

Automatización de medidas morfológicas y ecogénicas de estructuras del aparato locomotor humano mediante procesado de imágenes ecográficas

M^a Consuelo Bastida Jumilla⁽¹⁾, Juan Morales Sánchez, Rafael Verdú Monedero, Jorge Larrey Ruiz, José Luis Sancho Gómez

E-mail chelo.bastida@gmail.com, {juan.morales, rafael.verdu, jorge.larrey, josel.sancho}@upct.es
Dpto. Tecnologías de la Información y las Comunicaciones. Universidad Politécnica de Cartagena.
Campus Muralla del Mar, Plaza del Hospital, 1, 30202 Cartagena.

Abstract- The boundary detection has a relevant importance in locomotor system ecographies, mainly because some illnesses and injuries can be detected before the first symptoms appear. The images used show a great variety of textures as well as non clear edges. This drawback may result in different contours depending on the person who traces them out and different diagnoses too.

This paper presents the results of applying the geodesic active contour and other boundary detection techniques in ecographic images of Aquiles tendon, such as morphological image processing and active contours. Other modifications to this algorithm are introduced, like matched filtering.

In order to upgrade the smoothness of the final contour, morphological image processing and polynomic interpolation has been used with great results. Actually, the automatization of boundary detection improves the measurement procedure, obtaining error rates under 10%.

I. INTRODUCCIÓN

El uso de imágenes ecográficas permite detectar patologías en el sistema locomotor antes incluso de la aparición de síntomas. Es por tanto muy importante poder cuantificar con exactitud los parámetros que determinan la existencia de una lesión, para así evitar la aparición de síntomas graves. Por ser una zona frecuente de lesión, sobre todo en deportistas de alto nivel, se ha trabajado con el tendón de Aquiles.

Los ecografistas diagnostican una vez han establecido cuál es el contorno del tendón. Para ello, realizan un trazado manual del borde del tendón. A partir de él, se realizan las medidas necesarias. De entre todas ellas destaca la ecogenicidad, que indica el nivel medio de gris dentro del tendón. Esta medida es la que mejor caracteriza la patología y, por tanto, la más interesante desde el punto de vista médico junto con el área. A la hora de discriminar entre niveles de gris, un ordenador parte en clara ventaja frente al ojo humano, pudiendo superar los 64 niveles de gris a los que está limitado el ojo humano.

Al ser el trazado manual, el diagnóstico puede variar de un especialista a otro. Así, sería sumamente interesante definir el contorno del tendón de forma objetiva, haciendo que la disparidad de diagnósticos fuera mínima. Se pretende entonces estudiar la posibilidad de obtener una herramienta fiable para establecer el perímetro del tendón de Aquiles. Para ello, se han empleado diversas técnicas de procesado de imágenes y detección de bordes como el procesado morfológico, los contornos activos y los contornos activos geodésicos.

II. EL TENDÓN DE AQUILES EN ECOGRAFÍAS

El tendón de Aquiles se compone de un conjunto de haces fibrosos que transcurren unidos a lo largo de toda su longitud. El corte transversal del tendón refleja toda esta información

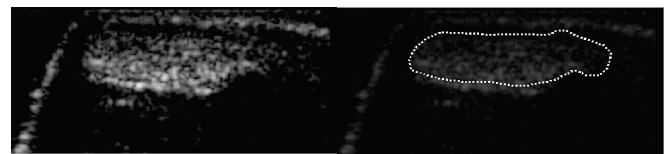


Fig. 1. Ejemplo de ecografía empleada (izquierda) y trazado médico del tendón (derecha)

En la Fig. 1 se observan dentro del tendón zonas circulares con alta ecogenicidad (o próxima al blanco), correspondientes a los haces de tejido, rodeadas de pequeñas regiones con ecogenicidad baja o cercanas al negro correspondientes a los huecos entre fibras. Por tanto, la ecogenicidad nos permite identificar el tipo de medio que observamos. Valores altos indican la presencia de un tejido duro, como el hueso, mientras que una ecogenicidad baja revela la presencia de un medio líquido.

III. TÉCNICAS DE PROCESADO DE IMAGEN EMPLEADAS

A. Procesado morfológico

El *procesado morfológico* permite transformar la forma o estructura de los objetos en una imagen basándose en la teoría de conjuntos. Tratando la imagen original como un conjunto, emplearemos otro conjunto, el *elemento estructurante*, para realizar cierta operación entre ambos. Así, obtendremos un nuevo conjunto o imagen final.

Seleccionando adecuadamente el elemento estructurante y la operación morfológica podremos obtener cualquier transformación de la imagen original, pudiendo después analizar la morfología de los objetos presentes en la imagen [1].

El procesado morfológico nos permitirá obtener parámetros de entrada a otros algoritmos de detección de bordes así como para suavizar contornos.

B. Contornos activos

Los *contornos activos* o *snakes*, se basan en los modelos físicos de los cuerpos elásticos. De este modo, su evolución en el tiempo y el espacio vendrá dada por unos parámetros de elasticidad y rigidez. En el caso de la detección de bordes, además de estos parámetros intervendrán fuerzas que irán deformando el contorno

inicial. Dichas fuerzas podrán venir dadas por la información aportada por la imagen (fuerzas internas) o por elementos externos a la propia imagen (fuerzas externas), como puede ser forzar a que el contorno final tenga un área determinada.

Por definición, un contorno deformable puede expresarse como una curva dependiente del tiempo y el espacio:

$$v(s, t) = v(x(s, t), y(s, t)) \quad (1)$$

La forma de la *snake* viene dada por un funcional de energía en el que intervienen fuerzas internas $S(v)$ y externas $P(v)$, que representa el efecto de fuerzas tales como el gradiente de la imagen o la relación entre el área obtenida y el área deseada.

$$E(v) = S(v) + P(v) \quad (2)$$

La componente de deformación interna es:

$$S(v) = \frac{1}{2} \int_0^L \alpha(s) \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (3)$$

Siendo α el parámetro de elasticidad y β el de rigidez. Variando α obtendremos un contorno más o menos elástico. Para valores altos de α la curva puede estirarse en demasía, mientras que con valores bajos tendríamos un contorno que apenas pueda crecer o menguar. Por su parte, controlando β podemos obtener contornos más o menos suaves.

Para realizar la integral anterior se emplea la formulación de elementos finitos en la que el dominio paramétrico $0 < s < L$ se divide en N subdominios contiguos, con lo que L representa la longitud del dominio paramétrico. A su vez, la función $v(s, t)$ dada en (1) que representa al contorno se divide en N elementos o nodos de la *snake*.

Tendremos entonces una función de forma $f(s)$ para la representación del contorno que conecte los N nodos de la curva y un vector $u(t)$ que incluya los parámetros de $f(s)$. En este proyecto se ha trabajado con una función de forma en diferencias finitas [3].

Minimizando $S(v)$ obtendremos la ecuación diferencial de segundo orden siguiente:

$$M \frac{d^2 u(t)}{dt^2} + C \frac{du(t)}{dt} + Ku(t) = g(u(t)) \quad (4)$$

donde M es la matriz diagonal de masa, C es la matriz de rozamiento (también diagonal) y K es la matriz de rigidez que depende de $f(s)$, α y β . Por su parte, la función g hace referencia al vector de fuerzas externas y $u(t)$ es un vector columna con la posición de los N nodos a lo largo del tiempo. Así, g dependerá de la posición del contorno en el tiempo. Su valor en cada instante y para cada nodo se calcula relacionando las fuerzas que afectan a dicho nodo y a los adyacentes.

Es en este punto donde intervienen los resultados obtenidos con el procesado morfológico, que nos proporciona una imagen binaria con un contorno correspondiente a la imagen objeto de estudio. A partir de ella, podremos inicializar la *snake* y establecer el valor de las fuerzas externas.

Por su parte, las fuerzas internas se basarán en el gradiente de la imagen. En concreto, se empleará el laplaciano. Si el gradiente nos indica la dirección de máxima variación, el laplaciano (al ser dependiente de la segunda derivada) determinará la presencia de bordes, es decir, los cambios bruscos de nivel en una imagen.

C. Contornos activos geodésicos

Los *contornos activos geodésicos* o *levelsets* son una mejora de los contornos activos en las que no es necesaria la presencia de fuerzas externas, también permite cambios de textura y topología (pudiendo delimitar más de un objeto a la vez) y es capaz de detectar bordes más difusos.

El algoritmo de *levelsets* se basa en la umbralización de una curva geodésica en cada iteración, de forma que la solución se corresponde con el nivel cero. Ahora, el contorno no será una curva cerrada en el plano, sino una imagen con distintos niveles de color, y tendrá, por tanto, tres dimensiones. La correspondencia entre una *snake* y la evolución del nivel cero de la curva geodésica está demostrada [4]. Los contornos activos geodésicos presentan así ciertas mejoras sobre el método anterior aunque se base en los mismos principios de los modelos deformables.

El modelo de detección de bordes propuesto en [4] es el siguiente:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = |\nabla u| \operatorname{div} \left(g(I) \frac{\nabla u}{|\nabla u|} \right) + c \cdot g(I) |\nabla u| \quad (5)$$

donde $c \in \mathfrak{R}^+$, $\kappa = \operatorname{div}(\nabla u / |\nabla u|)$ es la curvatura euclídea y $g(I)$ es la función detectora de bordes.

Esta ecuación implica una curva geodésica o *levelset* que evoluciona de acuerdo a:

$$v_t = g(I)(c + \kappa)\vec{N} - (\nabla g \cdot \vec{N})\vec{N} \quad (6)$$

siendo \vec{N} es el vector unitario normal a la curva.

La expresión (5) constituye entonces el *modelo de contornos activos geodésicos* y la solución al problema de detección de bordes viene dada por el nivel cero del estado estable. En la referencia [4], se demuestra la existencia, estabilidad y consistencia de esta solución.

La fuerza dependiente de la imagen viene dada por la función de parada $g(I)$. Su objetivo es detener la evolución de la curva cuando llegue a los bordes del objeto. La función utilizada en nuestro caso es:

$$g(I) = \left(1 + |\nabla \hat{I}|^p \right)^{-1} \quad (7)$$

siendo \hat{I} una versión suavizada de la imagen original (mediante algún tipo de filtrado) y $p = 1, 2$. Con esta función de parada $g = 0$ en un borde ideal ($\nabla \hat{I} = \delta$) y la curva se detendrá ($u_t = 0$).

Este término de gradiente atrae la curva hacia los bordes, lo que es de gran utilidad cuando los límites del objeto presentan grandes variaciones, incluyendo huecos, en los valores del gradiente. La segunda ventaja es que casi se elimina la necesidad de velocidad constante introducida por c , ya que con el término de gradiente se sigue permitiendo la detección de objetos no-convexos. A pesar de ello, podemos incluir c para aumentar la velocidad de convergencia considerando el término $c \cdot g(I) |\nabla u|$ constante en el problema geodésico.

IV. RESULTADOS Y MODIFICACIONES A LOS ALGORITMOS

A. Procesado morfológico

Mediante procesado morfológico se halla una máscara binaria. A partir de ella se pretende extraer un contorno inicial aproximado al del tendón y un área objetivo para pasar como fuerza externa al algoritmo de contornos activos. Un ejemplo de máscara se presenta en la Fig. 2. Aunque a simple vista, el área proporcionada por la máscara no resulte igual a la medida por el médico, con ella podemos hallar la elipse que mejor se ajuste a los puntos del contorno, lo que sí que nos dará un contorno inicial y un área objetivo bastante útiles en el siguiente paso, que consistirá en implementar un contorno activo cerrado empleando estos datos.

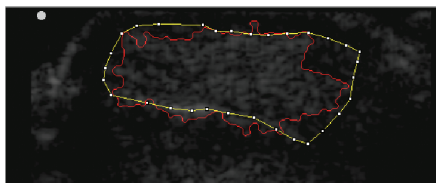


Fig. 2. Máscara binaria (rojo) junto al trazado médico (amarillo).

Si se produjera un error excesivo al aproximar la superficie deseada por la de la máscara, se debería compensar por el efecto de las fuerzas internas o de la imagen.

B. Contornos activos

El primer paso para iniciar la detección de bordes es la inicialización de la *snake*. Para ello, tomaremos la elipse que mejor se adapte a la máscara obtenida mediante procesamiento morfológico. A continuación, emplearemos una versión suavizada de la imagen para difuminar los huecos presentes en el tendón. Dada la información presente en las imágenes, gran variedad de texturas dentro del propio tendón y tejidos próximos al mismo, resulta complicado hallar un filtro que logre unificar la textura del tendón sin unirlo con otros tejidos cercanos. Es por ello que en lugar de emplear un filtrado simétrico haremos uso de un *filtrado adaptado*.

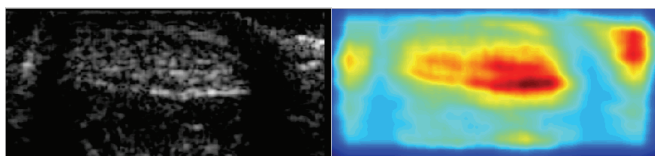


Fig. 3. Imagen original (izquierda) y salida del filtro adaptado (derecha).

Con este filtrado logramos hallar las zonas de mayor correlación con una porción de la propia imagen (se ha tomado el centro de la misma). Así, los tonos cálidos indican alta semejanza (textura parecida), mientras que los fríos presentan baja correlación con el centro de la imagen.

Sólo nos queda *umbralizar* la imagen para obtener una nueva máscara, que nos proporcione un contorno inicial más acertado. Antes de eso, filtramos los bordes de la ecografía con un filtro de Hanning para evitar que la *snake* quede atrapada en los límites de la imagen. Un ejemplo de la máscara junto con el resultado final se presenta en la Fig. 4.

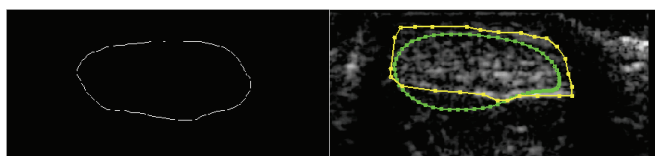


Fig. 4. Máscara obtenida (izquierda) y contorno solución (derecha verde) junto al trazado por el especialista (amarillo).

Hemos obtenido un contorno que ha logrado ajustarse al realizado por el médico sólo en las zonas con una clara variación de la ecogenicidad. Principalmente se debe a la diferenciación de texturas del tendón, a la imposibilidad de obtener una versión suavizada de la imagen válida y a la alta dependencia de la inicialización. Tenemos entonces que ni las fuerzas externas (área objetivo) ni las fuerzas internas (laplaciano de la salida del filtro adaptado) presentan valores acertados, por lo que el error introducido por una de ellas no se verá contrarrestado por el efecto de las otras, sino que se verá aumentado.

C. Contornos activos geodésicos

Dados los resultados anteriores, hacemos uso de una técnica de detección de bordes que trabaje mejor con cambios en la topología y con diferentes texturas, los contornos activos geodésicos o *levelsets*. En este caso, la variación de texturas no es tan relevante, por lo que podremos emplear un simple filtrado gaussiano para

suavizar la imagen original. La inicialización vendrá dada por una elipse calculada a partir de la máscara del filtro adaptado.

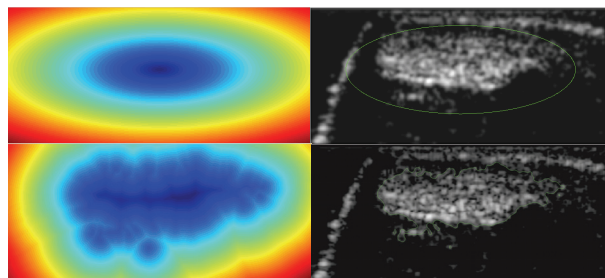


Fig. 5. Contornos inicial y final (izquierda) y curva del *levelset* cero correspondiente (derecha).

La solución final es bastante aproximada. El único problema es la rugosidad del contorno. A pesar de incluir un parámetro que controla la suavidad, éste sigue siendo demasiado irregular. Para solucionarlo empleamos procesamiento morfológico. En concreto, realizaremos un promediado de la apertura y el cierre de la imagen con el mismo elemento estructurante. El resultado para la imagen anterior se muestra en la Fig. 6.

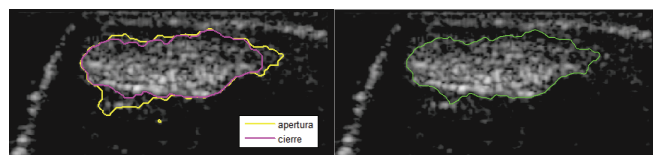


Fig. 6. Resultados de apertura y cierre (izquierda) y promediado (derecha).

La suavidad ha mejorado, pero no es suficiente. Por ello se usa una interpolación polinómica, obteniendo la Fig. 7.

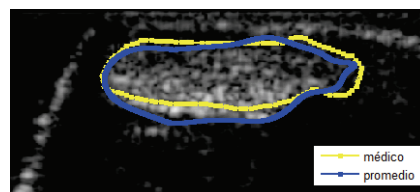


Fig. 7. Contorno obtenido tras la interpolación (azul) y trazado por el médico (amarillo).

En la zona inferior, la curva se ha adaptado al borde, pero no coincide con el contorno dibujado por el ecografista. Esta característica del tendón de Aquiles es inalcanzable para los algoritmos de detección de bordes, puesto que el trazado real no se corresponde con ningún borde. Sin embargo, el algoritmo empleado ha logrado detectar los bordes presentes en la imagen. Podemos observar otros contornos obtenidos mediante *contornos activos geodésicos* en la Fig. 8.

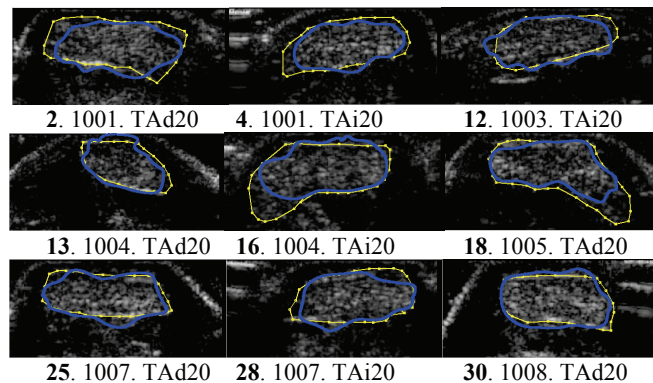


Fig. 8. Contornos obtenidos con *levelsets* para la mejor inicialización (azul) y trazados por el médico (amarillo).

D. Medidas obtenidas mediante contornos activos geodésicos

Como ya se ha adelantado anteriormente, las medidas más interesantes desde el punto de vista médico son la ecogenicidad media y el área; estas serán las medidas fundamentales. Además, tomaremos otras medidas complementarias que nos aportarán mayor información del contorno así obtenido, son el perímetro, la anchura, el grosor y la circularidad.

En las tablas siguientes vemos las medidas correspondientes a las imágenes de la Fig. 8, elegidas con carácter ilustrativo, puesto que proporcionan buenos resultados visuales, lo que no siempre implica buenos resultados numéricos, como se observa en ciertos valores de las tablas. Consideraremos válidas aquellas medidas con un error dentro del intervalo $\pm 10\%$ [2]. En la Tabla 1 tenemos el error relativo a la ecogenicidad obtenida mediante contornos activos geodésicos. La mayoría de imágenes mantienen el error muy por debajo de lo aceptable, aunque se dan dos excepciones.

2.1001.TAd	4.1001.TAi	12.1003.TAi	13.1004.TAd	16.1004.TAi
-18,522%	-5,701%	-5,508%	-0,906%	-0,648%
18.1005.TAd	25.1007.TAd	28.1007.TAi	30.1008.TAd	1.100A.TAd
0,633%	-5,877%	-6,549%	-18,541%	-10,737%

Tabla 1. Error relativo de la ecogenicidad media

Por su parte, los valores del área (Tabla 2) son algo mayores pero siguen estando dentro de los límites en 8 de las 10 imágenes consideradas.

2.1001.TAd	4.1001.TAi	12.1003.TAi	13.1004.TAd	16.1004.TAi
0,649%	18,807%	4,104%	-3,007%	0,850%
18.1005.TAd	25.1007.TAd	28.1007.TAi	30.1008.TAd	1.100A.TAd
-8,879%	-2,743%	9,502%	-13,419%	-3,354%

Tabla 2. Error relativo del área

En cuanto a las medidas complementarias caben destacar los resultados del perímetro (ver Tabla 3), que son más precisos a mayor parecido con el contorno médico, tal y como puede observarse en la Fig. 8.

2.1001.TAd	4.1001.TAi	12.1003.TAi	13.1004.TAd	16.1004.TAi
-8,323%	10,767%	7,253%	-2,810%	1,962%
18.1005.TAd	25.1007.TAd	28.1007.TAi	30.1008.TAd	1.100A.TAd
-17,407%	-4,515%	5,697%	-2,850%	3,773%

Tabla 3. Error relativo del perímetro

V. CONCLUSIONES

Las ecografías han aportado información de escasa validez, dada la gran variedad de texturas (incluso dentro del propio tendón), la subjetividad del trazado médico e incluso la reducción de la calidad de la imagen ante una toma de la ecografía deficiente. Además, la imposibilidad existente a priori de obtener un trazado que delimite un borde en unas zonas y la máxima ecogenicidad en otra región del tendón hacen que los resultados no se correspondan con los médicos. Estas particularidades de las ecografías y del propio tendón, dificultan el desarrollo de una herramienta totalmente objetiva y, por tanto, automatizada.

La zona delimitada por el médico contiene información proveniente de un conocimiento experto de la naturaleza del tendón de Aquiles, que no está presente en las imágenes. Sin embargo, desde el punto de vista del procesado de imagen, y a la vista de la información presente en las ecografías, los resultados pueden considerarse bastante acertados, empleando para ello una alta carga computacional.

A pesar de los problemas hallados durante el desarrollo del proyecto, se han encontrado aplicaciones interesantes, como el uso de un promedio de apertura y cierre junto a una interpolación polinómica para suavizar contornos o el filtrado adaptado como método para determinar alcance de lesiones midiendo el área de una cierta textura.

Por su parte, la alta dependencia de la inicialización ha quedado patente tanto para contornos activos como para contornos activos geodésicos. Pero la dependencia de la inicialización no es tan relevante. Los especialistas no encuentran dificultad en establecer una zona dentro de la cual se encuentre el tendón sin incluir otros tejidos. De hecho, existen múltiples contornos iniciales que conducirán a la solución siempre que incluyan el tendón y dejen fuera otros tejidos no pertenecientes a éste. Lo que realmente se desconoce con exactitud es en dónde determinar la existencia de un borde. Dado que el algoritmo es capaz de discriminar entre más niveles de gris, la detección de bordes es mucho más eficaz que la realizada por el especialista.

Dadas las implicaciones de un proyecto de este tipo, que permitiría detectar patologías antes de la aparición de síntomas, y la relevancia de los resultados obtenidos, sería de gran interés estudiar la posibilidad de mejora de los resultados obtenidos, así como de las deficiencias encontradas. Principalmente debería reducirse el elevado coste computacional de *levelsets* (eliminando la reinicialización del contorno o implementando la versión rápida del algoritmo, *fast geodesic active contour* [5], [6]), mejorar asimismo los procedimientos de toma de las ecografías para conseguir imágenes con mayor definición y conseguir una inicialización automática.

Por otro lado, podría estudiarse el uso de otro tipo de técnicas, como las *redes neuronales*, que tienen en cuenta información no presente en las imágenes, sobre todo la derivada de la experiencia médica. De este modo, puede entrenarse la red con un conjunto de imágenes, de modo que la red se adapte al problema, incluyendo los conocimientos adquiridos durante el entrenamiento.

AGRADECIMIENTOS

Al grupo de investigación "Ecografía y Morfo-densitometría preventiva" del Departamento de Ciencias de la Salud de la Universidad Católica San Antonio en Murcia por haber proporcionado las ecografías y validar los resultados.

A Li Chunming, investigador en el ámbito del procesado de imagen, visión artificial, análisis de imágenes médicas y matemáticas aplicadas, por su colaboración y prestar su trabajo en su página web.

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Educación y Ciencia, a través del proyecto de I+D TEC2006-13338/TCM

REFERENCIAS

- [1] R. C. González, R. E. Woods, "Digital Image Processing" Prentice Hall, 2002
- [2] J. J. Martínez Payá, J. Ríos Díaz, M. E. del Baño Aledo y otros, "Estudio de fiabilidad intra e interobservador en la medición del perímetro del tendón de Aquiles en un corte ecográfico transversal".
- [3] V. M. Huete Obispo "Implementación en Matlab de modelos deformables en el dominio de la frecuencia" Proyecto Fin de Carrera UPCT
- [4] V. Caselles, R. Kimmel, G. Sapiro, "Geodesic Active Contours" International Journal of Computer Vision 22(1), 61-79 (1997)
- [5] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, M. Rudzsky, "Fast Geodesic Active Contours" IEEE Transactions On Image Processing, vol. 10, no. 10, october 2001
- [6] K. Wang, B. Yu, "Texture Image Segmentation Using Without Re-initialization Geodesic Active Contour Model". Department of Electronic and Information Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, Shaanxi P. R. China.
- [7] <http://www.engr.uconn.edu/~cmlj>