

# CUANTIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE ANISOTROPÍA FRACCIONAL Y COEFICIENTE APARENTE DE DIFUSIÓN EN LOS TRACTOS ASOCIADOS AL MODELO CLÁSICO DEL LENGUAJE UTILIZANDO IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

Fernando Villanueva Junes<sup>a</sup>, Pilar Dies Suarez<sup>b</sup>, Eduardo Barragan Perez<sup>b</sup>, Silvia Hidalgo Tobon <sup>a,b</sup>,

<sup>a</sup>Departamento de Física Universidad Autonoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, Ciudad de México,

[fernando\\_8808@hotmail.com](mailto:fernando_8808@hotmail.com), [shidbon42@gmail.com](mailto:shidbon42@gmail.com)

<sup>b</sup>Departamento de Imagenología Hospital Infantil de México Federico Gomez

## RESUMEN

Hoy en día, mediante las imágenes por difusión ponderada y el tensor de difusión es posible obtener dos parámetros útiles clínicamente: el Coeficiente Aparente de Difusión (Apparent Diffusion Coefficient ADC) y la Anisotropía Fraccional (Fractional Anisotropy FA). El primero cuantifica la difusión efectiva, mientras que el segundo la direccionalidad que siguen las moléculas de agua en el cuerpo humano. Debido a distintos factores la difusión se ve afectada, por ejemplo, modificaciones en la relación núcleo-citoplasma o cambios en el espacio intersticial, provoca cambios en la densidad celular y por lo tanto en su viscosidad. Ciertas variaciones en dichos parámetros son indicativos de la presencia de alguna patología. Por esta razón basados en el modelo clásico del lenguaje, se segmentaron las zonas correspondientes para caracterizar los tractos que se encuentran en ellas.

**Palabras clave:** Difusión, Resonancia Magnética, Neurología

## ABSTRAC

Today, through the images by weighted diffusion and the diffusion tensor is possible to obtain two clinically useful parameters: apparent diffusion coefficient adc and the fractional anisotropy fa. the first quantifies the effective diffusion, while the second the directionality that the extracellular water molecules follow in the human body. due to different physiological factors, diffusion is affected, for example, changes in the nucleus-cytoplasm ratio or changes in the interstitial space causing changes in cell density and, therefore, in its viscosity. in addition, certain variations in these parameters may be indicative of the presence of any pathology. for this reason, based on the classical model of language, the corresponding zones were segmented to characterize the tracts that are in them.

**Key words:** Diffusion, Magnetic Resonance Imaging, Neurology

## 1. INTRODUCCIÓN

El lenguaje es un sistema complejo que requiere de una gran habilidad para manipularlo, incluso los animales no cuentan con un mecanismo paralelo al del ser humano. Esto no significa que no cuenten con mecanismos de comunicación, sin embargo, una característica principal de nuestro sistema es que, a partir de un conjunto finito de sonidos, mediante distintas combinaciones, es posible crear un gran número de palabras con un significado en ocasiones preciso y en otro vago, sin embargo, a pesar de lo general que pueda ser esto, nos permite transmitir ideas, sentimientos o necesidades. Es posible afirmar, que, gracias a éste, se ha llegado a evolucionar como civilización, teniendo la capacidad de desarrollar sistemas de comunicación más precisos como el lenguaje matemático. Hoy en día los ordenadores con su gran capacidad de procesamiento no logran manipular el lenguaje con la soltura que el ser humano lo hace. Uno de los grandes problemas con los que aún no sabe lidiar una computadora, es la diferencia sutil que se manifiesta en los sonidos que generan palabras distintas y dan lugar a distintos significados. No solo eso, además cada región del mundo cuenta con su conjunto de combinaciones de sonidos que forma su gama de palabras propias y les permiten interactuar localmente como civilización, por ejemplo: la estructura gramatical del mandarín es distinta a las del inglés o el español y sin embargo existen equivalencias que permiten a los nativos de la lengua inglesa o española, aprender el mandarín y viceversa.

## 2. TEORÍA

La difusión es el proceso mediante el cual la materia se transporta de un lugar a otro como resultado del movimiento aleatorio molecular, en general este proceso esta descrito por las leyes de Fick, que relacionan la densidad de flujo de las moléculas con la diferencia de concentración de dos medios separados por una membrana, el coeficiente de difusión de ambos medios y la permeabilidad de la membrana.

Las imágenes por difusión en resonancia magnética proveen dos parámetros que son interpretables clínicamente el coeficiente aparente de difusión (ADC por sus siglas en ingles Apparent Diffusion Coefficient) y la anisotropía fraccional (FA, Fractional Anisotropy). El primer parámetro se desprende las imágenes por difusión ponderada, que parte de imágenes sin procesar, donde la señal proviene de sensibilizar la difusión mediante la aplicación de pulsos gradientes de campo magnético. El grado de sensibilización esta definido por el valor que se le da al parámetro “b”. De este modo es posible mapear la difusión de agua dando dos valores distintos de “b” y utilizando la siguiente ecuación <sup>[3]</sup>:

$$ADC = \frac{\ln \left[ \frac{S_0}{S_1} \right]}{(b_1 - b_0)} \quad (1)$$

donde  $S_0$  y  $S_1$  corresponden a la intensidad de las señales obtenidas con los respectivos valores de b. La ecuación (1) es exacta cuando la difusión de la sustancia es libre, y sabemos que esta sigue una distribución Gaussiana y por supuesto que esto no será cierto cuando nos enfrentamos a tejidos, sin embargo es posible usarla siempre y cuando

reemplacemos el coeficiente de difusión  $\langle D \rangle$  por el valor ADC, el cual es útil para salvaguardar las desviaciones. El propósito del coeficiente aparente de difusión es nivelar de alguna manera los procesos aún desconocidos que ocurren a escalas pequeñas del orden de micrometros. Por otra parte, el tensor de difusión es de algún modo el equivalente a un coeficiente aparente de difusión tridimensional y es posible derivar de este el otro parámetro útil: la anisotropía fraccional, pues éste de alguna forma nos indica el grado de madurez en el cerebro de niños o en estudios de trastornos como la dislexia.

La anisotropía fraccional es una cantidad escalar, que puede tomar valores entre cero y uno y mide el grado de anisotropía en el proceso de difusión, si el valor es cero, se dice que la difusión es completamente isotrópica, mientras que si el valor es uno, nos indica que el proceso de difusión está restringido a lo largo de una dirección, las imágenes por difusión se utilizan para interpretar la densidad de las fibras, el diámetro axonal y el grado de mielinización en la materia blanca.

Para obtenerla se utilizan los valores propios del tensor  $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$  de difusión y mediante la siguiente relación.

$$FA = \frac{\sqrt{3} \sqrt{(\lambda_1 - \hat{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \hat{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \hat{\lambda})^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}} \quad (2)$$

donde  $\hat{\lambda} = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)}{3}$  [4]

Estas técnicas avanzadas en la obtención de imagen, y el modelo clásico del lenguaje, que propone dos áreas en particular involucradas en dicha tarea, “Broca” y “Wernicke” la primera asociada con la producción y la segunda con la comprensión, conectadas por un cumulo de fibras que recibe el nombre de Fascículo Arqueado, cuya obstrucción generaría un patología conocida como afasia, en la cual el paciente no tendría la capacidad de poder reproducir o repetir lo que escucha, en conjunto pueden ser de utilidad para comenzar a desentrañar los misterios del complejo mecanismo que conforma el lenguaje.

### 3. PARTE EXPERIMENTAL

#### 3.1. Metodología

Las imágenes se tomaron en un escáner Philips-Intera Achieva de 1.5T, con un sistema de gradiente NOVA. Longitud del tren de eco 63.90, ángulo de giro de 90 grados, matriz de adquisición 124x124, 15 direcciones de gradientes no colineales, con supresión de grasa, espacio entre corte de 2 mm, antena RF de 8 canales con tecnología SENSE.

El software MedInria se utilizó para caracterizar los tractos obtenidos de las imágenes de MRI, la anisotropía fraccional (FA) generalizada y los coeficientes aparentes de difusión generalizados (ADC). Un filtro espacial k RIESZ, factor de reducción en el plano paralelo 2.200, sin difusión direccional, técnica de adquisición paralela, valor B de la difusión 800,

orientación del gradiente de difusión 0.28863, velocidad de codificación no direccional, número de trayectorias en el espacio k: 1, espacio k completamente cubierto, sin corrección de la frecuencia, factor de reducción paralelo fuera del plano 1, factor de reducción paralelo en el plano secundario 1, pasos en la codificación de la frecuencia de adquisición del MR 124.

La muestra corresponde a 34 pacientes entre 4 y 14 años.

### 3.2.RESULTADOS

Los tractos característicos que se obtuvieron una vez realizadas las segmentaciones en base al modelo clásico del lenguaje en ambos hemisferios corresponden a las figuras 1 para el hemisferio izquierdo y a la figura 2 para el hemisferio derecho.

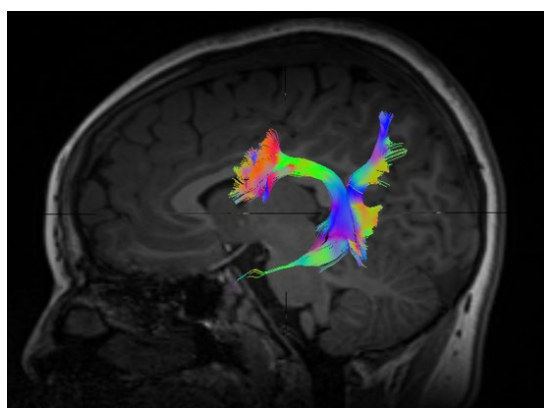


Figura 1: Tractos correspondientes al hemisferio izquierdo

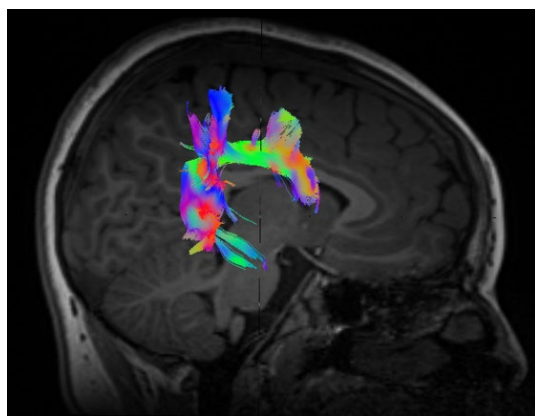


Figura 2: Tractos correspondientes al hemisferio derecho

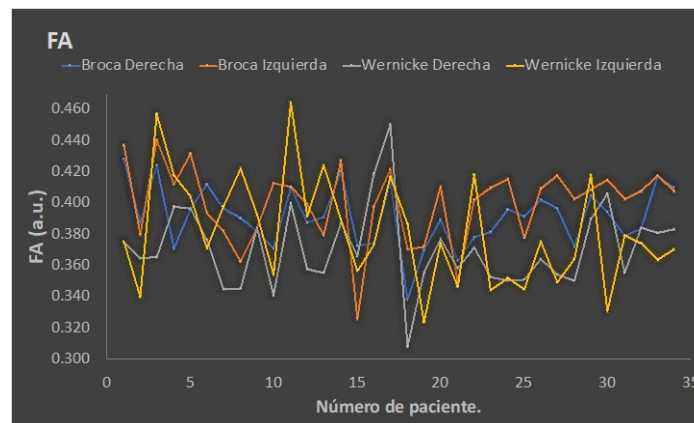
Del cumulo de fibras como los que se ven en las imágenes, obtuvimos los valores generalizados de FA y ADC en las cuatro áreas, para los 34 pacientes. Con este conjunto de datos calculamos el coeficiente de correlación de Pearson entre las distintas zonas tanto para la FA como para el ADC, mismos que se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Coeficientes de correlación

Zona 1	Zona 2	Coefficiente de correlación
Broca Derecha ADC	Broca Izquierda ADC	0.605
Broca Derecha ADC	Wernicke Derecha ADC	0.715
Broca Derecha ADC	Wernicke Izquierda ADC	0.656
Broca Derecha FA	Broca Izquierda FA	0.606
Broca Izquierda ADC	Wernicke Izquierda ADC	0.841
Wernicke Derecha ADC	Wernicke Izquierda ADC	0.599

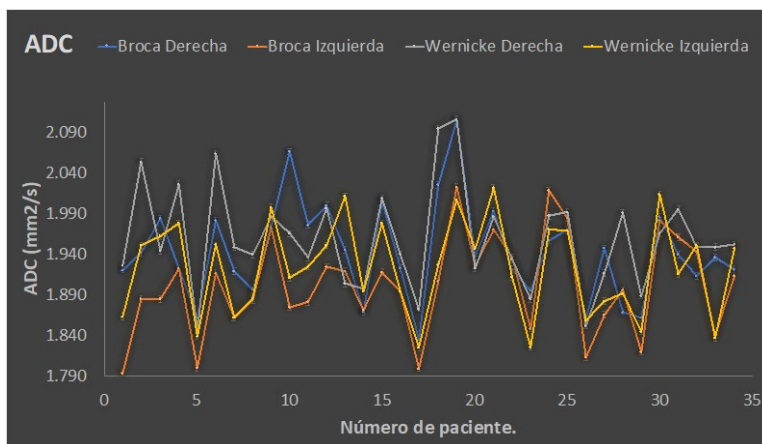
De la tabla 1, podemos inferir primero que nuestras segmentaciones son correctas, puesto que el coeficiente más cercano a la unidad, es decir el más significativo, corresponde al coeficiente de difusión aparente para las zonas en el hemisferio izquierdo, recordando que el modelo clásico propone justamente una interconexión mediante el fascículo arqueado de dichas zonas, se esperaba que dicho cumulo apareciera en las segmentaciones, además justo por debajo de éste se encuentra el que correspondería a su contraparte en el hemisferio izquierdo, que, considerando una posible lateralización derecha de los infantes, no parece descabellado considerar dicha zona. En lo que respecta al resto de las zonas la correlación es significativa lo que lleva a pensar que de algún modo las cuatro zonas pueden funcionar como un conjunto.

Se grafico además los valores que se obtuvieron tanto para el ADC como para el FA en los treinta y cuatro pacientes, tratando de caracterizar un intervalo puesto que son pacientes sanos, el gráfico 1, corresponde a la anisotropía fraccional, mientras que el grafico 2 al coeficiente aparente de difusión.



Gráfica 1: Valores de FA en la muestra de pacientes

Los valores de FA para la zona de Broca Derecha están en el intervalo que va aproximadamente de  $[0.34, 0.43]$ , para Broca Izquierda  $[0.325, 0.44]$ , para Wernicke Derecha  $[0.31, 0.45]$  y finalmente para Wernicke Izquierda  $[0.321, 0.465]$ .



Gráfica 2: Valores de ADC en la muestra de pacientes

Los valores de ADC para la zona de Broca Derecha están en el intervalo que va aproximadamente de [1.84, 2.1], para Broca Izquierda [1.79,2.035], para Wernicke Derecha [1.84,2.1] y finalmente para Wernicke Izquierda [1.82,2.0].

#### 4. CONCLUSIONES

La producción del habla se desarrolla simultáneamente con su percepción <sup>[8]</sup>, además los patrones del habla y motores adquiridos en las primeras semanas persisten para toda la vida y por ello son de suma importancia. Los infantes organizan los sonidos del habla en categorías, basadas en las unidades fonéticas más frecuentes de su idioma. Los intervalos que obtuvimos en cada zona se pueden tomar como valores estándar ya que han sido cuantificados en pacientes sanos, esto sería de suma utilidad en el estudio de desordenes presentes en el desarrollo del lenguaje, ya que permitiría hacer diagnósticos tempranos.

Agradecemos a los técnicos Porfirio Ibáñez y Manuel Obregón por su colaboración en este trabajo.

#### 5. REFERENCIAS

- [1] P Mukherjee, J.I., Bermann, S. W. Chung, C.P. Hess, R.G., Henry, “Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings”, A.J.N. 29(4), 2008.
- [2] R. Bitar, G. Leung, R. Perng, S. Tadros, A. R. Moody, J. Sarrazin, C. McGregor, M. Christakis, S. Symons, A. Nelson, and T. P. Roberts, “MR Pulse Sequences: What Every Radiologist Wants to Know but Is Afraid to Ask,” *RadioGraphics*, vol. 26, no. 2, pp. 513–537, 2006..
- [3] Denis Le Bihan, “Apparent Diffusion Coefficient and Beyond: What Diffusion MR Imaging Can Tell Us about Tissue Structure”, *Radiology*, Volume 268, Number 2, 2013
- [4] Pierre Fillard,, Jean-Christophe Souplet, Nicolas Toussaint, *Medical Image Navigation and Research Tool* by INRIA, 2009.

- [5] Masazumi Fujii, Satoshi Maesawa, Sumio Ishiai, Kenichiro Iwami, Miyako Futamura and Kiyoshi Saito, “Neural Basis of Language: An overview of An Evolving model” *Neurologia medico-chirurgica Advance*, Abril 16, 2016
- [6] Cathy J. Price, “The anatomy of language: a review of 100 fMRI studies published in 2009”, *ANNALS OF THE NEW YORK ACADEMY OF SCIENCES*, 2010.
- [7] M. F. Glasser and J. K. Rilling, “DTI tractography of the human brain’s language pathways,” *Cereb. Cortex*, vol. 18, no. 11, pp. 2471–2482, 2008.
- [8] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessell, Steven A. Siegelbaum, A. J. Hudspeth, [*Principles of Neural Science*], Mc Graw Hill, 2013.