

Estimación del movimiento en Resonancia Magnética Cardíaca mediante métodos variacionales

N. Carranza-Herrezuelo¹, A. Bajo², G. Cristóbal¹, A. Santos², M.J. Ledesma-Carbayo²

¹ Instituto de Óptica (CSIC), Serrano 121, 28006 Madrid {noemi, gabriel}@optica.csic.es

² Tecnología de Imágenes Biomédicas (Universidad Politécnica de Madrid). ETSI Telecomunicación, 28040 Madrid {anab, mledesma, andres}@die.upm.es

Resumen

La cuantificación y el análisis del movimiento del miocardio tienen una gran importancia a la hora de realizar un diagnóstico precoz de distintas enfermedades cardiovasculares. Uno de los métodos más utilizados para la estimación del movimiento a partir de secuencias de imágenes es el cálculo del flujo óptico mediante métodos diferenciales, concretamente métodos variacionales, los cuales han dado muy buenos resultados en otros campos del procesado de imagen. En este trabajo se ha aplicado el método variacional al análisis de la deformación del miocardio a partir de secuencias de resonancia magnética marcada. Los resultados se han comparado con el método de fase armónica (HARP) y se han observado mejoras considerables en el seguimiento de las paredes cardíacas.

1. Introducción

La cardiopatía isquémica es una patología muy frecuente, causada por la disminución del riego sanguíneo debida a la obstrucción de las arterias coronarias. Esto produce una reducción de la contractilidad de la zona afectada [1]. Por esta razón, la estimación cuantitativa no invasiva de la deformación miocárdica tiene gran interés para estudiar la función de los distintos segmentos del corazón en presencia de enfermedad coronaria.

Entre todos los métodos de imagen disponibles, la Resonancia Magnética Cardíaca (CMR) está reconocida como uno de los métodos de referencia la exploración dinámica de la función cardíaca. Este método de imagen no sólo se utiliza para estudiar el movimiento de la pared del miocardio sino para el diagnóstico de enfermedades cardíacas [2].

Sin embargo, la mayor limitación de las técnicas de imagen convencionales para la valoración de la función miocárdica regional es la falta de exactitud en la estimación de movimiento que se puede derivar de las mismas [3]. La CMR ha mejorado los resultados en las medidas de la función cardíaca global, pero no es factible el seguimiento intramiocárdico de dicha función por falta de características salientes dentro del miocardio. Para conseguir un valor cuantitativo con buena exactitud de dicha función regional, el método utilizado es la CMR marcada (*tagged MRI*).

En estos últimos años, la CMR marcada se ha establecido como técnica de referencia para estimar la deformación del miocardio [4]. Los métodos propuestos hasta el momento para la extracción de movimiento desde

imágenes marcadas se han basado en la utilización de distintos aspectos de la heterogeneidad en la intensidad del miocardio, entre los que se incluye el seguimiento de líneas oscuras como mínimos de intensidad, la utilización de métodos de fase armónica (HARP) o el empleo de flujo óptico [3].

Las técnicas de flujo óptico permiten la estimación del movimiento real a partir de secuencias de imágenes, y proporcionan una información valiosa para el procesado de secuencias de vídeo. Hay numerosas aproximaciones que muestran cómo obtener el flujo óptico a partir del cálculo de los gradientes de la intensidad de la imagen. Sin embargo, para una correcta estimación del flujo óptico se necesitan restricciones adicionales [5], presentando cada una de ellas unas características determinadas para solucionar distintos casos de estimación de flujo óptico.

En este artículo, se propone un algoritmo para la estimación del flujo óptico adaptado a las imágenes de resonancia magnética marcada. En particular, se ha utilizado el método variacional con el término de variación total, con la ventaja de conseguir estimar el flujo óptico sin suavizar la solución a través de las discontinuidades de dicho flujo. Además, se utiliza la información de fase de las imágenes para conseguir una segmentación previa de las zonas de cálculo de flujo óptico. Con este método se solventará el problema de la presencia de ruido en las imágenes cardíacas, ya que la solución obtenida finalmente está regularizada por el término de variación total. Los resultados se comparan con el método HARP propuesto en [4, 6].

2. Métodos

El método que se ha propuesto para estudiar el movimiento en CMR marcada está dentro de los llamados métodos diferenciales, con los que se han demostrado los mejores resultados [7]. Se basan en la hipótesis de que la intensidad se conserva de un punto a otro a lo largo de su movimiento.

Siendo $u(x_1, x_2, t)$ la intensidad del píxel (x_1, x_2) en el tiempo t ,

$$u(x_1(t), x_2(t), t) = u(x_{10}, x_{20}, t_0) \quad \forall t \quad (1)$$

con $x_{10} = x_1(t_0)$. Diferenciando con respecto al tiempo, se obtiene la ecuación de flujo óptico:

$$\sigma(x_1, x_2) \cdot \nabla u(x_1, x_2, t_0) + u_t(x_1, x_2, t_0) = 0 \quad (2)$$

donde $\sigma_1 = \frac{\partial x_1}{\partial t}$ y $\sigma_2 = \frac{\partial x_2}{\partial t}$ son los campos de velocidades.

Sin embargo, esta ecuación es escalar y no es suficiente para encontrar las dos componentes de la velocidad. Esto produce el denominado problema de la apertura. Para solventarlo se han estudiado multitud de opciones, como utilizar derivadas de segundo orden, escoger un modelo de velocidad o regularizar el campo de velocidades [5].

2.1. Método variacional

Horn & Schunk [8] fueron de los primeros en proponer la resolución del problema anteriormente citado, añadiendo el siguiente término de regularización (B):

$$\min_{\sigma} \underbrace{\int_{\Omega} (\sigma \cdot \nabla u + u_t)^2 dx}_{A} + \alpha' \underbrace{\int_{\Omega} (\|\nabla \sigma_1\|^2 + \|\nabla \sigma_2\|^2) dx}_{B} \quad (3)$$

Sin embargo, este término introducido suaviza por igual en todas las direcciones y no tiene en cuenta las discontinuidades del flujo óptico [9]. Para tener en cuenta las discontinuidades se han introducido normas más robustas. El término de regularización es el siguiente

$$\int_{\Omega} \phi(\|\nabla \sigma_1\|) dx + \int_{\Omega} \phi(\|\nabla \sigma_2\|) dx \quad (4)$$

donde las funciones Φ permiten la eliminación de ruido y la conservación de los bordes. Entre las distintas funciones Φ [10], en este trabajo se ha implementado la norma L^1 , también denominada Variación Total ($\Phi(t)=t$). Se ha demostrado en numerosas ocasiones [11] sus propiedades para eliminar el ruido de forma anisotrópica de la seminorma de variación total. Sin embargo, la función de energía basada en la integral variacional es altamente no lineal, así que para evitar este problema se ha seguido el esquema semi-cuadrático (*half-quadratic*) [12] que introduce una variable auxiliar.

2.2. Implementación Práctica

La forma de implementación que se ha seguido para resolver la minimización de energía propuesta en (3) ha sido una implementación matricial (5), reduciendo el problema a la resolución de una ecuación compuesta por matrices, cuya incógnita son los campos de velocidades σ_1 y σ_2 .

$$\begin{pmatrix} [U_{x1}U_{x1} + \alpha L_1] & [U_{x1}U_{x2}] \\ [U_{x1}U_{x2}] & [U_{x2}U_{x2} + \alpha L_2] \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} U_t U_{x1} \\ U_t U_{x2} \end{pmatrix} \quad (5)$$

El término de regularización se ha introducido en la matriz como una discretización del tipo $\sigma_1^T L_1(z) \sigma_1$ y $\sigma_2^T L_2(z) \sigma_2$ [13], donde z es la variable auxiliar introducida por el esquema *half-quadratic*, que se calcula como

$$z(x, y) = \frac{\phi(\|\nabla u(x, y)\|)}{\|\nabla u(x, y)\|} \quad (6)$$

La matrices $L_1(z)$ y $L_2(z)$ son matrices Toeplitz, construidas a partir de z , definidas positivas y que realizan convoluciones con z . Para evitar la división por cero, se define z para el caso de Variación Total como

$$z(i \pm 1/2, j \pm 1/2) = \begin{cases} \frac{1}{|\sigma(i \pm 1, j \pm 1) - \sigma(i, j)|} & \text{si } |\sigma(i \pm 1, j \pm 1) - \sigma(i, j)| < \varepsilon \\ \frac{1}{\varepsilon} & \text{si } |\sigma(i \pm 1, j \pm 1) - \sigma(i, j)| \geq \varepsilon \end{cases} \quad (7)$$

donde ε es el parámetro de relajación [11]. Se debe notar que en regiones sin cambios, $|D\sigma(x)| \leq \varepsilon$ ($D\sigma$ es el gradiente de la distribución de σ), $L(z)$ se aproxima al operador Laplaciano. En las regiones con gradiente de imagen alto, $\sigma^T L(z) \sigma$ se aproxima a la seminorma de Variación Total de la velocidad σ .

3. Resultados

A continuación se muestran los resultados obtenidos mediante el método detallado en el apartado anterior, aplicado a las imágenes de resonancia magnética marcada. Se han realizado dos tipos de pruebas, primero con una secuencia sintética y posteriormente con secuencias reales.

3.1. Secuencia sintética

La secuencia sintética generada se ha creado a partir de una imagen real de resonancia magnética convencional, con un tamaño de píxel de 1.17 x 1.17 mm, grosor de rodaja de 8 mm y resolución espacial de 176 x 204 píxeles. La rejilla de marcado se ha simulado mediante una función sinusoidal en ambas direcciones.

El desplazamiento aplicado sobre la imagen original consiste en un modelo separable en el tiempo y en el espacio, distinguiendo una componente espacial $\chi(x)$ 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. Por las características del movimiento que deseamos incluir en el modelo, se utilizarán coordenadas polares para la definición del desplazamiento a lo largo del espacio, de manera que la función resultante tendrá la forma:

$$g_0(t, \mathbf{r}) = \chi(\mathbf{r}) \cdot \zeta(t)$$

La componente espacial $\chi(\mathbf{r})$ está compuesta por un movimiento de contracción axial y circunferencial, que simula la variación regional existente en el movimiento del miocardio sano. El desplazamiento axial está compuesto por una función definida por tramos que describen el movimiento en el interior de la cavidad, en la pared del miocardio y en el resto de la imagen [14].

Por su parte, la función temporal simula el proceso de contracción y relajación miocárdico durante el ciclo cardiaco [15].

3.2. Resultados con secuencias artificiales

Como punto de partida, se ha evaluado y probado el método variacional en la secuencia sintética, detallado previamente en el anterior apartado. Se han marcado varios puntos en la primera imagen y se ha realizado su seguimiento con los desplazamientos hallados con el algoritmo implementado. Asimismo, se han comparado los resultados con el método HARP [4, 6]. En la figura 1 se muestran los resultados en cuatro de las imágenes más significativas de la secuencia. Se han marcado con un círculo amarillo los resultados obtenidos con el método variacional, y con una cruz roja los resultados obtenidos mediante el método HARP.

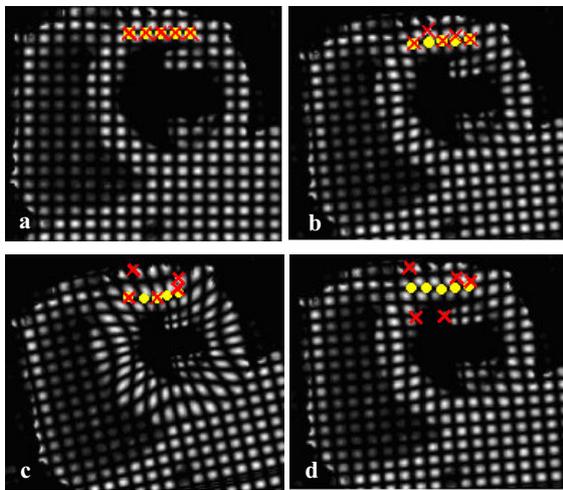


Figura 1. Distintos puntos seleccionados manualmente en la imagen 1 y su seguimiento en las distintas imágenes de la secuencia: b)5, c)9, d)14 mediante el método variacional (círculos en amarillo) y el método HARP (cruces en rojo).

Como se puede observar, con el método variacional se consigue un seguimiento del movimiento del miocardio de una manera muy ajustada. Sin embargo, el método HARP falla cuando el cambio entre dos imágenes consecutivas es muy grande, ya que se producen saltos bruscos de fase. Además, el método variacional da una solución de flujo óptico para todos los píxeles de la secuencia, aunque sólo se representen algunos de ellos. Mediante el método HARP, el cálculo está realizado sólo para los puntos seleccionados. Por otra parte, el coste computacional que requiere el método variacional es mucho menor en comparación con el otro método si quisiéramos hallar el desplazamiento de todos los píxeles.

Para evaluar cuantitativamente el algoritmo se ha realizado un porcentaje de los errores cometidos con ambos métodos. Se han marcado ocho puntos significativos en la primera imagen de la secuencia y se ha seguido su desplazamiento dentro del periodo sistólico. Dos observadores independientes han calificado el desplazamiento de cada punto como un acierto o un error, considerando como medida independiente cada

punto y cada desplazamiento incremental. El promedio de errores en los puntos evaluados con método variacional es de un 3.9% mientras que con el método HARP el promedio es de un 26% de errores.

Por último, se muestra en la Figura 2 una imagen del campo de desplazamiento calculado en la tercera imagen de la secuencia.

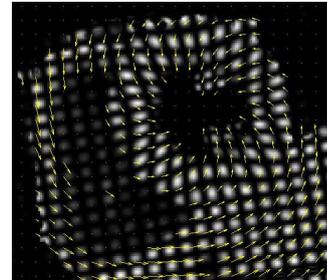


Figura 2. Campo de desplazamiento para el segundo par de imágenes de la secuencia sintética

3.3. Resultados con secuencias reales

Una vez evaluado el método con secuencias ideales, se ha probado en dos secuencias reales. En este caso, la diferencia con la secuencia simulada es que las marcas en las secuencias reales desvanecen a lo largo del ciclo debido a la recuperación T1 del tejido miocárdico, y la presencia del ruido característico de las imágenes reales.

Los resultados no son tan ajustados como los encontrados para la secuencia sintética, pero aún así se obtiene un seguimiento con bastante precisión de los movimientos del miocardio aunque se pierdan las marcas.

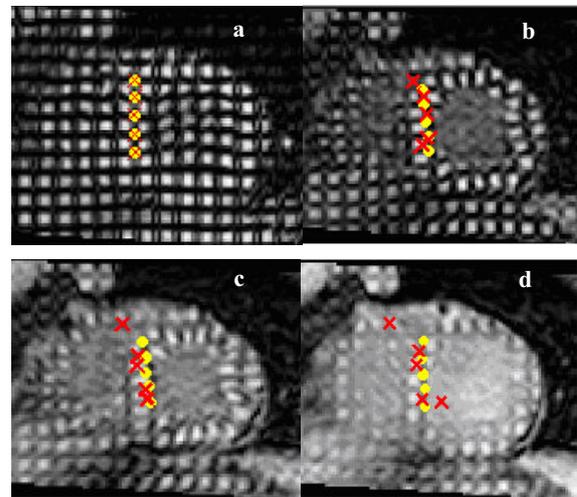


Figura 3. a) Distintos puntos seleccionados manualmente en la imagen 1 y su seguimiento en las distintas imágenes de la secuencia: b)4, c)8, d)12 mediante el método variacional (círculos en amarillo) y el método HARP (cruces en rojo).

Con la siguiente secuencia en la que se han hecho pruebas, se puede observar que las marcas se pierden mucho antes que con la secuencia anterior. Igualmente se han señalado algunos puntos manualmente, y los resultados, cualitativamente, han sido muy satisfactorios.

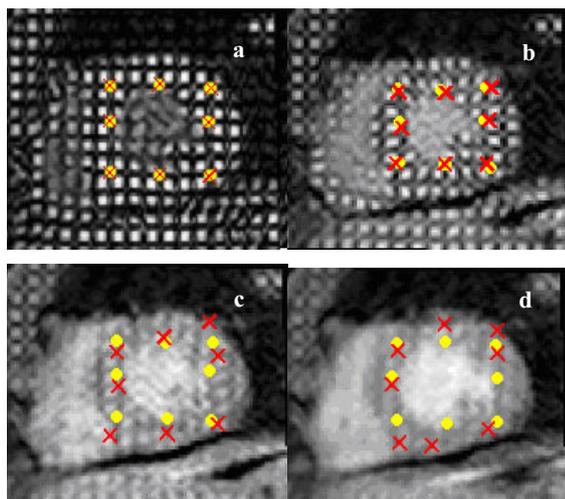


Figura 4. a) Distintos puntos seleccionados manualmente en la imagen 1 y su seguimiento en las distintas imágenes de la secuencia: b)4, c)8, d)12 mediante el método variacional (círculos en amarillo) y el método HARP (cruces en rojo).

También en este caso se ha evaluado el porcentaje de errores, en las mismas condiciones que en el apartado anterior. El porcentaje de error con el método variacional es de un 3.13% para la primera secuencia y 10.00% para la segunda, mientras que con el método HARP es de un 51.04% y 30.00% respectivamente.

4. Discusión y Conclusiones

En este trabajo se han presentado los resultados obtenidos tras aplicar el método variacional de estimación de movimiento con Variación Total mediante una implementación matricial, en el problema de la estimación de movimiento de las paredes del miocardio en imagen de resonancia marcada.

Los resultados obtenidos han sido muy precisos para las secuencias estudiadas, incluso para las reales donde se aprecia la presencia de ruido y la pérdida en las marcas de las imágenes. La evaluación tanto cualitativa como cuantitativa realizada muestra cómo los resultados han sido superiores al método HARP, debido principalmente a la regularización aplicada con el método variacional.

Por otro lado, mediante el método variacional se puede obtener una medida del desplazamiento para todos los puntos de la secuencia con un coste computacional reducido.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por los Contratos para Personal Investigador de la Comunidad de Madrid, así como por los proyectos TEC2004-00834; TEC2005-24739-E; TEC2005-24046-E; 20045OE184, PI040765, PI041495 y CDTEAM de los Ministerios de Educación, Sanidad e Industria. Los autores agradecen a Esther Pérez David, Cristina Santa Marta y Manuel Desco del Hospital Gregorio Marañón haber facilitado las imágenes de resonancia magnética cardíaca que se han utilizado en el presente trabajo.

Referencias

1. Clarysse, P., et al., *Two-dimensional spatial and temporal displacement and deformation field fitting from cardiac magnetic resonance tagging*. Medical Image Analysis, 2000. **4**(3): p. 253-268.
2. Sinitsyn, V., *Magnetic resonance imaging in coronary heart disease*. European Journal of Radiology, 2001. **38**(3): p. 191-199.
3. Axel, L., A. Montillo, and D. Kim, *Tagged magnetic resonance imaging of the heart: a survey*. Medical Image Analysis, 2005. **9**(4): p. 376-393.
4. Osman, N.F., E.R. McVeigh, and J.L. Prince, *Imaging heart motion using harmonic phase MRI*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000. **19**(3): p. 186-202.
5. Aubert, G., R. Deriche, and P. Kornprobst, *Computing optical flow via variational techniques*. Siam Journal on Applied Mathematics, 1999. **60**(1): p. 156-182.
6. Osman, N.F., et al., *Cardiac motion tracking using CINE harmonic phase (HARP) magnetic resonance imaging*. Magnetic Resonance in Medicine, 1999. **42**(6): p. 1048-1060.
7. Barron, J.L., D.J. Fleet, and S.S. Beauchemin, *Performance of Optical-Flow Techniques*. International Journal of Computer Vision, 1994. **12**(1): p. 43-77.
8. Horn, B.K.P. and B.G. Schunck, *Determining Optical-Flow*. Artificial Intelligence, 1981. **17**(1-3): p. 185-203.
9. Aubert, G. and P. Kornprobst, *Mathematical Problems in Image Processing. Partial Differential Equations and the Calculus of Variations*. Second ed. Applied Mathematical Sciences Vol. 147. 2006: Springer. 377.
10. Deriche, R., P. Kornprobst, and G. Aubert, *Optical-Flow Estimation while Preserving its Discontinuities: A Variational Approach*, in *Invited Session Papers from the Second Asian Conference on Computer Vision: Recent Developments in Computer Vision 1995*, Springer-Verlag. p. 71 - 80
11. Sroubek, F. and J. Flusser, *Multichannel blind deconvolution of spatially misaligned images*. IEEE Transactions on Image Processing, 2005. **14**(7): p. 874-883.
12. Charbonnier, P., et al., *Deterministic edge-preserving regularization in computed imaging*. IEEE Transactions on Image Processing, 1997. **6**(2): p. 298-311.
13. Sroubek, F. and J. Flusser, *Resolution enhancement via probabilistic deconvolution of multiple degraded images*. Pattern Recognition Letters, 2006. **27**(4): p. 287-293.
14. Bajo, A., *Estimation of Cardiac Motion Using Magnetic Resonance Imaging*, in *Fifth International Workshop on Information Optics*. 2006: Toledo (Spain).
15. Ledesma-Carbayo, M.J., et al., *Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005. **24**(9): p. 1113-1126.