

Proyecto Fin de Carrera

Estimación del movimiento cardiaco a partir de secuencias de imágenes de cardio resonancia magnética

Resumen

Ana Bajo Prieto

Índice

Índice	1
1. Resumen	2
1.1 Origen	2
1.2 Objetivos.....	3
1.3 Desarrollo	4
1.4 Conclusiones.....	7
3. Resultados.....	10
4. Aplicabilidad	13
Referencias	16

1. Resumen

1.1 Origen

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la mayor causa de mortalidad en el mundo occidental, lo que motiva que surjan distintas investigaciones para intentar reducir el impacto de estas patologías mediante el diagnóstico precoz. Los protocolos clínicos de evaluación de las enfermedades cardiovasculares hacen cada vez más necesario el uso de técnicas de imagen médicas que proporcionen información cuantitativa sobre la anatomía y funcionalidad cardíacas.

Este proyecto parte de las técnicas de análisis propuestas en la tesis doctoral “Detección del movimiento cardíaco mediante técnicas de registro elástico” [1], donde se realiza una estimación del movimiento cardíaco a partir de secuencias de imágenes de ecocardiografía, intentando aportar datos cuantitativos y objetividad. La estimación del movimiento cardíaco es un primer paso para el análisis de los distintos segmentos del miocardio, ya que muchas patologías cardíacas manifiestan anomalías de movimiento. Para el diagnóstico de disfunciones cardiovasculares cobra una especial importancia el análisis de la función regional del ventrículo izquierdo. Dicho análisis se ha llevado a cabo tradicionalmente por inspección visual, lo que puede dar lugar a errores, variando de unos observadores a otros [2]. Por ello, se buscan parámetros medibles y cuantificables que permitan caracterizar la función cardíaca.

Actualmente existen diversos métodos de diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares que estudian distintos aspectos del funcionamiento cardíaco. Uno de los principales métodos de análisis es la valoración de la contractilidad segmentaria que consiste en el análisis del movimiento de cada uno de los segmentos en los que se divide el miocardio, observando su engrosamiento y desplazamiento a lo largo del ciclo cardíaco.

En el estudio de la contractilidad, se recurre a métodos de detección automática del movimiento por la falta de acuerdo existente entre distintos centros y especialistas. Existen dos grandes grupos de técnicas para la estimación automática del movimiento: las que utilizan modelos deformables y las que hacen uso de algoritmos de registro.

En este proyecto se estudian los **métodos de registro elástico**. Se denomina registro al proceso que determina la transformación entre puntos homólogos en dos o más imágenes que representan el mismo objeto u objetos similares, obteniendo como resultado una función de transformación que permite establecer la correspondencia entre las coordenadas de distintas imágenes. Existen multitud de algoritmos de registro, según su espacio de características, espacio de búsqueda, criterio de similitud y estrategia de búsqueda. Los métodos estudiados en el proyecto se basan en algoritmos de registro no rígido, con un espacio de características basado en intensidad de píxel. El criterio de similitud consiste en la suma de diferencias cuadradas. El espacio de búsqueda es semilocal, utilizando *B-splines* para definir la función de transformación y por último, la estrategia de búsqueda son métodos de optimización multidimensionales iterativos basados en gradientes.

La estimación del campo de desplazamiento se puede llevar a cabo utilizando dos estrategias. Por una parte, el **Registro Secuencial** que calcula las transformaciones entre

cada par de imágenes de la secuencia, minimizando la diferencia entre ambas mediante el criterio:

$$E = \sum_{i \in I} e_i^2 = \sum_{i \in I} (f_{def}(\mathbf{i}) - f_{ref}(\mathbf{i}))^2 = \sum_{i \in I} (f_{test}(\mathbf{i} + \mathbf{g}'(\mathbf{i})) - f_{ref}(\mathbf{i}))^2$$

Para realizar este proceso se genera una versión continua f_{test}^c de la imagen discreta f_{test} , mediante interpolación por *B-splines*. Esta interpolación tiene la ventaja de su buena exactitud y la posibilidad de evaluar las derivadas espaciales analíticamente. Por otra parte, la función de transformación \mathbf{g}' se representa también usando *B-splines*:

$$f_{test}^c(\mathbf{x}) = \sum_{i \in I} b_i \beta_q(\mathbf{x} - \mathbf{i}) \quad \mathbf{g}'(\mathbf{x}) = \sum_{j \in \mathbb{Z}^N} \mathbf{c}_j \beta_r\left(\frac{\mathbf{x}}{h - \mathbf{j}}\right)$$

El parámetro h representa la separación entre nodos de la rejilla donde se sitúan las funciones base *B-splines*, mientras que los coeficientes \mathbf{c}_j son los que deben optimizarse.

Por otro lado, los métodos de **Registro Espacio-temporales** realizan una estimación del desplazamiento espacio-temporal sobre toda la secuencia de una vez, lo que aporta mayor suavidad a la solución obtenida. En este caso, se pueden utilizar dos criterios de optimización: el Criterio A, que minimiza la diferencia entre cada cuadro de imagen de la secuencia y el primero de la secuencia, y el Criterio B, que minimiza la diferencia entre cuadros consecutivos.

En este caso, la función de transformación \mathbf{g} se representa mediante funciones de base espaciales y temporales que aseguran la suavidad y la coherencia tanto en el espacio como en el tiempo:

$$g(t, \mathbf{x}) = x + \sum_{l \in L} \sum_{j \in J} \mathbf{d}_{j,l} \phi_j(\mathbf{x}) \psi_l(t)$$

$$\phi_j(\mathbf{x}) = \beta^n(x_1/h - j_1) \cdot \beta^n(x_2/h - j_2); \quad \psi_l(t) = \beta^n(t/s - l)$$

1.2 Objetivos

El objetivo principal del proyecto consiste en aplicar los **métodos de registro elástico** estudiados en la tesis doctoral “Detección del movimiento cardiaco mediante técnicas de registro elástico” a **secuencias de imágenes de Resonancia Magnética Cardíaca**, estudiando la validez de los parámetros de movimiento obtenidos como resultado del registro de imágenes de Cardio Resonancia Magnética bidimensional y tridimensional.

- En primer lugar se estudiará el comportamiento de los algoritmos de registro elástico en imágenes de resonancia magnética bidimensionales. La validación de los resultados se lleva a cabo mediante secuencias de imágenes sintéticas, que simula el movimiento de una secuencia de eje corto. Posteriormente se aplican los métodos a secuencias de voluntarios sanos, comprobando su validez en la estimación del movimiento real y ajustando los parámetros de los algoritmos de forma adecuada para las secuencias de resonancia

- Una vez validados los métodos en dos dimensiones, se desarrollaran algoritmos para la reconstrucción de imágenes cardiacas tridimensionales a partir de los cortes 2D disponibles. Por último, se aplicarán los algoritmos a dichas secuencias de imágenes obteniendo unos resultados que permitan indicar la viabilidad del estudio de movimiento.

1.3 Desarrollo

1.3.1 Estudios 2D+T

Imágenes sintéticas

Como se ha mencionado en los objetivos, la validación de los métodos de registro se realiza inicialmente sobre una secuencia de imágenes que simula el movimiento del ventrículo izquierdo a lo largo del ciclo cardiaco. Para la generación de la secuencia se parte de una imagen de eje corto del corazón. El número de frames generado es de 30, no demasiado elevado para reducir el tiempo de computación, pero suficiente para una correcta estimación del movimiento.

El desplazamiento aplicado sobre la imagen de eje corto consiste en un modelo separable en el tiempo y en el espacio, distinguiéndose una componente espacial $\chi(\mathbf{x})$, que simula las diferencias de contracción entre las distintas zonas del miocardio y otra temporal $\zeta(t)$, encargada de modular el movimiento a lo largo del ciclo cardiaco. La función resultante tendrá la forma:

$$g_o(t, \mathbf{t}) = \chi(\mathbf{r}) \cdot \zeta(t)$$

La componente espacial $\chi(r)$ está compuesta por un movimiento de contracción axial y un desplazamiento circunferencial, que simula la variación regional existente en el movimiento del miocardio sano. El máximo movimiento axial se define para la pared interna del miocardio, decreciendo a medida que se avanza hacia la pared externa, donde el valor de desplazamiento es próximo a cero. Al avanzar hacia el interior del ventrículo el movimiento decrece rápidamente, siendo cero en el centro. El desplazamiento circunferencial se incluye como una variación de ϕ constante para todos los puntos de la imagen.

$$\chi(\mathbf{r}) = \begin{cases} k \cdot \text{sen}\left(\frac{\pi}{2} \frac{r}{r_c}\right) & \text{si } r < r_c \\ k \cdot \text{sen}\left(\frac{\pi}{2} \frac{r - r_1}{r_c - r_1}\right) & \text{si } r_c < r < r_{ext} \\ k \cdot \text{sen}\left(\frac{\pi}{2} \frac{r_{ext} - r_1}{r_c - r_1}\right) & \text{si } r_{ext} < r \end{cases}$$

$$\zeta(t) = \text{sen}^2\left(\frac{\pi \cdot t}{3 \cdot \frac{T}{4}}\right) \cdot e^{-3t} + \frac{1}{1000A} \cdot \text{sen}^2\left(\frac{\pi \cdot t}{\frac{T}{3}}\right) \cdot e^{5,8 \cdot t} \quad \text{con } A=2,7$$

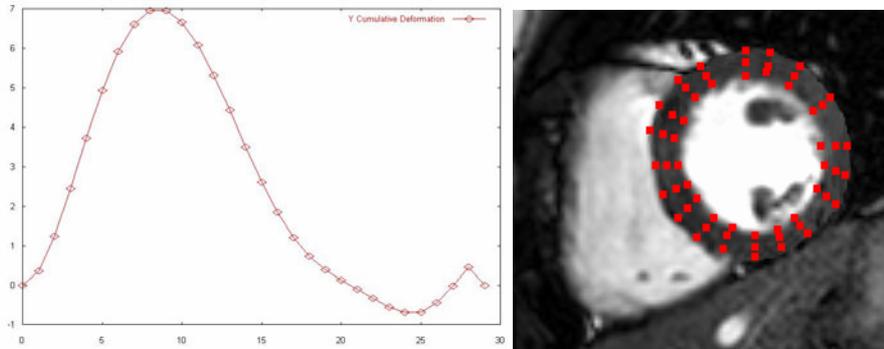


Figura 1: Izquierda: Grafica del movimiento que se aplica a un punto del miocardio. Derecha: Puntos utilizados para la estimación del error

Tras generar la secuencia existe la posibilidad de añadir ruido para comprobar la robustez del algoritmo. El ruido generado es de tipo gaussiano, y debe ser incluido en el dominio de la frecuencia para que la aproximación se acerque lo máximo posible a las condiciones reales.

Ajuste de parámetros

Para la validación de las técnicas de registro sobre imágenes de Cardio Resonancia Magnética (CRM) se llevan a cabo varias pruebas sobre las secuencias sistólicas generadas. Por otra parte se pretenden determinar mediante estas pruebas cuáles son los valores más adecuados de los parámetros que se pueden modificar en los métodos estudiados. En los experimentos se estudia la evolución del desplazamiento en 57 puntos, pertenecientes a los bordes externo e interno del miocardio y a su interior, representados en la Figura 1.

El siguiente paso consiste en aplicar los algoritmos a secuencias bidimensionales reales, cedidas por el HGGM (Hospital General Gregorio Marañón). Con estos experimentos se estudiarán el número óptimo de fases para las secuencias cardiacas, las vistas más apropiadas para llevar a cabo el análisis (2 cámaras, 4 cámaras y eje corto), y que método actúa mejor sobre secuencias reales.

Se han realizado además experimentos sobre un total de 6 secuencias de resonancia magnética marcada procedentes de los Institutos Nacionales de Salud (NIH) (Bethesda, Maryland, EEUU), en las que el tejido está marcado con una rejilla que se deforma con el miocardio, de manera que los algoritmos realicen un seguimiento de la pared cardíaca con mayor exactitud. Por último, se aplican los mismos métodos a secuencias de RM marcada obtenidas en el HGGM con una menor resolución espacial y temporal.

1.3.2 Estudios 3D+T

Reconstrucción de secuencias tridimensionales

Se han programado dos tipos de reconstrucciones diferentes para obtener la imagen tridimensional deseada: unas tomadas con la vista de Eje Corto, y consistente en un número variable de cortes paralelos, y otras en las que se adquieren imágenes con simetría de revolución alrededor de un eje longitudinal.

En el caso de las secuencias de eje corto, en primer lugar se leen las imágenes disponibles en formato DICOM, extrayendo la información necesaria para su posterior reconstrucción y visualización: tamaño de píxel, dimensiones y número de fases. Las imágenes leídas se ordenan en una matriz de cuatro dimensiones, (x,y,z,t) , de forma que para un instante de tiempo t , tenemos las imágenes correspondientes a los distintos cortes de un mismo frame, situadas desde el ápex a la base según las coordenadas z crecientes (Figura 2)

Existe la posibilidad de realizar una interpolación a lo largo del eje z , para conseguir así un píxel isotrópico, es decir, con el mismo tamaño en las tres direcciones del espacio, utilizando una función de reformato, desarrollada en IDL:

Según el valor de los parámetros variamos la tercera dimensión de nuestra imagen, es decir, la dimensión z . Se aplica el factor correspondiente para que el píxel en dicha dirección ($pixz$) se iguale al de las otras dos dimensiones ($pixx$, $pixy$) en tamaño.

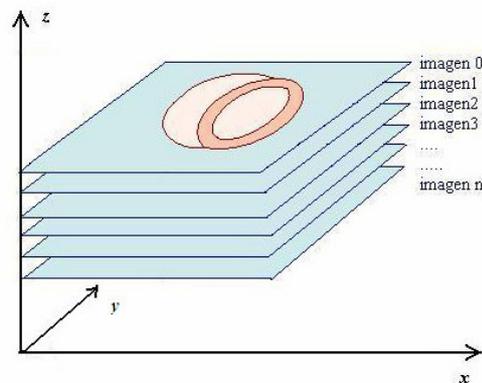


Figura 2: Situación de las imágenes de distintos cortes para la reconstrucción de un volumen cardiaco a partir de la adquisición de planos paralelos de una vista de eje corto

Será necesaria la aplicación de algoritmos de registro, que eliminen posibles desalineamientos entre cortes para obtener una imagen 3D de mejor calidad.

En el caso de las secuencias con simetría de revolución, la reconstrucción de la imagen es más compleja. Partimos de 15 cortes secuencias del eje largo del corazón, de manera que forman un haz de planos, tomando como eje el centro del ventrículo izquierdo. Se implementa un algoritmo para situar cada corte de manera apropiada (Figura 3), y posteriormente almacenar la secuencia en una matriz de 3D+T. En este caso, la secuencia reconstruida tiene buena calidad en los ejes largos, siendo peor en la vista de eje corto.

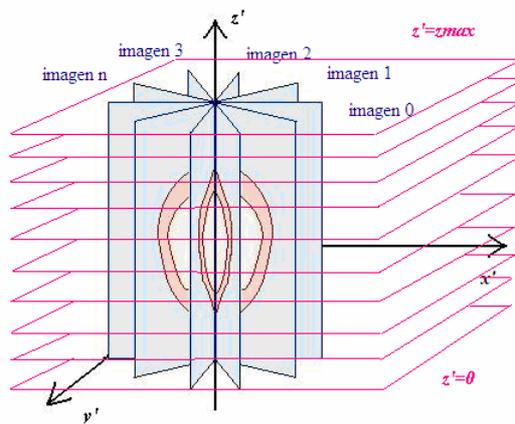


Figura 3: Esquema de la reconstrucción de un volumen cardíaco a partir de cortes radiales adquiridos tomando como eje de rotación el centro del ventrículo izquierdo

1.4 Conclusiones

El algoritmo de registro que muestra mejores resultados en la estimación del movimiento del miocardio con imágenes sintéticas es el método espacio temporal con criterio A, que aporta mayor suavidad al movimiento.

A la hora de hallar el campo de desplazamiento en imágenes reales, se obtienen resultados similares utilizando el registro secuencial o el espacio-temporal (criterio A), y sería necesaria la comparación con otra técnica de referencia para extraer conclusiones de cual de las técnicas aporta una mejor estimación.

Los algoritmos utilizados proporcionan una correcta estimación del desplazamiento, especialmente en el eje radial. La estimación de las componentes longitudinal y circunferencial es menos precisa, debido a que la intensidad de los píxeles es muy similar en toda la pared cardíaca, lo que mejora utilizando secuencias de resonancia magnética marcada. Será necesaria la obtención de secuencias de SPAMM de buena calidad que permitan la estimación del desplazamiento a lo largo de todo el ciclo cardíaco minimizando los problemas derivados del desvanecimiento de las marcas en las últimas imágenes de la secuencia.

Se han realizado también experimentos para la estimación del movimiento cardíaco en imágenes tridimensionales, de manera que sea posible el cálculo de los parámetros cardíacos de interés en las tres direcciones del espacio. Las reconstrucciones de volúmenes realizadas a partir de cortes paralelos del eje corto y a partir de cortes radiales de eje largo proporcionan un cálculo adecuado, pero en ambos casos la resolución del volumen en las distintas direcciones del espacio es diferente, por lo que habría que trabajar en aprovechar simultáneamente la información de ambas. Se ha detectado en los registros de imágenes tridimensionales una falta de alineamiento del corazón, por estas adquiridos los distintos cortes en distintas apneas. Estos movimientos tendrían que compensarse previamente a la reconstrucción del volumen tridimensional.

2. Originalidad

El proyecto se centra en la estimación del movimiento cardiaco a partir de imágenes de resonancia magnética, utilizando sobre todo secuencias de CINE. Desde el punto de vista técnico, la resonancia magnética cardiaca posee unas características que la hacen apropiada para el diagnóstico de cardiopatías, ya que proporciona buen contraste entre tejidos blandos, y se obtienen imágenes de gran resolución espacial. Por otra parte, se pueden obtener imágenes en múltiples planos y con distintas características de señal; y por último, es inocua sin exponer al paciente a radiaciones ionizantes y permitiendo la adquisición de imágenes de calidad sin necesidad de utilizar contrastes intravenosos.

La principal innovación de este proyecto consiste en abordar de forma diferencial y sin muchos antecedentes el análisis de la **dinámica cardiaca mediante métodos de registro utilizando imágenes de CINE**. La principal referencia que encontramos en la literatura que utiliza métodos de registro [3], los aplica a secuencias tridimensionales de resonancia marcada, necesitándose más tiempo para procesar las secuencias y para la adquisición de las mismas

Otros métodos para la detección automática de la dinámica cardiaca:

Se ha utilizado para el estudio de la función cardiaca a partir de imágenes de medicina nuclear, como PET y SPECT a pesar de su baja resolución espacial y temporal [4]. También se ha hecho uso de la tomografía computerizada [5], Sin embargo, la aplicación clínica de estas técnicas es puede estar restringida dado que supone una cierta dosis de radiación. La propuesta, por tanto, de usar imágenes de resonancia magnética tiene la ventaja de ser una técnica inocua, ya que la radiación es no ionizante.

En [1] se realiza la estimación de distintos parámetros cardiacos mediante técnicas de registro elástico, a partir de secuencias de ecocardiografía. Las imágenes de ultrasonidos presentan problemas de ruido y atenuación en la adquisición, siendo complejo para muchos algoritmos el cálculo de parámetros cardiacos. Una de las ventajas de utilizar imágenes de resonancia magnética, es que a la vez que se estima el movimiento del miocárdio, es posible distinguir las estructuras anatómicas del corazón, ya que aportan información sobre las propiedades de los tejidos. Por tanto, existe más información para el diagnóstico, habiéndose convertido en una técnica de referencia en los últimos años.

En cuanto a las técnicas para la valoración de la función cardiaca, se pueden encontrar ejemplos de la estimación del campo de desplazamiento utilizando contornos activos y modelos deformables [6] En estos casos se hacen uso de ecuaciones mecánicas y de técnicas de imagen de forma combinada. Estos métodos requieren la segmentación previa de la pared del miocardio, seguida de la aplicación de modelos geométricos y mecánicos [7] Los métodos de registro aquí presentados obtienen toda la información para la estimación del movimiento de las imágenes con las que se trabaja, sin necesidad de segmentación previa ni adaptación de modelos geométricos, que resulta una tarea difícil en imágenes cardiacas debido a la complejidad de las estructuras intracavitarias.

Entre las técnicas de registro, se pueden distinguir las que realizan un seguimiento de contornos [6, 8] y las que utilizan la intensidad de todos los píxeles de la

imagen como espacio de características. En esta propuesta se ha profundizado en estos últimos ya que no se requiere ninguna extracción de características y aprovechan toda la información presente en las imágenes.

Existen varias alternativas que proponen la estimación del movimiento cardíaco a partir de imágenes de resonancia magnética marcada en las que las marcas realizadas en los tejidos facilitan el seguimiento de la pared [9, 10]. El problema de este tipo de secuencias es su menor resolución temporal, y el desvanecimiento de las marcas a lo largo del ciclo cardíaco, a la vez que tienen una menor calidad. Esto provoca que la estimación sea exacta tan solo en los primeros frames de las secuencias. Por ello, en el proyecto se busca una buena estimación del desplazamiento en secuencias convencionales, donde la resolución espacial y temporal es mejor, y es posible estimar correctamente los parámetros en todo el ciclo.

Por otra parte, la adquisición de las secuencias de CINE es más común en los estudios de RM, a la vez que es más sencillo conseguir imágenes con una calidad aceptable en la mayoría de las máquinas disponibles, por lo que en el presente proyecto se ha planteado como reto la estimación de los parámetros en secuencias de RM convencional.

3. Resultados

Secuencias 2D + t

Como se ha mencionado en las conclusiones, en los experimentos con imágenes sintéticas el menor error en la estimación del desplazamiento se consigue con el método de registro espacio temporal utilizando en la optimización el criterio A, es decir, minimizando la diferencia de cada imagen con la primera de la secuencia. En la siguiente tabla se muestra la media de los errores cometidos en la estimación del desplazamiento de 57 puntos. El parámetro “Distancia” se refiere a los píxeles que separan las funciones *splines* utilizadas como funciones base para modelar el campo de desplazamiento (en nuestra secuencia 8 píxeles equivalen a 1 cm)

Algoritmo	Reg cons		Reg Temp-A		Reg Temp-B	
Distancia	4	8	4	8	4	8
Error	3.726	2.413	1.859	1.353	4.524	2.653

Tabla 1: Error cometido en el cálculo del campo de desplazamiento en secuencias ruidosas

En la figura 4 se observan los desplazamientos en los ejes radial y circunferencial de un punto del miocardio. Se representan el desplazamiento aplicado a la secuencia y los desplazamientos estimados con los tres métodos de registro.

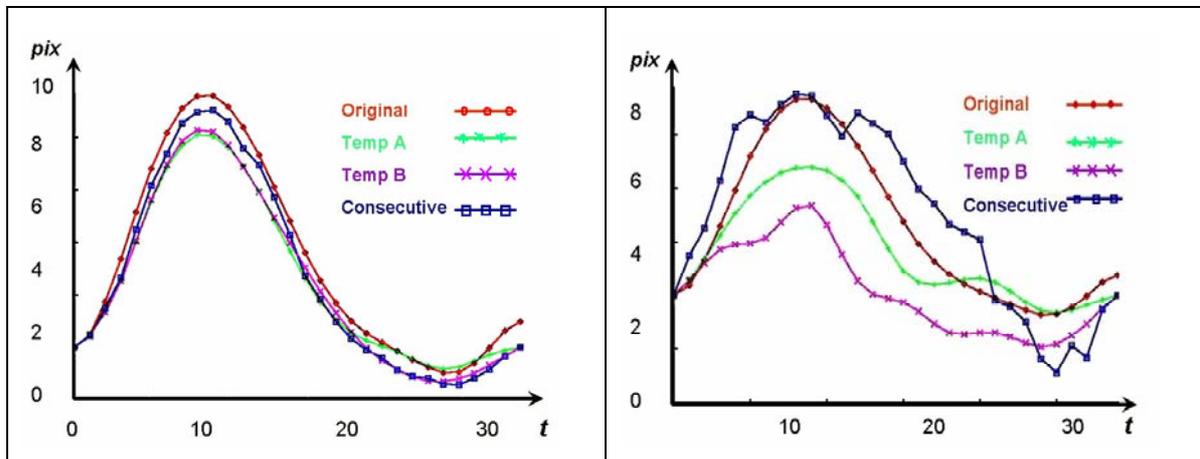


Figura 4: Curvas de desplazamiento en componentes radial (*izquierda*) y circunferencial (*derecha*) calculadas con los tres algoritmos en la secuencia ruidosa, y $h=8$.

En los experimentos con imágenes reales, se obtienen curvas del desplazamiento, velocidad y deformación de distintas regiones del miocardio. Se ha estimado que el número de frames óptimo para la aplicación de los algoritmos son 60 imágenes. Si fuera menor la resolución temporal, no bastaría para apreciar los movimientos del miocardio a lo largo del ciclo con suficiente exactitud. En cambio, si se aumenta la resolución temporal, se observa como la SNR decae, y el ruido hace que la estimación sea más inexacta.

Los parámetros cardiacos que se obtienen al aplicar los algoritmos son el desplazamiento, la velocidad y el strain o deformación (Figura 9). La vista que proporciona mejores resultados es la de eje corto, especialmente en el eje radial.

Al aplicar los algoritmos a las secuencias de RM marcada los resultados de la estimación circunferencial y longitudinal mejoran respecto a los experimentos anteriores. El problema de este tipo de secuencias es su menor resolución temporal, y el desvanecimiento de las marcas a lo largo del ciclo cardiaco, lo que provoca que la estimación sea exacta tan solo en los primeros cuadros de las secuencias.

Secuencias 3D + t

En las figuras 5 y 6 se representan ejemplos de las reconstrucciones tridimensionales realizadas, en el primer caso a partir de secuencias de cortes paralelos, y en el segundo, a partir de secuencias obtenidas con simetría de revolución, tal y como se ha explicado en la sección del desarrollo.

Por último, se muestran los primeros resultados en secuencia tridimensionales. En la figura 7 se incluyen las curvas de los desplazamientos circunferencial, radial y longitudinal estimados para un punto de la pared del miocardio.

Plataforma de trabajo

Como resultado del desarrollo del proyecto se obtiene **la plataforma** necesaria para obtener los parámetros cardiacos, que se muestra en la sección de aplicabilidad (Figura 10), que permite el análisis de las secuencias.

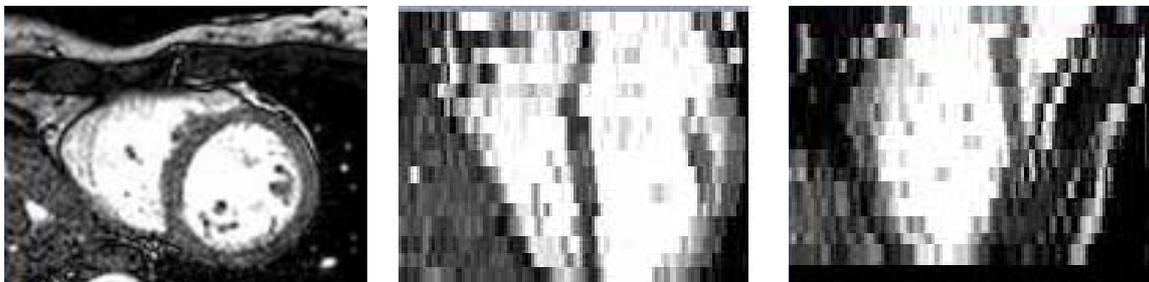


Figura 5: Vistas de eje corto (*izquierda*), cuatro cámaras (*centro*) y dos cámaras (*derecha*) del volumen resultante al realizar la reconstrucción de 16 cortes paralelos. Tamaño de la imagen: 133x128x16 píxeles



Figura 6: Vistas de 4C (*izquierda*), 2C (*centro*) y eje corto (*derecha*) del volumen resultante al realizar la reconstrucción de 16 cortes de una secuencia GE

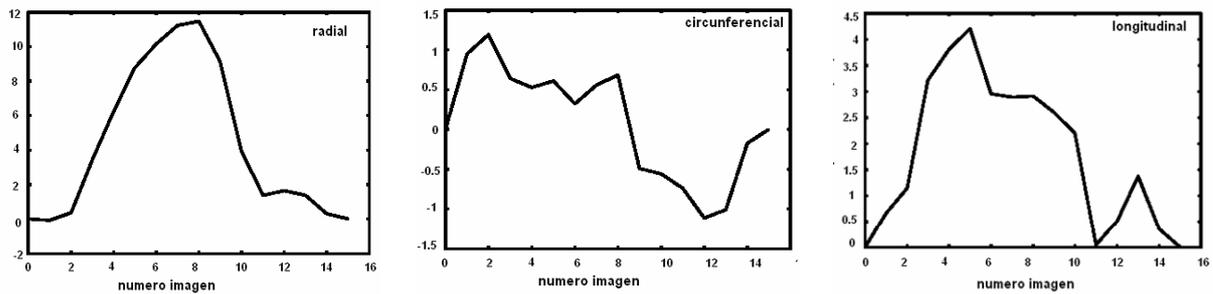


Figura 7: Desplazamientos(mm) radial (*izquierda*),circunferencial (*centro*) y longitudinal (*derecha*) de un punto del volumen resultante al realizar la reconstrucción radial del corazon (*arriba*) y al realizar la reconstrucción de 16 cortes paralelos de eje corto (*abajo*)

Publicaciones derivadas del proyecto

(Incluidas en el CD como “Anexo 1”)

- **Ana Bajo**, MJ Ledesma-Carbayo, C Santa Marta, E Pérez-David, MA García Fernández, M Desco, A Santos. “*Estimation of cardiac motion using magnetic resonance imaging.*” Procc. of 5th International Workshop of Information Optics, pp 272-280, Toledo, June 2005.
- MJ Ledesma-Carbayo, **A Bajo**, C Santa Marta, E Pérez David, I Caso, MA García-Fernandez, A Santos, M Desco, “*Cardiac Motion Analysis from Cine MR Sequences using Non-Rigid Registration Techniques*”, IEEE Computers in Cardiology 2006, vol 33, pp. 305-308.
- MJ Ledesma-Carbayo, **A Bajo**, C Santa Marta, E Pérez David, MA García-Fernandez, M Desco, A Santos “*Fully Automatic Cardiac Motion Estimation from Tagged MRI using Non-Rigid Registration Techniques*” IEEE Computers in Cardiology 2006, vol 33, pp. 65-68.
- C Santa Marta, MJ Ledesma-Carbayo, **A Bajo**, E Pérez David, A Santos, M Desco. “*Respiratory Gated SPAMM Sequence for MR Cardiac Tagging*”. IEEE Computers in Cardiology 2006, vol 33, pp. 61-64.
- C. Santa Marta Pastrana, M.J. Ledesma Carbayo, **A Bajo Prieto**, E. Pérez David, M.A. García Fernández, A. Santos LLeó, M. Desco Menéndez “*Secuencia SPAMM mejorada para marcado de tejido cardiaco en resonancia magnética*”. Actas del XXIV Congreso Anual de la Soc. Esp. Ing. Biomédica, pp. 9-12. Pamplona. Nov. 2006.
- E. Perez-David ; M.A. Garcia Fernandez ; M.J. Ledesma ; **A. Bajo**; C. Santamarta; A. Santos; J. Lafuente ; M. Desco,”*Radial and circumferential strain estimation from CINE MR sequences*”. Eur J Echocardiography Abstracts Supplement, December 2006.
- E. Pérez David, M.A. García Fernández, M.J. Ledesma, C. Santa Marta, I. Caso, J. Lafuente, **A. Bajo**, M. Desco Menéndez. “*Estimación de la deformación miocárdica a partir de imágenes convencionales de cine en resonancia magnética y técnicas de registro no rígido.*” Rev Esp Cardiol, vol. 59, supl. 2:1-166 pág. 37 (XXI Congreso Nacional de la SEC). Málaga, Oct. 2006.

4. Aplicabilidad

El proyecto se ha realizado en colaboración con el Hospital Gregorio Marañón, de manera que se convierta en una herramienta apropiada para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares realizando una estimación automática del movimiento cardíaco. Por tanto la validación de los algoritmos, la extensión de los métodos de registro a imágenes tridimensionales tienen una aplicación práctica inmediata.

Numerosas enfermedades presentan anomalías de movimiento, por lo que es necesario el desarrollo de técnicas que permitan obtener una información cuantitativa sobre el desplazamiento y deformación activa del miocardio. Entre los parámetros cardíacos más importantes para detectar el movimiento destacan el desplazamiento la velocidad y el *strain*. Las técnicas desarrolladas en este proyecto permiten obtener el **campo desplazamiento** una información muy valiosa a la hora de valorar el funcionamiento cardíaco, tanto en el eje axial como en el longitudinal y circunferencial. La ventaja de utilizar *B-splines* es la obtención de una función continua, por lo que es posible obtener analíticamente la **velocidad** del miocardio. Por último, el parámetro más importante en el estudio de la dinámica cardíaca es el tensor de deformación o **strain**, que también puede ser calculado analíticamente a partir de la información obtenida mediante el registro, a través del gradiente de deformación.

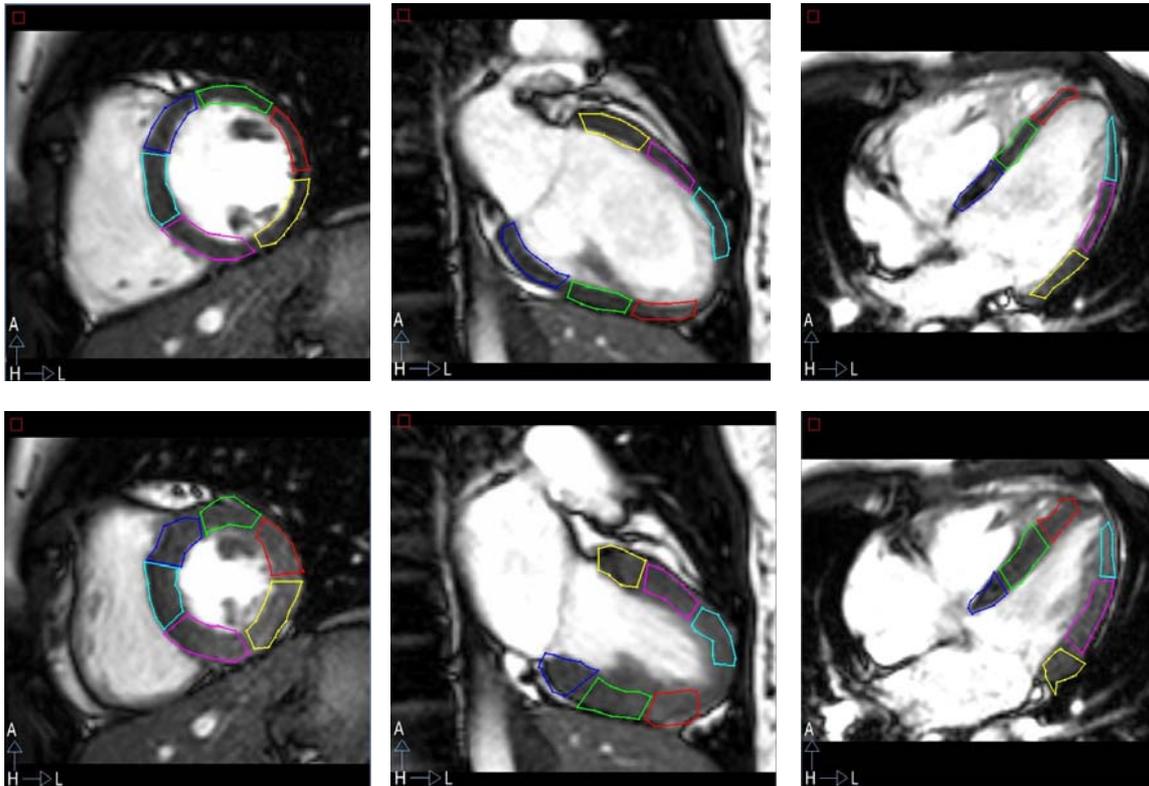


Figura 8: Imágenes del inicio (arriba) y de 1/3 (abajo) del ciclo cardíaco

Un aspecto importante que se ha tenido en cuenta para aplicar las técnicas citadas es la **interacción del usuario** con el proceso. Es necesaria una interfaz cuyo funcionamiento sea sencillo para que no suponga un esfuerzo adicional el aprendizaje y su manejo, ya que el objetivo es que sea usado en hospitales, por lo que en muchas ocasiones, los usuarios no estarán suficientemente familiarizados con herramientas informáticas.

Gracias a este proyecto se ha puesto a disposición del servicio de **Cardiología no Invasiva del HGGM** una plataforma que permite realizar un análisis cuantitativo de la contractilidad miocárdica a partir de las imágenes en formato DICOM, tal y como están disponibles tras su adquisición

Para la mostrar los **resultados** de los algoritmos de registro, se hace uso del proyecto de IDL Herat.prj. Con él visualizamos el movimiento de las imágenes, definimos regiones de interés y observamos su comportamiento a lo largo del ciclo cardiaco. Las regiones de interés se seleccionan de manera que se puedan obtener los parámetros de distintos segmentos de la pared cardiaca. En la figura 8 se muestran las ROIs seleccionadas dentro del miocardio en la primera imagen de cada secuencia y su deformación a lo largo del ciclo cardiaco.

Esta herramienta permite obtener distintas curvas, del movimiento, velocidad y deformación de la pared cardiaca, permitiendo **cuantificar la función regional** del ventrículo izquierdo. Si hay alguna región del miocardio afectada por alguna lesión que se manifieste en el movimiento del mismo, será posible detectarla observando las graficas resultantes (figura 9), disminuyendo así las diferencias entre los diagnósticos de distintos especialistas.

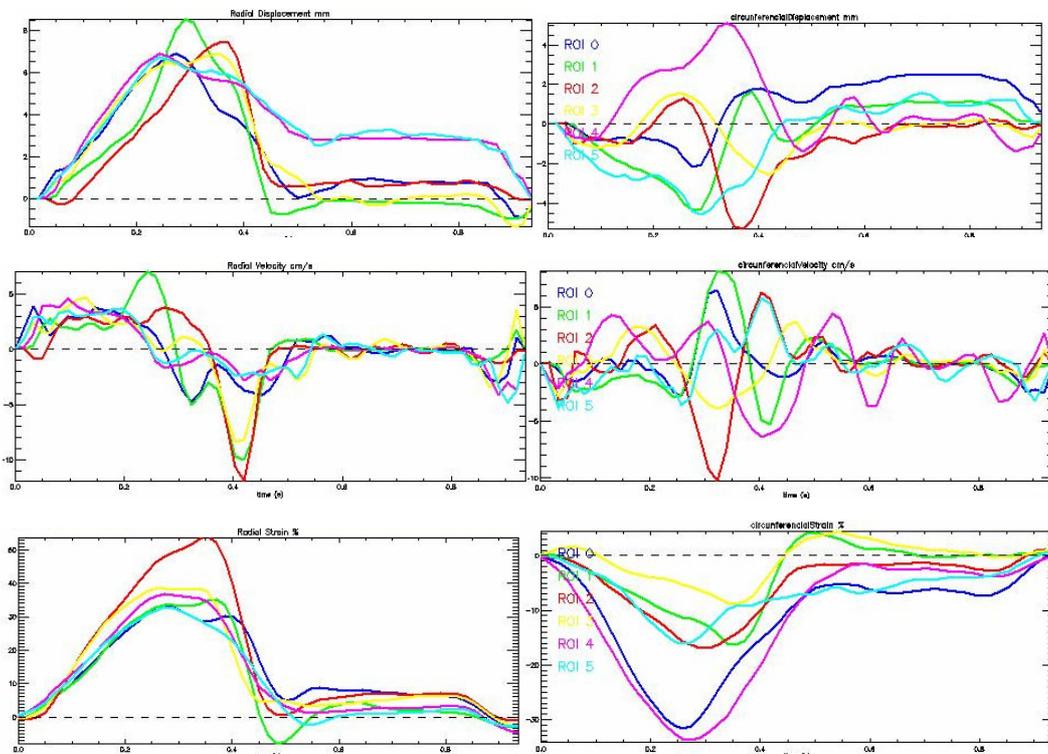


Figura 9: Curvas de desplazamiento, velocidad y strain radiales (*izquierda*) y circunferenciales (*derecha*) resultantes del registro secuencial de una secuencia de eje corto con 60 imágenes para las 6 regiones definidas en la figura 6.10

El hecho de **manejar secuencias de CINE** es un factor importante que incide en su aplicabilidad. A pesar de que las imágenes de RM marcada ofrecen una mayor información para el seguimiento de los movimientos cardiacos, en dichas secuencias resulta difícil reconocer estructuras anatómicas y tienen menos resolución espacial, a la vez que se alarga el tiempo de adquisición del estudio.

El uso de esta herramienta esta permitiendo el **desarrollo de distintos estudios clínicos** sobre la evolución de pacientes con infarto de miocardio. Algunos de estos se han publicado recientemente en congresos internacionales y nacionales:

- E. Perez-David ; M.A. Garcia Fernandez ; M.J. Ledesma ; A. Bajo; C. Santamarta; A. Santos; J. Lafuente ; M. Desco, "Radial and circumferential strain estimation from CINE MR sequences". Eur J Echocardiography Abstracts Supplement, December 2006
- E. Pérez David, M.A. García Fernández, M.J. Ledesma, C. Santa Marta, I. Caso, J. Lafuente, **A. Bajo**, M. Desco Menéndez. "Estimación de la deformación miocárdica a partir de imágenes convencionales de cine en resonancia magnética y técnicas de registro no rígido." Rev Esp Cardiol, vol. 59, supl. 2:1-166 pág. 37 (XXI Congreso Nacional de la SEC). Málaga, Oct. 2006.

Por último, en la figura 10 se muestra la **plataforma resultante**, utilizada por el departamento de cardiología no invasiva para el estudio de casos clínicos.



Figura 10:Plataforma utilizada para el estudio de casos clínicos en el HGGM

Referencias

- [1] Ledesma-Carbayo, M.J., *Detección del movimiento cardiaco mediante técnicas de registro elástico*, in *Departamento de Ingeniería Electrónica*. 2003, Universidad Politécnica de Madrid: Madrid.
- [2] Hoffmann, R., et al., *Analysis of interinstitutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms*. *J Am Coll Cardiol*, 1996. **27**(2): p. 330-6.
- [3] Chandrashekhara, R., R.H. Mohiaddin, and D. Rueckert, *Analysis of 3-D myocardial motion in tagged MR images using nonrigid image registration*. *IEEE Trans Med Imaging*, 2004. **23**(10): p. 1245-50.
- [4] Brigger, P., et al., *Segmentation of gated Tl-SPECT images and computation of ejection fraction: a different approach*. *J Nucl Cardiol*, 1999. **6**(3): p. 286-97.
- [5] Gorce, J.M., D. Friboulet, and I.E. Magnin, *Estimation of three-dimensional cardiac velocity fields: assessment of a differential method and application to three-dimensional CT data*. *Med Image Anal*, 1997. **1**(3): p. 245-61.
- [6] Papademetris, X., et al., *Estimation of 3-D left ventricular deformation from medical images using biomechanical models*. *IEEE Trans Med Imaging*, 2002. **21**(7): p. 786-800.
- [7] Jacob, G., et al., *Evaluating a robust contour tracker on echocardiographic sequences*. *Med Image Anal*, 1999. **3**(1): p. 63-75.
- [8] Shi, P., et al., *Point-tracked quantitative analysis of left ventricular surface motion from 3-D image sequences*. *IEEE Trans Med Imaging*, 2000. **19**(1): p. 36-50.
- [9] Osman, N.F. and J.L. Prince, *Regenerating MR tagged images using harmonic phase (HARP) methods*. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2004. **51**(8): p. 1428-33.
- [10] Moore, C.C., et al., *Three-dimensional systolic strain patterns in the normal human left ventricle: characterization with tagged MR imaging*. *Radiology*, 2000. **214**(2): p. 453-66.