la función regional del miocardio sano e isquémico.

Se han adquirido secuencias de RM de CINE y de RM marcada en 10 sujetos, seleccionándose manualmente cuatro segmentos en el miocardio en cada secuencia. Se lleva a cabo en cada caso la estimación automática del movimiento cardíaco utilizando un algoritmo de registro no rígido entre imágenes consecutivas, basado en un modelo paramétrico semilocal con Bsplines como funciones de base. Finalmente, se aplica un análisis estadístico para comparar las estimaciones del desplazamiento y el strain sistólicos en los dos tipos de imágenes. Se ha obtenido una discrepancia importante entre los resultados del análisis de strain con los dos tipos de secuencias de RM.

1. Introducción

Existen diversas propuestas para la estimación del movimiento cardíaco con imágenes de resonancia magnética marcada usando tanto modelos deformables como técnicas de registro, cuya utilidad ha sido demostrada [1-3]. Sin embargo, se encuentran menos estudios de la viabilidad y precisión de la estimación del movimiento del miocardio mediante secuencias 2D de resonancia magnética.

Las secuencias de CINE tienen una gran importancia para el estudio del movimiento cardíaco en pacientes. Sin embargo no se han realizado muchos estudios en los que se comparen los resultados obtenidos en estas secuencias con los obtenidos en secuencias de resonancia RM

marcada. El parámetro del desplazamiento ha sido estudiado previamente en el caso tridimensional, mostrando grandes discrepancias en el cálculo del movimiento circunferencial [8].

El principal objetivo de este trabajo es comparar la estimación del movimiento cardíaco utilizando secuencias bidimensionales de CINE y secuencias de RM marcada. Se utilizan las mismas técnicas de registro elástico para estimar los campos de desplazamiento en ambos tipos de secuencias.

Los métodos de registro no rígido basados en intensidad de pixel que se aplican a las secuencias de imágenes han sido validados sobre secuencias de resonancia magnética marcada obteniendo una precisión en la estimación del desplazamiento submilimétrica (subpixel) [4]. Los mismos algoritmos se han aplicado a secuencias de CINE adquiridas en pacientes y voluntarios sanos, probando la posibilidad de utilizar dichas técnicas para estimar el movimiento cardíaco en secuencias de CINE sin la interacción del usuario.

En este estudio se comparan los campos de desplazamiento, en concreto el desplazamiento y strain sistólicos, obtenidos sobre imágenes de CINE y de resonancia magnética marcada. Para comparar ambas metodologías se realiza un análisis de regresión lineal y una representación de Bland-Altman

2. Métodos

2.1. Algoritmos

Las técnicas de registro no rígido utilizadas para la estimación del movimiento cardíaco están descritas en [6]. El campo denso de desplazamiento se representa como una combinación lineal de funciones Bsplines situadas en una rejilla rectangular.

$$\mathbf{g}'(\mathbf{x}) = \sum_{j \in \mathbb{Z}^N} c_j \beta_r \left(\frac{\mathbf{x}}{h-j} \right)$$

El parámetro h determina la distancia entre nodos de la rejilla, mientras que los coeficientes c_j controlan la suavidad de la solución.

Tras obtener el campo denso de desplazamiento se calcula el tensor de deformación de Green-Lagrange. El gradiente de deformación, se calcula a partir de la expresión analítica del campo denso de desplazamiento. Se obtiene una función \mathbf{g}'_t para cada par de imágenes consecutivas de la secuencia, y el campo de desplazamiento se obtiene con las expresiones siguientes:

$$\mathbf{g}_t(\mathbf{X}) = \mathbf{g}'_t(\mathbf{x}_{t-1}) + \mathbf{g}_{t-1}(\mathbf{X})$$

donde $\mathbf{x}_{t-1} = \mathbf{g}_{t-1}(\mathbf{X})$ para $t=2, \dots, T$ y $\mathbf{g}_1(\mathbf{X}) = \mathbf{X}$ para $t=1$

Se obtiene entonces un gradiente de deformación para cada instante de tiempo:

$$\mathbf{F}'_t = \frac{\partial \mathbf{x}_{t+1}}{\partial \mathbf{x}_t}$$

Así, el gradiente de deformación \mathbf{F}_t se calcula utilizando las funciones \mathbf{F}'_t , obtenidas para cada par de imágenes:

$$\mathbf{F}_t = \mathbf{F}'_t \cdot \mathbf{F}'_{t-1} \dots \mathbf{F}'_2 \cdot \mathbf{F}'_1 = \frac{\partial \mathbf{x}_t}{\partial \mathbf{X}}$$

Esta función se utiliza para calcular el tensor de deformación de Green-Lagrange, \mathbf{E}_t de todos los puntos en cada instante de tiempo, con la siguiente expresión:

$$\mathbf{E}_t = \frac{1}{2}(\mathbf{C}'_t - \mathbf{I}) = \frac{1}{2}(\mathbf{F}'_t{}^T \mathbf{F}'_t - \mathbf{I})$$

2.2. Imágenes

Las secuencias han sido adquiridas con una Philips Intera de 1.5 T (Philips Medical Systems, Holanda) y con una antena en array de 5 elementos dedicada a imagen cardiaca.

Las secuencias de CINE se adquieren en apnea utilizando una secuencia Fast Field Echo Balanceada (B-FFE), perteneciente a la familia de secuencias derivadas de la secuencia Eco de Gradiente, obteniendo imágenes con un tamaño de pixel entre 1mm y 1.3 mm.

La secuencia de resonancia magnética marcada utilizada es una versión mejorada de la secuencia de SPAMM con respiración libre proporcionada por el escáner Philips Intera [7]. La principal ventaja de esta secuencia es que se mantiene el contraste del patrón de marcado a lo largo del ciclo cardiaco.

2.3. Análisis de los Datos

Se han adquirido secuencias eje corto de CINE y de resonancia marcada en 6 voluntarios sanos y 4 pacientes con las técnicas descritas en la sección anterior. La localización de ambas secuencias es idéntica, para hacer posible la comparación de los resultados obtenidos.

Se seleccionan cuatro segmentos en la pared del miocardio, situados en las regiones anterior, lateral, inferior y septal como se muestra en la figura 1.

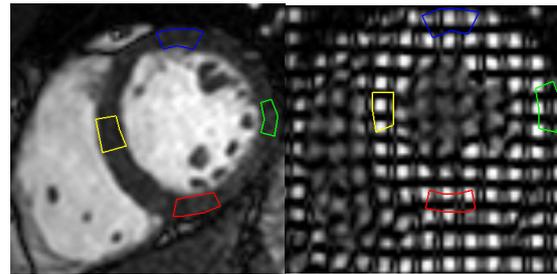


Figura 1: ROIs definidas, en una secuencia de CINE (izquierda) y de RM cardiaca (derecha).

Los segmentos fueron trazados manualmente en la primera imagen de cada secuencia, propagándose en el tiempo utilizando el campo de desplazamiento obtenido del proceso de registro no rígido.

Se calcula el desplazamiento radial medio de cada segmento a lo largo de todo el ciclo cardiaco utilizando el campo denso de desplazamiento estimado mediante las técnicas de registro no rígido y se realiza una proyección sobre el eje radial

Se calcula también la deformación radial con la metodología descrita en la sección 2.1

Se obtienen las curvas de evolución temporal del desplazamiento y deformación radiales, seleccionando el máximo sistólico.

Los valores obtenidos se comparan mediante la representación de Bland-Altman. Se realiza también un análisis de regresión lineal a través del origen para obtener la línea de mejor aproximación. Se ha elegido un modelo lineal a través del origen ya que no hay razón para que exista un sesgo entre ambas variables, ya que en ausencia de movimiento la medida en ambos tipos de secuencias será igual a cero.

3. Resultados

En la figura 2 se muestra la representación de Bland-Altman para la máxima deformación sistólica. En el gráfico se representa la diferencia entre la máxima deformación sistólica radial obtenida utilizando las secuencias de RM CINE (SC) y de RM marcada (ST), utilizando la estimación con RM marcada como valor de

referencia. En este análisis se incluyen todos los segmentos y todos los casos. La media y la desviación estándar de la diferencia son: $21,84 \pm 22,34 \%$.

En la figura 3 se muestra la representación de Bland-Altman del máximo desplazamiento radial sistólico ($-0,25 \pm 1,91$ mm). La media de la diferencia es menor aquí que en el caso de la deformación. Una posible razón es que el parámetro tiene una menor magnitud.

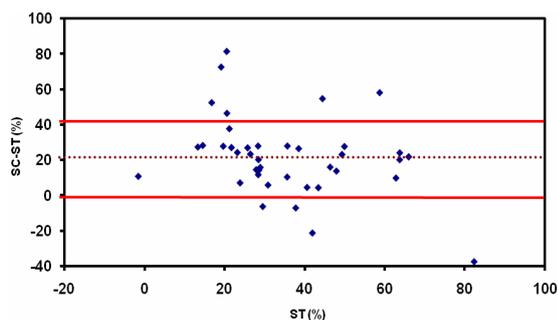


Figura 2: Representación de Bland-Altman de la diferencia entre la máxima deformación radial sistólica (%) calculada a partir de los dos tipos de secuencias. (SC) RM CINE, (ST) RM marcada.

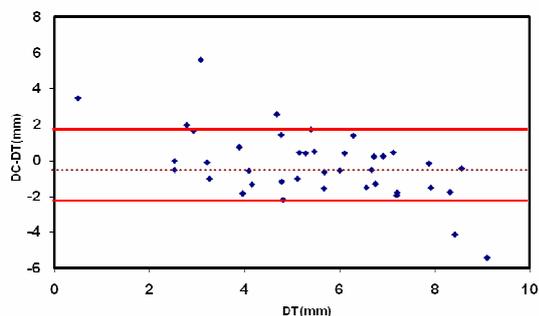


Figure 3: Representación de Bland-Altman de la diferencia entre el máximo desplazamiento radial sistólico (mm) calculada a partir de los dos tipos de secuencias. (DC) RM CINE, (DT) RM marcada.

Las siguientes fases del análisis se orientan al estudio de la deformación radial, ya que se considera un parámetro más representativo de la función cardíaca.

La tabla 1 muestra los resultados del análisis de regresión lineal. El menor error estándar de la estimación corresponde al segmento septal.

En la figura 4 se representa la línea de mejor aproximación a través del origen de todos los segmentos, sobre el gráfico de dispersión de los datos (Tabla 1). El eje de ordenadas muestra la estimación con secuencias de CINE (SC %), y el de abscisas la estimación con secuencias de resonancia magnética marcada (ST %).

Table 1: Regresión lineal a través del origen. $y=bx$

Segmento	$b \pm \text{error std}$	Error Std del Modelo
Anterior	$1,648 \pm 0,167$	17,23379
Lateral	$1,601 \pm 0,198$	26,58407
Inferior	$1,093 \pm 0,206$	33,17526
Septal	$1,875 \pm 0,221$	18,08249
Todos	$1,421 \pm 0,108$	26,66177

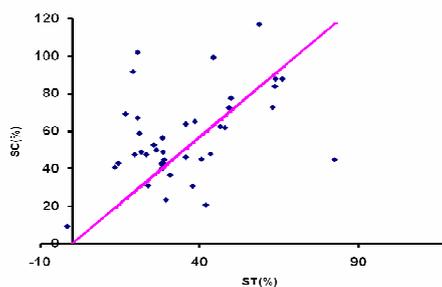


Figura 4: Regresión a través del origen: línea de mejor aproximación utilizando todos los segmentos

Tabla 2: Rango de las diferencias entre las estimaciones de la deformación con secuencias de CINE y de RM marcada

Segmento	Diferencia del Strain Rango IC 95%
Anterior	[-14,245 55,959]
Lateral	[-18,373 75,853]
Inferior	[-50,892 74,088]
Septal	[3,116 49,254]
Todos	[-22,845 66,535]

En la tabla 2 se muestran los rangos de variabilidad para intervalos de confianza del 95% en la medida de la deformación. El intervalo menor corresponde a los segmentos septales, y el mayor a los situados en la cara lateral.

4. Discusión y conclusiones

En este trabajo nos hemos centrado en la estimación de la componente radial de los parámetros cardíacos ya que se ha demostrado anteriormente que la estimación de la componente circunferencial en las secuencias de RM de CINE no es precisa [8]. Este hecho se debe a distintos factores, destacando entre ellos la falta de información de texturas en el interior del miocardio en este tipo de secuencias [8, 9] y la posible influencia de las trabéculas y los músculos papilares del corazón en la medida [10].

Los resultados descritos en la sección anterior donde se compara la estimación del movimiento cardíaco mediante secuencias de CINE y secuencias de resonancia magnética marcada muestran una discrepancia

importante.

Observando la representación de Bland-Altman se concluye que las estimaciones de la deformación con secuencias de RM de CINE están sobreestimadas (diferencia media de 20). Por otra parte hay que considerar también que la desviación estándar de la diferencia es del 20 %. Esto demuestra que la varianza de la diferencia es notable y que no podemos asumir una sobreestimación sistemática de una medida sobre otra.

Las causas principales de la gran diferencia entre ambas estimaciones son, por una parte, el efecto de los tejidos trabeculares y de los músculos papilares que se unen al borde endocárdico al final de la sístole (Figura 5). Por otra parte, el movimiento fuera de plano del corazón también puede dar lugar a un engrosamiento ficticio que no está realmente presente en el movimiento miocárdico. Estos dos efectos tienen una mayor importancia en la estimación del movimiento a partir de secuencias de resonancia de CINE que en las secuencias de resonancia marcada debido especialmente a que la estimación del movimiento en secuencias de CINE se basa sobre todo en la información de los bordes endocárdico y epicárdico. En cambio, en las secuencias de resonancia magnética marcada la información presente dentro de la pared miocárdica reduce significativamente estos efectos.

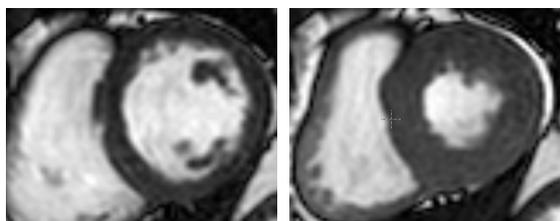


Figura 5: Imágenes de una secuencia de RM de CINE correspondientes al final de la diástole (izquierda) y al final de la sístole (derecha). Las estructuras intraventriculares se han hecho indistinguibles del borde endocárdico

Otro resultado importante es que la diferencia entre ambas estimaciones es menor en las ROIs situadas en la región septal del miocardio. Una posible explicación de este hecho es la menor influencia del tejido trabecular y los músculos papilares en esta área. Por otra parte, este efecto es más severo en las paredes lateral e inferior de la pared miocárdica. Los resultados obtenidos son consistentes con los mostrados en otro estudio que muestra el efecto del tejido trabecular utilizando RM de alta resolución [10]. En la figura 5 se observa también un borde más nítido en la zona septal tanto en diástole como en sístole.

Resumiendo, en este trabajo se muestra la existencia de una discrepancia en el análisis de la deformación miocárdica al utilizar para ello secuencias de CINE de

RM y secuencias de RM marcada. Por tanto, estos resultados constituyen una llamada de atención sobre el uso de las secuencias de imágenes de RM CINE para la estimación de parámetros de deformación activa. En esta misma línea de investigación se seguirán realizando más estudios en un futuro próximo.

Agradecimientos

Este estudio ha sido parcialmente financiado por PI041495, PI041920, y PI052204 del Ministerio de Sanidad, el proyecto CDTEAM del programa del CENIT (Ministerio de Industria) y el proyecto TIN2007-68048-C02-01 del Ministerio de Educación y Ciencia. Los autores quieren agradecer a Jose María Goicolea sus contribuciones sobre mecánica de medios continuos.

Referencias

- [1] McVeigh ER, Atalar E. Cardiac tagging with breath-hold cine MRI. *Magn Reson Med* 1992;28:318-27.
- [2] Moore CC, Reeder SB, McVeigh ER. Tagged MR imaging in a deforming phantom: photographic validation. *Radiology* 1994;190:765-9.
- [3] Moore CC, et al., Three-dimensional systolic strain patterns in the normal human left ventricle: characterization with tagged MR imaging. *Radiology* 2000;214:453-66.
- [4] MJ Ledesma-Carbayo, et al., Fully Automatic Cardiac Motion Estimation from Tagged MRI Using Non-Rigid Registration Techniques. *Computers in Cardiology*, 2006. 33: p. 305-308.
- [5] MJ Ledesma-Carbayo, et al. Cardiac Motion Analysis from Cine MR Sequences Using Non-Rigid Registration Techniques. *Computers in Cardiology*, 2006. 33: p. 65-68.
- [6] Ledesma-Carbayo et al., Myocardial strain analysis of echocardiographic sequences using nonrigid registration. *Computers in Cardiology* 2004;31:313-6.
- [7] C Santa Marta, et al., Respiratory Gated SPAMM Sequence for Magnetic Resonance Cardiac Tagging. *Tagging. Computers in Cardiology*, 2006. 33: p. 61-64.
- [8] R Chandrashekaram R H Mohiaddin, D Rueckert. Comparison of Cardiac Motion Fields from Tagged and Untagged MR Images Using Nonrigid Registration. *FIMH 2005, LNCS 3504*, pp. 425-433.
- [9] A. Bajo, et al., Estimation of Cardiac Motion Using Magnetic Resonance Imaging. *5th International Workshop on Information Optics, American Institute of Physics (AIP)*, 2006. 860: p. 272-280D
- [10] C Peters, D B Ennis, ER McVeigh. High-Resolution MRI of Cardiac Function With Projection Reconstruction and Steady-State Free Precession, *Magnetic Resonance in Medicine*, 48:82, 2002.