



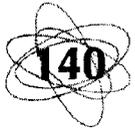
---

# CARACTERIZACIÓN DE LA MALIGNIDAD DE TUMORES DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL UTILIZANDO ANÁLISIS DE DIMENSIÓN DE CORRELACIÓN

---

*D. Pereira\*, C. Zambrano y  
M. Martín-Landrove*

*Departamento de Física y Centro de Resonancia Magnética, Facultad de Ciencias, Universidad Central de Venezuela, A.P. 47586, Caracas 1041-A, Venezuela y \*Departamento de Física Aplicada, Facultad de Ingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela*



## Resumen

En el presente trabajo se propone un método para la caracterización de las irregularidades presentes en los bordes de lesiones malignas del sistema nervioso central sobre imágenes axiales generadas mediante resonancia magnética por imágenes. A través del uso de técnicas de procesamiento digital de imágenes fue posible localizar, extraer y generar series temporales que puedan representar las lesiones. Estas series temporales fueron utilizadas utilizando el concepto de dimensión de correlación para producir un parámetro que tome diferentes valores dependiendo del tipo de lesión. Se demuestra que este tipo de análisis se comporta en una forma muy aceptable independientemente de los errores que se pueden generar por el hecho de que en la práctica las series temporales obtenidas están compuestas de un número reducido de puntos.

## Introducción

La detección y diagnóstico de lesiones potencialmente peligrosas en el cerebro es una tarea de suma importancia para el médico, la cual es dependiente de su experiencia y conocimiento, además de estar sujeta a la determinación de anomalías a través de características visuales que la

estructura presenta en la imagen. Algunos autores (1,2,3) establecen que una de las mayores características es la irregularidad que existe en el borde de las agrupaciones celulares que forman parte del tumor, detectables en cortes histológicos y en estructuras tumorales. En particular algunas lesiones malignas, por ejemplo astrocitoma,

exhiben un borde evidentemente más irregular que lesiones de tipo benigno, como por ejemplo, los quistes. Esa diferencia cualitativa puede ser observada en la figura 1. Dado que usualmente, este tipo de características se evalúan de una forma cualitativa, se hace necesario desarrollar un método capaz de dar una medida cuantitativa como medida de estas irregularidades en la búsqueda de un procedimiento que pueda dar un diagnóstico de malignidad.

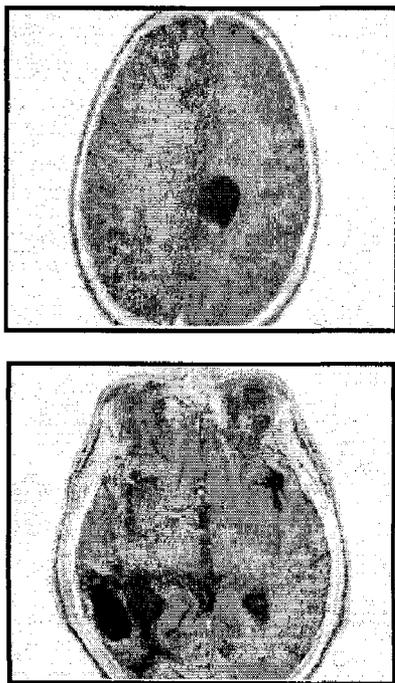


Figura 1. Imágenes de resonancia magnética, contrastadas por  $T_2$ . Arriba se muestra un quiste, mientras que abajo se tiene una lesión maligna, en este caso, un astrocitoma.

Desde este punto de vista el estudio de series temporales (4) puede proveer las herramientas necesarias para generar los procedimientos que se necesitan para tratar el estudio de las irregularidades en los bordes, a través del uso del concepto de dimensión (5) con la esperanza de generar parámetros que caracterizen y clasifiquen las estructuras bajo estudio. Para detectar las lesiones y generar las series temporales que caracterizan el borde empleamos técnicas de procesamiento digital de imágenes (6,7) aplicadas sobre cortes

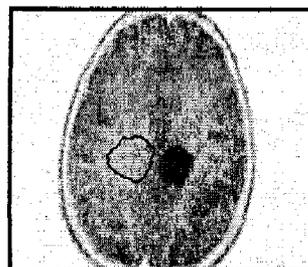
axiales de cerebro generados por resonancia magnética con contraste tanto  $T_1$  como en  $T_2$ . En las siguientes secciones se presenta la descripción general del método utilizado, seguida de una pequeña descripción del procedimiento que se utiliza para calcular los parámetros necesarios y más adelante los resultados obtenidos cuando el proceso es aplicado a los diferentes tipos de lesión bajo estudio. Finalmente, la discusión de los resultados y sus conclusiones se presentan.

### Descripción del método

Para generar las series temporales es necesario, primeramente detectar la lesión potencialmente maligna, para lo cual se utilizó el método del gradiente Laplaciano (6,7) para detectar el borde de la lesión, actuando directamente sobre la distribución de niveles de intensidad de gris de la imagen. Este operador está definido como:

$$G(x,y) = F(x+1,y) + F(x-1,y) + F(x,y+1) + F(x,y-1) - 4F(x,y) \quad (\text{Ec. 1})$$

donde  $F(x,y)$  es el valor de la intensidad del pixel localizado en la posición  $(x,y)$ . Este operador detecta la presencia de un borde cuando existe un cambio de intensidad, por lo tanto previo a la aplicación del operador debe modificarse el mapa original de niveles de gris con el fin de contrastar la lesión a ser estudiada. Una vez aplicado el operador Laplaciano se aplica un operador umbral con el fin de producir una imagen binaria solamente compuesta por el borde de la lesión. En la figura 2 se presentan los bordes detectados de esta forma.



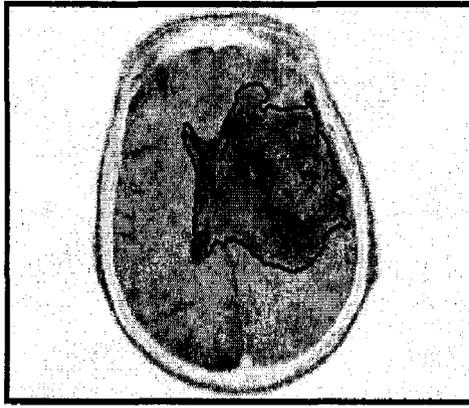


Figura 2. Bordes para diferentes tipos de lesiones. En el primero se representa un quiste, mientras que en el segundo un glioblastoma.

Para convertir el borde en una serie temporal aplicamos un procedimiento de codificación basado en el cálculo de la función de curvatura y el ángulo de la recta tangente en cada punto de dicho borde (7). Estos parámetros son definidos como:

$$z(s) = x(s) + iy(s) \quad \text{y} \quad \theta(s) = \tan^{-1} \left[ \frac{dy(s)/ds}{dx(s)/ds} \right] \quad (\text{Ec 2})$$

Lo cual se muestra esquemáticamente en la figura 3.

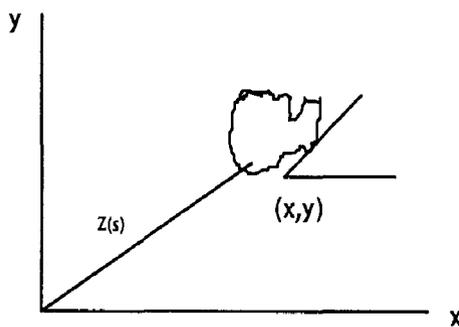


Figura 3. Codificación de la curvatura en el borde.

El procedimiento mostrado nos proporciona un conjunto de funciones unidimensionales representando la irregularidad del borde, a modo de series temporales. Esas funciones son:

$$Z(s) = Z(s,x) \quad Z(s) = Z(s,y) \quad \theta(s) = \theta(s,x) \quad \theta(s) = \theta(s,y)$$

A partir de este conjunto de funciones, se escogió trabajar con  $\theta(s,x)$  y estudiar su comportamiento utilizando análisis fractal, en particular determinando la dimensión de correlación (4), la cual se encuentra definida como:

$$D_c = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\ln C(\epsilon)}{\ln \epsilon} \quad \text{donde}$$

$$C(\epsilon) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \left\{ \text{Número de pares de puntos } (x_i, x_j) \text{ tales que } |x_i - x_j| < \epsilon \right\} \quad (\text{Ec.3})$$

Este parámetro fue calculado siguiendo el algoritmo desarrollado en (4) para las series temporales correspondientes a lesiones quísticas de carácter benigno y lesiones malignas, mayormente representadas por glioblastomas y astrocitomas. A modo de ejemplo, los resultados obtenidos para un quiste y un astrocitoma se muestran en la figura 4.

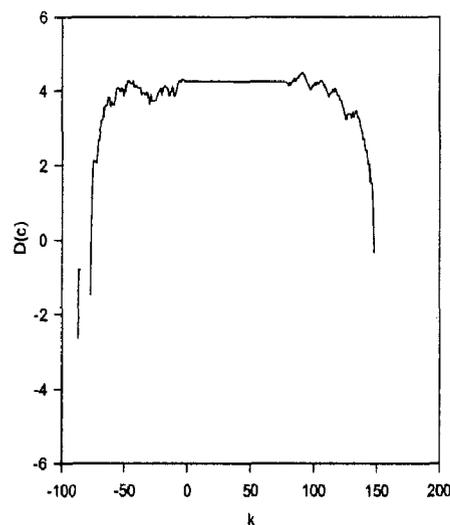
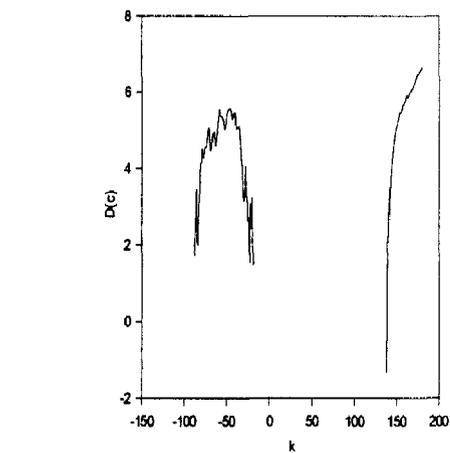


Figura 4. Diagramas de dimensión de correlación de series temporales para un quiste (arriba) y un astrocitoma (abajo).



## Discusión de los resultados

De los gráficos anteriores, que representan una buena muestra de la situación, se puede ver una clara diferencia en apariencia entre los casos de lesiones benigna (quiste) y maligna (astrocitoma). Las irregularidades presentes en las curvas para ambos tipos de lesiones pudieran deberse a la incertidumbre en la determinación de los bordes, como consecuencia de que este proceso es afectado por ruido y por la selección inapropiada del umbral que permite definir la lesión. La diferencia en el ancho de las gráficas es indicativa de la presencia de mayor irregularidad en los bordes de lesiones malignas comparadas con las benignas. La meseta que se obtiene en los casos de lesiones malignas (abajo, figura 4) es a veces muy extensa para ciertos tipos de lesiones. En la figura 5 se muestra el caso de una lesión de ocupación de espacio, de carácter maligno pero de diagnóstico incierto. Es evidente del análisis de esta figura que el comportamiento de la gráfica de dimensión de correlación es más hacia su definición como una lesión maligna que benigna (arriba, figura 4). Otro factor que crea diferencias en las curvas para lesiones malignas es determinado por el diferente grado de malignidad que presenta la lesión, variando el nivel de irregularidad de su contorno. En todos los casos analizados en este estudio, alrededor de 40 imágenes correspondientes a lesiones tanto benignas como malignas, el resultado fue siempre como el mostrado en la figura 4. En consecuencia este método puede resultar de relativa confianza para ayudar al médico en el diagnóstico de ciertas patologías, particularmente en aquellos casos de difícil diagnóstico. Se hace necesario, sin embargo, refinar la metodología para una mejor determinación de los contornos y series temporales con un mayor número de puntos.

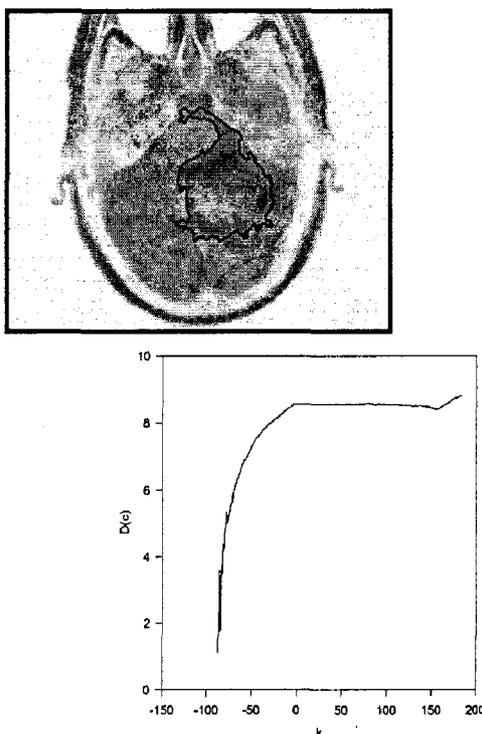


Figura 5. Lesión masiva. Lesión de ocupación de espacio (LOE). Arriba el contorno de la lesión y abajo su correspondiente diagrama de dimensión de correlación.

## Conclusiones

Se demostró la aplicabilidad de la dimensión de correlación como parámetro para caracterizar las irregularidades en los bordes de lesiones, permitiendo contrastar adecuadamente entre lesiones malignas y benignas. Este enfoque es potencialmente aplicable en la determinación de potencial malignidad en tumores de diagnóstico impreciso y puede proveer una parametrización que permita establecer un posterior esquema de clasificación. Aunque la metodología aquí presentada está basada en el proceso de gradiente Laplaciano para determinar los bordes de las lesiones, puede ser extendido a utilizar algún otro procedimiento para determinar bordes conjuntamente con algoritmos de reducción de ruido y cerrado del contorno. Asimismo, es también posible generar nuevos procedimientos que permitan, en la misma filosofía que en este trabajo, producir series temporales susceptibles de ser caracterizadas y parametrizadas, permitiendo la clasificación de diferentes patologías.

## Agradecimientos

Dr. Salvador Itriago y al Ing. Pedro F. Itriago, del Instituto de Resonancia Magnética (Caracas, Venezuela) por su ayuda en la generación, captura y clasificación de las imágenes.

Al Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la Universidad Central de Venezuela (CDCH- UCV) por el financiamiento recibido para la realización de este trabajo.

## Bibliografía

1. Bauer W. Mackenzie C. *Cancer Detection Via Determination of Fractal Cell Dimension*, Michigan State University, National Superconducting Cyclotron Laboratory, 1995 (preprints).
2. Fortin C. Kumaresan R. Ohley W. Hofer S. *Fractal Dimension in the Analysis of Medical Images*, IEEE Engineering in Medicine and Biology, June, 1992.
3. Fortin C. Ohley W. Gewirtz H. *The use of Fractal Dimension in MR Image Segmentation. A Variance Technique*, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 12, 1990.
4. Parker T. Chua L. *Practical Numerical Algorithms for Chaotic Systems*, Springer - Verlag, 1989.
5. Feder J. *Fractals*. Plenum Press, 1989.
6. Pratt W. *Digital Image Processing*. John Wiley & Sons, 1980.
7. Jain A. *Fundamentals of Digital Image Processing* Prentice Hall International, 1989.