

# Comparación de un método de segmentación de tumores retroperitoneales con herramientas comerciales de uso clínico

J. A. Pérez-Carrasco<sup>1</sup>, C. Suarez-Mejías<sup>2</sup>, B. Acha<sup>1</sup>, José L. López-Guerra<sup>2</sup>, C. Serrano<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dpto de Teoría de la Señal y Comunicaciones, Universidad de Sevilla, Camino de los Descubrimientos, s/n. 41092, Sevilla España, {[jperez2@us.es](mailto:jperez2@us.es), [bacha@us.es](mailto:bacha@us.es), [cserrano@us.es](mailto:cserrano@us.es)}

<sup>2</sup> Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla, España, {[crisrina.suarez.exts@juntadeandalucia.es](mailto:crisrina.suarez.exts@juntadeandalucia.es), [chanodetriana@yahoo.es](mailto:chanodetriana@yahoo.es)}

## Resumen

*En el presente trabajo se realiza una comparación de los resultados proporcionados por una herramienta de segmentación de tumores retroperitoneales y los resultados proporcionados por herramientas comerciales usadas habitualmente en la práctica clínica. 4 volúmenes completos de TAC de diferentes pacientes con tumores retroperitoneales han sido usados para la comparación. Esta comparación se ha realizado haciendo uso de una base de datos de imágenes tumorales utilizada como verdad de referencia, que ha sido segmentada manualmente por un panel de expertos en consenso. Algunos parámetros como DICE, Jaccard, Sensibilidad han sido calculados y los resultados demuestran la validez y mejora de la herramienta propuesta sobre las herramientas de uso clínico habituales.*

## 1. Motivación

En planificación quirúrgica, la realidad virtual es una ayuda para los cirujanos durante la planificación quirúrgica y también durante las intervenciones. Las herramientas más habituales y populares consisten en visores que permiten, en esencia, visualizar modelos 3D y obtener algunas medidas simples, como por ejemplo distancias. Sin embargo, este tipo de herramientas no permite cambiar la geometría de los modelos 3D o simular cirujías. Algunos de los más populares son: AccuLite, AMIDE, Dicom2, Dicom3Tools, Dr Razz, eViewbox, ezDICOM, IDICON [1]. Existen, sin embargo, algunas herramientas software que permiten al usuario la simulación de procesos quirúrgicos y la selección de diferentes tejidos de interés para su posterior reconstrucción y visualización en 3D. Para poder ser ejecutadas son necesarias estaciones de trabajo radiológicas complejas y de gran potencia. Algunas de estas herramientas han sido aplicadas a casi todos los tipos de cirugías, como MIMICS [2] o AYRA [3]. AYRA es el nombre comercial de VirSSPA©, herramienta que ha sido aprobada para uso clínico rutinario y que tiene como objetivo la planificación de cirujías complejas reduciendo el tiempo requerido en salas de operaciones y ayudando por tanto, a evitar posibles complicaciones [4-5]. A día de hoy, ha sido usada en más de 1700 casos reales. La principal desventaja que comparten estas herramientas es que los algoritmos implementados dentro de ellas no son capaces de delimitar eficientemente tumores cuando estos están rodeados de tejido blando.

Este problema también es compartido por la mayoría de estaciones de planificación radiológica. Por tanto, en la práctica, la delimitación de tumores es realizada por los cirujanos o radiólogos de modo manual y corte a corte. Esto implica un tiempo muy elevado sólo dedicado a la delimitación de los tumores y por tanto, no usado en las tareas de planificación. Es por ello, que la disponibilidad de una herramienta de segmentación automática o semiautomática sería de gran ayuda reduciendo el tiempo de delimitación considerablemente y reduciendo además la variabilidad existente interusuario en la delimitación.

La mayoría de algoritmos disponibles en el estado del arte actual se enfocan en tumores de hígado, pulmón, próstata, nodos linfáticos o en el cerebro. En este trabajo, se presenta y compara un algoritmo específicamente diseñado para la segmentación de tumores retroperitoneales rodeados por tejido blando en volúmenes TAC.

Los tumores retroperitoneales aparecen en el espacio retroperitoneal, pero fuera de los órganos principales en este espacio. Estos tumores disponen de una gran libertad de movimiento y crecimiento, haciendo más difícil la detección de los mismos. En promedio, entre el 70 y el 80% de estos tumores son malignos [6]. A día de hoy no existen herramientas eficientes para la segmentación de este tipo de tumores, salvo la herramienta desarrollada por los autores del presente trabajo en [7]. En el trabajo realizado por C. Suárez y col. [7] se describe y compara un método de segmentación de este tipo de tumores con algunos algoritmos de segmentación representativos del estado del arte: umbralización, level sets basados en bordes [8], level sets basados en regiones [9] y un algoritmo de maximización de flujo con dos etiquetas [10]. Sin embargo, estos algoritmos no están implementados en soluciones comerciales de planificación quirúrgica y no son usados por cirujanos o radiólogos en la práctica clínica. Por tanto, en el trabajo actual se muestra la mejora de la herramienta propuesta sobre las herramientas comerciales usadas en la práctica clínica: en particular VirSSPA, y una herramienta comercial de planificación en radioterapia (Pinnacle).

## 2. Implementación

En este apartado se describen las 3 herramientas para la segmentación de tumores retroperitoneales que serán comparadas en la sección de resultados experimentales.

## 2.1. Algoritmo propuesto para la segmentación de tumores retroperitoneales

El algoritmo propuesto para la delineación de tumores retroperitoneales, descrito con detalle y validado en [7], incluye el cálculo de una distancia de gradiente acumulado que será usada para la creación de diferentes términos de energía. El algoritmo ha sido programado íntegramente en Matlab® (The MathWorks Inc., MA, USA).

Básicamente, el algoritmo consiste en tres etapas:

- 1) Aumento de contraste. En la primera etapa, el contraste entre el tumor y el fondo es resaltado. Para ello, se delimita el tumor en un corte del volumen TAC pero sólo de manera muy aproximada. Esta segmentación es usada para extraer el valor Hounsfield promedio dentro del tumor.
- 2) En la segunda etapa se calcula una distancia de gradiente acumulado sobre el volumen completo 3D. Este gradiente de volumen ( $GV$ ) se calcula en las tres dimensiones del espacio con el fin de detectar los cambios de contrastes y bordes existentes en la imagen. Una vez que  $GV$  es calculado, el siguiente paso es el cálculo de una imagen de distancia de gradiente acumulado ( $AGD$ ) a partir de la segmentación manual del tumor hacia el resto del volumen. Para este cálculo se hace uso de la función ligeramente modificada de Distancia Generalizada ( $FDG$ ) descrita en [11]. La imagen de distancia obtenida proporciona valores bajos dentro del área del tumor y valores altos fuera de él. Finalmente, esta imagen es umbralizada y binarizada y usada como máscara en la imagen con contraste aumentado obtenida en el paso anterior. Por tanto, la imagen resultante es denominada *Imagen umbralizada por distancia de Gradiente acumulado (TAGD)*. Esta imagen es usada como entrada en el algoritmo de segmentación de maximización de flujo.
- 3) Optimización por relajación convexa. En la tercera y última etapa, la segmentación de los tumores es realizada minimizando un término de energía. La técnica de relajación convexa es aplicada a todo el volumen 3D utilizando un modelo de maximización de flujo continuo [12]. La función a minimizar en este algoritmo se define del siguiente modo:

$$\min_{u_i(x) \in [0,1]} \sum_{i=1}^n \int_{\Omega} (u_{i-1}(x) - u_i(x)) \rho_i(x) dx + \int_{\Omega} C(x) |\nabla u_i(x)| dx \quad (1)$$

$$\text{Sujeta a } 1 = u_0(x) \geq u_1(x) \geq \dots u_{n-1}(x) \geq u_n(x) = 0$$

En esta ecuación  $x$  representa la posición del vóxel,  $u_i(x) \in [0,1]$  representa las etiquetas, que en lugar de utilizar valores binarios (como ocurre en una optimización no convexa), pueden tomar valores reales entre 0 y 1.  $\rho_i(x)$  es una función que toma valores bajos dentro de la región  $i$  y valores altos fuera de ella. En la herramienta considerada en este trabajo se han considerado cuatro etiquetas ( $n=4$ ) y las diferentes  $\rho_i(x)$  se han obtenido del siguiente modo:

$$\begin{aligned} \rho_1(x) &= |TAGD(x) - 0| \\ \rho_2(x) &= |TAGD(x) - \mu + \sigma| \\ \rho_3(x) &= |TAGD(x) - \mu| \\ \rho_4(x) &= |TAGD(x) - \mu - 4\sigma| \end{aligned} \quad (2)$$

$\mu$  representa el valor promedio de nivel de gris dentro del tumor en el corte segmentado y  $\sigma$  la desviación típica obtenida.

La función de penalización  $C(x)$  que aparece en la Eq. (1) se calcula como sigue:

$$C(x) = \frac{b}{1 + a \cdot |\nabla TAGD(x)|} \quad (3)$$

En Eq. (3) los parámetros  $a$  y  $b$  controlan la penalización y peso del gradiente para cada posición  $x$ . En los experimentos realizados los valores experimentales elegidos para  $a$  y  $b$  fueron 100 y 2 respectivamente.

Tras la minimización el tumor quedará concentrado en las etiquetas centrales 2 y 3, mientras que las etiquetas 1 y 4 corresponderán al fondo y a otros tejidos, respectivamente.

## 2.2. Herramienta de planificación quirúrgica

AYRA es una herramienta utilizada en la práctica clínica para planificación quirúrgica. La herramienta tiene mínimos requerimientos para su instalación (2GB RAM) y tiene implementados tres algoritmos de segmentación:

- 1) Umbralización. Para este algoritmo los médicos disponen de una barra de umbralización configurable que les permite seleccionar el rango de valores Hounsfield que quieren visualizar.
- 2) Crecimiento de regiones. Con este algoritmo los médicos pueden colocar diferentes semillas en diferentes localizaciones del volumen y, de acuerdo a un determinado criterio de inclusión, el tejido de interés es seleccionado.
- 3) Crecimiento de regiones adaptativo. El tercer algoritmo está basado en un algoritmo de crecimiento de regiones completamente descrito en [13].

## 2.3. Herramienta para planificación radiológica

Para la comparación con las herramientas de planificación de tratamiento radiológico, se utilizó Pinnacle 9.8 [14] (que es el programa usado en el Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla). Pinnacle permite calcular las dosis de radioterapia necesarias en diferentes casos tumorales. Pinnacle dispone de un algoritmo semiautomático basado en crecimiento de regiones con múltiples semillas que requiere la selección manual del contorno en tres cortes del tumor y un rango de niveles Hounsfield dentro del tumor.

## 3. Resultados Experimentales

Para poder realizar una comparación entre las tres herramientas descritas en el apartado anterior, un panel de expertos en la delimitación de tumores retroperitoneales segmentó manualmente y en consenso 4 casos completos

elegidos aleatoriamente de pacientes con tumores retroperitoneales en volúmenes TAC. El panel de expertos está formado por cuatro oncólogos expertos en el contorno de tumores retroperitoneales utilizando estaciones de planificación radioterápica y por dos expertos en el uso de herramientas de planificación de cirugía. El mismo panel de expertos segmentó en consenso los 4 casos haciendo uso de las tres herramientas descritas.

Los 4 casos fueron elegidos aleatoriamente y corresponden a diferentes pacientes masculinos con edades entre 16 y 43, siendo el promedio 28 años de edad. Para cada paciente se obtuvo su consentimiento informado. El equipo de adquisición fue un TAC helicoidal de Philips con una resolución de 512x512 píxeles por corte y 7 mm de grosor.

Para realizar la comparativa entre el algoritmo propuesto, los algoritmos implementados en VirSSPA y el algoritmo semiautomático en Pinnacle, se calcularon diferentes parámetros. Estos parámetros miden el grado de acuerdo entre los resultados obtenidos y las verdades de referencia en función de los verdaderos positivos (TP), verdaderos negativos (TN), falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN). Los parámetros obtenidos fueron los siguientes: Sensibilidad, Especificidad, Valor Predictivo Positivo, Dice y Jaccard [7]. Estos parámetros se muestran en la Tabla 1.

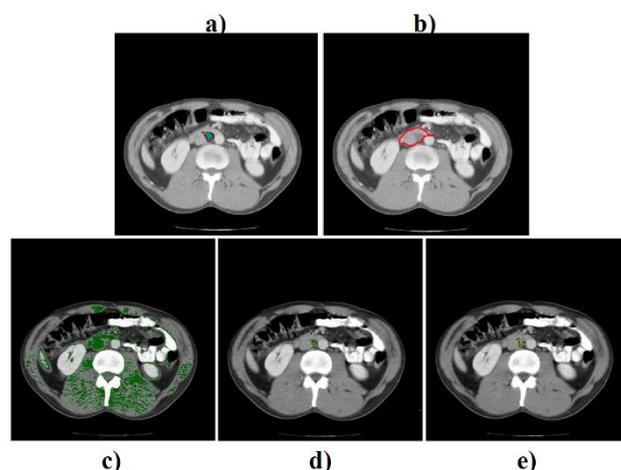
	Sensibilidad	Especificidad	PPV	Jaccard	Dice
Umbrales AYRA	0.39 ±0.24	0.96 ±0.01	0.09 ±0.10	0.08 ±0.09	0.15 ±0.15
Crecimiento de Regiones AYRA	0.27 ±0.13	0.97 ±0.01	0.09 ±0.08	0.07 ±0.06	0.13 ±0.11
Crecimiento de regiones adaptativo AYRA	0.35 ±0.19	1.46 ±0.01	0.13 ±0.13	0.10 ±0.10	0.18 ±0.17
Planificador Pinnacle	0.29 ±0.16	1.41 ±0.05	0.11 ±0.13	0.03 ±0.01	0.06 ±0.03
Algoritmo Propuesto	0.86 ±0.11	1.00 ±0.00	0.89 ±0.04	0.78 ±0.13	0.87 ±0.08

**Tabla 1.** Parámetros Sensibilidad, Especificidad, PPV, Jaccard y Dice para cuatro casos analizados.

Tal como se puede observar a partir de los valores descritos en la tabla, AYRA y Pinnacle fueron incapaces de segmentar los tumores correctamente. El principal problema de estos algoritmos es que los diferentes métodos son muy sensibles a la inicialización de los parámetros y a la elección de las semillas iniciales en los algoritmos de crecimiento. En todos los casos analizados, los algoritmos de AYRA y Pinnacle, o bien seleccionaban muy pocos píxeles o seleccionaban casi todas las estructuras presentes.

Puede observarse que el algoritmo propuesto basado en maximización de flujo con relajación convexa sí que proporciona muy buenos resultados. En particular, los parámetros sensibilidad, especificidad y DICE fueron del 86%, 100% y 0.87 respectivamente.

La Fig. 1 muestra el resultado de la segmentación proporcionado por cada uno de los algoritmos para un corte del volumen.



**Figura 1.** a) Resultado (en azul) proporcionado por el algoritmo propuesto. La verdad de referencia se representa con un contorno rojo. b) Algoritmo de crecimiento de regiones incluido en Pinnacle (contorno rojo). c) Resultado del algoritmo de umbralización incluido en AYRA (verde). d) Algoritmo de crecimiento de regiones en AYRA (verde). e) Algoritmo de crecimiento de regiones adaptativo (verde).

La Figura 2 muestra una reconstrucción 3D de uno de los casos proporcionados por el algoritmo propuesto. En amarillo se representa la verdad de referencia y en rojo se representa el resultado del algoritmo. Nótese cómo ambos colores solapan prácticamente en toda la región del tumor. La representación en 3D proporcionada por los otros algoritmos no se representa debido a los malos resultados obtenidos en el volumen.



**Figura 2.** Representación en 3D de uno de los casos segmentados por el algoritmo propuesto. En amarillo se representa la verdad de referencia. En rojo se representa el resultado del algoritmo.

Además de los anteriores parámetros se evaluó el tiempo computacional requerido para evaluar la segmentación. En la Tabla 2 se muestran los tiempos computacionales

requeridos por las 3 herramientas y por los oncólogos en la delimitación manual de los tumores. Como puede observarse, el algoritmo proporciona tiempos de segmentación mucho menores (91% menos) en comparación con la segmentación manual de los oncólogos, pasando de minutos/horas en la segmentación manual a segundos en la segmentación por la herramienta. Por ejemplo, un tumor que ocupe 20 cortes en un volumen TAC requeriría un tiempo de segmentación manual de 660 segundos aproximadamente (11 minutos aprox.), mientras que el algoritmo descrito necesitaría poco más de 1 minuto. El equipo utilizado para estos cálculos fue un PC Intel® Core™ i7-2670QM, CPU @ 2,20GHz, con 6GB de RAM.

Algoritmo propuesto	AYRA Umbral.	AYRA Crecim. Region	AYRA Crecim. Reg. Adap.	Pinnacle	Segm. Manual	
Tiempo promedio (segundos /corte)	4	12,5	50,2	90	12,4	33

**Tabla 2.** Tiempos computacionales obtenidos por cada uno de los algoritmos. Los resultados se representan en segundos por corte.

#### 4. Conclusiones

En este trabajo se ha realizado una comparación de una técnica de segmentación de tumores retroperitoneales basado en una técnica de optimización de relajación convexa continua con herramientas de delimitación de tumores usadas habitualmente en el ámbito clínico: AYRA y Pinnacle.

Los resultados obtenidos indican que la herramienta propuesta es válida para la segmentación de este tipo particular de tumores y los resultados son mucho mejores que los proporcionados por las 2 aplicaciones. En futuras implementaciones se abordará la posibilidad de incluir la herramienta descrita en tales plataformas para facilitar a cirujanos y radiólogos la mejor planificación en tratamientos de este tipo de tumores al proporcionar una delimitación más exacta, homogénea y rápida de los mismos.

La similitud de los valores Hounsfield de los tumores retroperitoneales con los valores Hounsfield de tejidos circundantes hace complicada la delineación de los mismos con las herramientas clínicas habituales.

El algoritmo, además de mejorar a las herramientas habituales requiere de tiempos de computación mucho menores, pasando de minutos/horas en la segmentación manual a segundos haciendo uso de la herramienta, lo que supone un ahorro computacional de un 91% aproximadamente.

#### Agradecimientos

El trabajo ha sido cofinanciado a través de los proyectos P11-TIC-7727 (Junta de Andalucía), PT13/0006/0036 (Fundaciones RETIC y ERDF)

#### Referencias

- [1] AccuLite, AMIDE, Dicom2, Dicom3Tools, eViewbox, ezDICOM, iRad, IrfanviewMicroDICOM, MyPACS, Osirix Viewer, Offis and XN View et <https://www.xrayscan.com/software-free-dicom-viewers/>. (Consultada: Septiembre 2016)
- [2] MIMICS, <http://biomedical.materialise.com/mimics>. (Consultada: Septiembre 2016)
- [3] AYRA, [http://www.ikiria.es/ayra\\_descripcion\\_eng.html](http://www.ikiria.es/ayra_descripcion_eng.html). (Consultada: Septiembre 2016)
- [4] Suárez C, Acha B, Serrano C, Parra C, Gómez T. VirSSPA- a virtual reality tool for surgical planning workflow, *International Journal Radiology of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol 4, sup 2, 2009, pp 133-9.
- [5] Gómez-Cía T, Gacto-Sánchez P, Sicilia D, Suárez C, Acha B, Serrano C, Parra C, De La Higuera J. The virtual reality tool VirSSPA in planning DIEP microsurgical breast reconstruction, *International Journal Radiology of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol 4, sup 4, 2009, pp 375-382. doi: 10.1007/s11548-009-0311-4.
- [6] Rajiah P, Sinha R, Cuevas C, Dubinsky TJ, Bush WH, Kolokythas O. *Imaging of Uncommon Retroperitoneal Masses. RadioGraphics*, vol 31, sup 4, 2011, pp 949-976. doi: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.314095132>.
- [7] Suárez-Mejías C, Pérez-Carrasco JA, Serrano C, López-Guerra JL, Parra-Calderón C, Gómez-Cía T, Acha B Three dimensional segmentation of retroperitoneal masses using continuous convex relaxation and accumulated gradient distance for radiotherapy planning, *Medical & Biological Eng & Computing (MBEC)*, DOI: 10.1007/s11517-016-1505-x.
- [8] Li C, Xu C, Gui C, Fox M D (2010) Distance Regularized Level Set Evolution and Its Application to Image Segmentation. *IEEE T Image Process*, vol 19, sup 12, pp 3243-3254.
- [9] Chan TF, Vese LA () Active contours without edges. *IEEE T Image Process*, vol 10, sup 2, 2001, pp 266-277.
- [10] Perez-Carrasco J, Suárez-Mejias C, Serrano C, López-Guerra J, Acha B. Segmentation of Retroperitoneal Tumors Using Fast Continuous Max-Flow Algorithm. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, vol 41, 2013, pp 360-363.
- [11] Vincent L. Minimal path algorithms for the robust detection of linear features in gray images, *ISSM*. 1998; , pp 331-338.
- [12] Yuan J, Bae E, Xue-Cheng T, Yuri B () A continuous max-flow approach to potts model, *ECCV 2010, Part VI, LNCS* vol 6316, 2010, pp 379-392.
- [13] Mendoza C, Acha Piñero B, Serrano Gotarredona M C, Gómez Cía P T. Fast parameter-free region growing segmentation with application to surgical planning. *Machine Vision and Applications*, vol 23, sup 1, 2012, pp 165-177. DOI: 10.1007/s00138-010-0274-z.
- [14] Página de Pinnacle 9.8. [http://www.healthcare.philips.com/main/products/ros/products/pinnacle3\\_98/](http://www.healthcare.philips.com/main/products/ros/products/pinnacle3_98/) (Consultada: Septiembre 2016)