

EVALUACIÓN DE LA FUNCIONALIDAD REGIONAL DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO MEDIANTE TÉCNICAS DE REGISTRO ELÁSTICO ESPACIO-TEMPORAL

María J. Ledesma-Carbayo¹, Jan Kybic^{2*}, Manuel Descó³, Miguel A. García-Fernández³,
Esther Pérez-Daviz³, Michael Unser², Andrés Santos¹

¹ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, <mledesma@die.upm.es>

² Biomedical Imaging Group, Swiss Federal Institute of Technology Lausanne, Suiza

³ Hospital G U. Gregorio Marañón, Madrid

RESUMEN

En este artículo se propone una técnica de estimación del movimiento cardíaco que utiliza registro no rígido para calcular el campo de desplazamiento del miocardio a partir de secuencias bidimensionales de ecocardiografía. El método emplea un modelo de deformación espacio-temporal de influencia semilocal, con una estrategia de optimización multiresolución para asegurar velocidad y robustez en el proceso.

Este algoritmo se aplica al análisis regional de 8 secuencias de pacientes y normales. Se han analizado varios parámetros de movilidad de 12 segmentos por paciente a partir de dos vistas apicales. Los resultados se comparan con la puntuación de movilidad dada por el experto.

1. INTRODUCCIÓN

La estimación del movimiento cardíaco constituye una ayuda importante para la cuantificación de la elasticidad y contractilidad del miocardio. Actualmente, la modalidad de imagen de referencia para la estimación del movimiento cardíaco, es la resonancia magnética cardíaca y en concreto la resonancia magnética marcada (*Cardiac Tagged-MR*) que permite obtener el campo de desplazamiento y sus parámetros derivados, con buena exactitud [1, 2, 3, 4].

Las técnicas de medicina nuclear como SPECT y PET también se han utilizado para la estimación de movimiento [5] a pesar de su baja resolución espacial y temporal, y de que requieren equipos especializados y de alto coste [4, 6]. La tomografía computerizada se ha utilizado muy ocasionalmente con este fin [7, 8], pero su aplicación clínica es actualmente reducida debido la alta dosis de radiación al paciente.

El método de imagen más ampliamente utilizado para valorar la función cardíaca es la ecocardiografía, fundamentalmente por su disponibilidad en la mayoría de los centros, y su bajo coste. El continuo desarrollo e innovación en las tecnologías de adquisición de las imágenes de ultrasonidos ha resultado en una mejora sustancial de

la calidad de estas imágenes, promoviendo el desarrollo de algoritmos para la estimación del movimiento cardíaco [8, 9, 10, 11]. Sin embargo, debido a sus características de ruido y problemas de atenuación en la adquisición, la estimación precisa del movimiento sobre este tipo de secuencias supone aún un reto abierto para los algoritmos de proceso de imagen.

La mayoría de las técnicas de análisis del movimiento cardíaco previamente mencionadas, requieren la segmentación de la pared del miocardio, seguida de la aplicación de modelos geométricos y mecánicos que utilizan contornos o superficies activas para reconstruir el campo de desplazamiento y así realizar el análisis del movimiento [8, 11, 3]. Esta segmentación previa y la adaptación de los modelos geométricos es en general una tarea difícil en las imágenes cardíacas debido a la complejidad de las estructuras intracavitarias, y es especialmente complicada en las imágenes de ecocardiografía [9]. Algunos autores introducen modelado temporal del movimiento cardíaco para proporcionar suavidad temporal y mejorar la detección del movimiento [1, 2]. Otros métodos se basan en las técnicas de flujo óptico o en funciones de coste de intensidad de píxel para calcular el desplazamiento del miocardio [4, 6, 7, 10].

En este artículo se presenta un nuevo método de detección de movimiento basado en técnicas de registro elástico. Este método no requiere de segmentación previa, tarea que es especialmente difícil en imágenes de ultrasonidos. El método es aplicado al análisis regional de 12 segmentos del miocardio en estudios de pacientes y normales. Los resultados se comparan con la puntuación de movilidad dotada por el experto.

2. REGISTRO ELÁSTICO ESPACIO-TEMPORAL

Dada una secuencia de imágenes $f(t, \mathbf{x})$, nuestro objetivo es estimar el campo de desplazamiento $\mathbf{g}(t, \mathbf{x})$ a lo largo de toda la secuencia. El movimiento se refiere a la primera imagen de la secuencia, de tal manera que un punto con la coordenada \mathbf{x} en la primera imagen ($t = t_0$) se moverá a una nueva posición $\mathbf{g}(t, \mathbf{x})$ para el tiempo t . Por lo tanto la secuencia registrada $f_w(t, \mathbf{x}) = f^c(t, \mathbf{g}(t, \mathbf{x}))$

* Actualmente en Odyssée, INRIA, Sophia-Antipolis, Francia

Este trabajo ha sido subvencionado por el proyecto III-PRICIT Comunidad de Madrid.

no se moverá y será para todos los instantes de tiempo tan similar como sea posible a la imagen de referencia $f(t = t_0, \mathbf{x})$. Esta similitud se cuantificará mediante el criterio E , evaluado sobre toda la secuencia:

$$E = \frac{1}{\|I\|N} \sum_{k \in T} \sum_{i \in I} (f^c(k, \mathbf{g}(k, \mathbf{i})) - f^c(t_0, \mathbf{i}))^2 \quad (1)$$

donde $f^c(t, \mathbf{x})$ se refiere a la versión continua de $f(t, \mathbf{x})$. Para obtener esta versión continua usamos interpolación mediante *splines* cúbicos que nos permiten tener mayor exactitud y facilita el cálculo analítico de derivadas espaciales [12].

2.1. Modelo de movimiento

El campo de desplazamiento \mathbf{g} se representa por un modelo paramétrico lineal separable en tiempo y espacio cuyos coeficientes son $\mathbf{d}_{j,l}$:

$$\mathbf{g}(t, \mathbf{x}) = \mathbf{x} + \sum_{l \in \mathbb{Z}} \sum_{j \in \mathbb{Z}^N} \mathbf{d}_{j,l} \phi_j(\mathbf{x}) \psi_l(t) \quad (2)$$

donde $\phi_j(\mathbf{x})$ definen las deformaciones espaciales para cada imagen de la secuencia y $\psi_l(t)$ la coherencia temporal de la deformación. Tal y como se muestra en [13, 14], los *B-splines* constituyen una buena opción para las funciones de base espacial ϕ . Para el modelo temporal, algunos autores han propuesto usar funciones armónicas para imponer suavidad temporal [1, 2]. Aquí sin embargo, proponemos también *B-splines* para la dimensión temporal, debido a su simplicidad computacional, buenas propiedades de aproximación y su propiedad implícita de suavidad (propiedad de mínima curvatura). Esto define nuestra función de desplazamiento como \mathbf{g} :

$$\mathbf{g}(t, \mathbf{x}) = \mathbf{x} + \sum_{l \in \mathbb{Z}} \sum_{j \in \mathbb{Z}^N} \mathbf{d}_{j,l} \beta_x(\mathbf{x}/h - \mathbf{j}) \beta_t(t/s - l) \quad (3)$$

donde las funciones de base $\beta_x(\mathbf{x})$ se sitúan en una rejilla rectangular y $\beta_t(t)$ están situadas regularmente espaciadas en el eje temporal. Los parámetros de escala h y s gobiernan el espaciado de los nudos, el número total de parámetros $\mathbf{d}_{j,l}$, y la suavidad de la solución. Los parámetros usados en nuestros experimentos son típicamente $h = 32$ y $s = 4$. Representamos la deformación espacial y temporal usando *splines* cuadráticos o cúbicos.

El problema de registro se define como un proceso de minimización $\mathbf{g} = \arg \min_{\mathbf{g} \in G} E(\mathbf{g})$, que podemos resolver utilizando un algoritmo de optimización multidimensional. Tal y como se describe en [14], encontramos que un optimizador multiescala basado en gradiente era adecuado para nuestra propuesta. La idea principal es proceder desde un nivel más grosero a un nivel más fino tanto para en la escala espacial de la imagen como en el campo de desplazamiento (pirámides espacio-temporales).

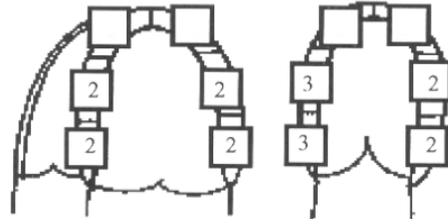


Figura 1. Valoración de la funcionalidad del ventrículo izquierdo para un paciente con aquinesia (3) inferior e hipoquinesia (2) del septo, cara lateral y cara anterior. La zona apical no se puede visualizar claramente por lo que no se ha aportado gradación.

3. FUNCIONALIDAD REGIONAL DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO

Aunque existen multitud de propuestas que intentan reconstruir el movimiento cardíaco, pocas han llegado a validarse sobre datos reales y con un examen exhaustivo de la funcionalidad regional del ventrículo izquierdo tal y como se examina en la rutina clínica. Una revisión muy interesante de métodos propuestos para el análisis de la dinámica cardíaca se encuentra en [15]. Algunos métodos aplicados al análisis de la funcionalidad cardíaca se presentan en [16, 17].

En esta sección se muestra un primer estudio de aplicación del algoritmo de registro elástico espacio-temporal presentado en la sección anterior a la validación de la funcionalidad regional del ventrículo izquierdo. Este algoritmo ha sido previamente validado en secuencias de imágenes sintéticas como se muestra en [18].

Se han analizado 8 secuencias de datos de 4 pacientes diferentes. Estas secuencias han sido extraídas de estudios de estrés farmacodinámicos de rutina clínica para la validación de la funcionalidad micárdica. Se han evaluado los 12 segmentos del ventrículo izquierdo que se observan en las vistas apicales 2 cámaras y 4 cámaras, y únicamente para la etapa basal. Para todos los estudios y sus vistas se cuenta con la valoración de funcionalidad dada por el cardiólogo a partir de las mismas secuencias que se utilizan en estos experimentos.

Las figuras 1, 2 y 3 muestran los resultados para todos los segmentos de un paciente (P-4) con aquinesia inferior e hipoquinesia del septo, cara lateral y cara anterior. La zona apical no se puede visualizar adecuadamente para valorar su funcionalidad. La figura 1 presenta la valoración de la funcionalidad dada por el cardiólogo. La figura 2 muestra la primera imagen de cada una de las secuencias de este estudio. Mediante pequeñas flechas está representado el desplazamiento acumulado hasta la máxima contracción sistólica. En las gráficas representadas en la figura 3 se muestra la evolución del desplazamiento medio axial y longitudinal durante la sístole para un segmento hipoquinético y un segmento aquinético. Como se

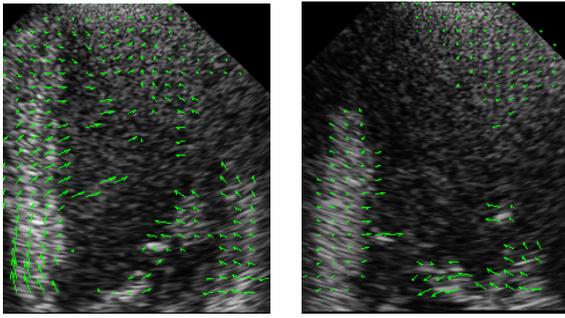


Figura 2. Esta figura muestra la primera imagen de las dos secuencias del estudio (4 cámaras, *izda.*, 2 cámaras, *dcha.*), cuya valoración se presenta en la figura 1. Las flechas representan el campo de desplazamiento hasta la máxima contracción

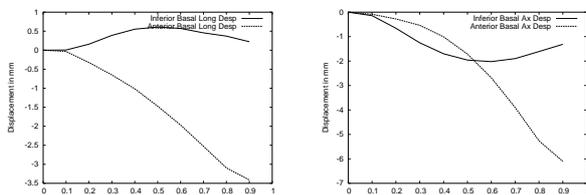


Figura 3. Evolución del desplazamiento sistólico axial (*izda.*) y longitudinal (*dcha.*) para los segmentos inferior basal (*aquinético*) y anterior basal (*hipoquinético*).

puede observar en las figuras 2 y 3 el segmento *aquinético* tiene una movilidad bastante menor que el segmento *hipoquinético*.

Análogamente se han realizado estudios comparativos entre los 12 segmentos estudiados para los 4 pacientes (P-1, P-2, P-3, P-4) bajo estudio. En todos los casos, el valor medio en el segmento del modulo del vector de desplazamiento permite distinguir los segmentos normales de los segmentos *aquinéticos*. Sin embargo no en todos los casos es posible discriminar entre los segmentos *hipoquinéticos* y normales o entre los segmentos *aquinéticos* y los *hipoquinéticos* haciendo únicamente uso de este parámetro. En la figura 4 se muestran los resultados de la evolución sistólica de este parámetro para dos segmentos, el segmento inferior basal y el segmento anterior. Los valores obtenidos para el momento de máxima contracción junto con la valoración del cardiólogo se observan en la tabla 1.

Estos resultados muestran la aplicabilidad de esta técnica de detección de movimiento a la valoración de la funcionalidad regional. El parámetro de desplazamiento en sí mismo puede ser de utilidad pero es necesario hacer un estudio más amplio para poder saber su capacidad de discriminación entre segmentos sanos y enfermos. Sin embargo, la comparación entre segmentos del mismo sujeto no es directa ya que el movimiento de los distintos segmentos no es siempre comparable en amplitud ni en componentes. Con respecto a la comparación entre su-

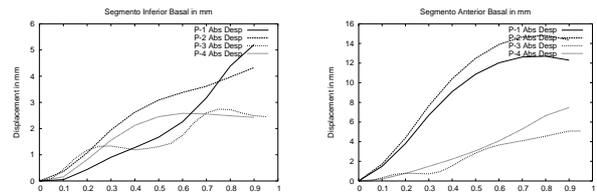


Figura 4. Evolución de la norma del desplazamiento sistólico medio de los segmentos inferior basal (*izda.*) y anterior basal (*dcha.*) para los pacientes estudiados. La valoración clínica para estos segmentos se puede observar en la tabla 1

Paciente	Inf Basal	Val	Ant Basal	Val
P-1	5.20	1	12.29	1
P-2	4.32	1	14.36	1
P-3	2.45	3	5.08	2
P-4	2.42	3	7.48	2

Tabla 1. Modulo del vector de desplazamiento medio en mm, de los segmentos inferior basal y anterior basal para 4 pacientes. Se adjunta la valoración dada en por el cardiólogo (1= normal, 2=*hipoquinético*, 3=*aquinético*)

jetos tenemos también factores que pueden afectar, como es el tamaño del corazón y el rango de valores normales de desplazamientos. Todo esto conlleva a que futuros estudios se encaminen a la búsqueda de parámetros normalizados e independientes del segmento de estudio y del sujeto. Entre otros podemos destacar el estudio de los parámetros que reflejen el movimiento activo de los segmentos como es el parámetro de deformación (*strain*).

4. CONCLUSIONES

Este artículo muestra la aplicabilidad del método propuesto de detección del movimiento cardíaco a la valoración de la funcionalidad regional del ventrículo izquierdo. Se han analizado los desplazamientos medios (norma, longitudinal y axial) de los segmentos, sin embargo sería interesante abordar otros parámetros del segmento que reflejen el movimiento no pasivo. La comparación correcta entre segmentos de un mismo paciente, y del mismo segmento entre pacientes, debe basarse en parámetros normalizados para poder discriminar correctamente entre segmentos *aquinéticos*, *hipoquinéticos* y normales.

5. BIBLIOGRAFÍA

[1] P. Clarysse, C. Basset, L. Khouas, P. Croisille, D. Friboulet, C. Odet, and I.E. Magnin, "Two-dimensional spatial and temporal displacement and deformation field fitting from cardiac magnetic resonance tagging," *Medical Image Analysis*, vol. 4, no. 4, pp. 253–268, 2000.

- [2] John C. McEachen, Arye Nehorai, and James S. Duncan, "Multiframe temporal estimation of cardiac nonrigid motion," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 9, no. 4, pp. 651–664, April 2000.
- [3] Pengcheng Shi, Albert J. Sinusas, R. Todd Constable, and James S. Duncan, "Volumetric deformation analysis using mechanics-based data fusion: applications in cardiac motion recovery," *International Journal of Computer Vision*, vol. 35, no. 1, pp. 87–107, 1999.
- [4] Jérôme Declerck, Jacques Feldmar, and Nicholas Ayache, "Definition of a 4D continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of left-ventricle motion," *Medical Image Analysis*, vol. 2, no. 2, pp. 197–213, 1998.
- [5] P. Brigger, S.L. Bacharach, G. Srinivasan, K. Nour, J. A. Carson, V. Dilsizian, A. Aldroubi, and M. Unser, "Segmentation of gated T1-SPECT images and computation of ejection fraction: A different approach," *Journal of Nuclear Cardiology*, vol. 6, no. 3, pp. 286–297, May-June 1999.
- [6] Jean-Philippe Thirion and Serge Benayoun, "Myotrack: A 3D deformation field method to measure cardiac motion from gated SPECT," in *Proc. MICCAI 2000, Lecture Notes in Computer Science, vol. 1935*, Branislav Jaramaz Scott L. Delp, Anthony M. DiGioia, Ed. Oct. 2000, pp. 697–706, Springer Verlag, Berlin.
- [7] Jean-Marie Gorce, D. Fibroulet, and I.E. Magnin, "Estimation of three dimensional cardiac velocity fields: assessment of a differential method and application to three-dimensional CT data," *Medical Image Analysis*, vol. 1, no. 3, pp. 245–261, 1996/7.
- [8] Chahab Nastar and Nicholas Ayache, "Frequency-based nonrigid motion analysis application to four dimensional medical images," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 18, no. 11, pp. 1067–1079, November 1996.
- [9] Xenophon Papademetris, Albert J. Sinusas, Dione P. Donald, and James S. Duncan, "Estimation of 3D left ventricular deformation from echocardiography," *Medical Image Analysis*, vol. 5, no. 1, pp. 17–28, March 2001.
- [10] Fai Yeung, F. Levinson, Dongshan Fu, and Kevin J. Parker, "Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 17, no. 6, pp. 945–956, Dec. 1998.
- [11] Gary Jacob, Alison Noble, Miguel Mulet-Parada, and Andrew Blake, "Evaluating a robust contour tracker on echocardiographic sequences," *Medical Image Analysis*, vol. 3, no. 1, pp. 63–75, 1999.
- [12] Michael Unser, "Splines: A perfect fit for signal and image processing," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 16, no. 6, pp. 22–38, Nov 1999.
- [13] Jan Kybic, Philippe Thévenaz, Arto Nirkko, and Michael Unser, "Unwarping of unidirectionally distorted EPI images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 19, no. 2, pp. 80–93, Feb. 2000.
- [14] Maria J. Ledesma-Carbayo, Jan Kybic, Manuel Desco, Andres Santos, and Michael Unser, "Cardiac motion analysis from ultrasound sequences using non-rigid registration," in *Proc. MICCAI 2001, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2208*, Wiro J. Niessen and Max A. Viergever, Eds. Oct. 2001, pp. 889–896, Springer Verlag, Berlin.
- [15] Alejandro F. Frangi, Wiro J. Niessen, and Max A. Viergever, "Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 1, pp. 2–25, Jan. 2001.
- [16] Gary Jacob, J. Alison Noble, Christian Behrenbruch, Andrew D. Kelion, and Adrian P. Banning, "A shape-space-based approach to tracking myocardial borders and quantifying regional left-ventricular function applied in echocardiography," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 3, pp. 226–238, Mar. 2002.
- [17] P. Shi, A. J. Sinusas, R. T. Constable, E. Ritman, and J. S. Duncan, "Point-tracked quantitative analysis of left ventricular motion from 3D image sequences," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 1, pp. 36–50, Jan. 2000.
- [18] M.J. Ledesma-Carbayo, J. Kybic, M. Sühling, P. Hunziker, M. Desco, A. Santos, and M. Unser, "Cardiac ultrasound motion detection by elastic registration exploiting temporal coherence," in *Proceedings of the First 2002 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano (IS-BI'02)*, Washington DC (USA), July 2002, pp. 585–588.