

# Utilidad de la RM-difusión, tensor de difusión (DTI) y la tractografía en la valoración de la patología medular. Bases físicas y aplicaciones clínicas.

**Tipo:** Presentación Electrónica Educativa

**Autores:** Teodoro Martín Noguerol, Sara Canovas Delgado, Jose Pablo Martínez Barbero, Maria Eugenia Aumente Rubio, Mariano Jose Parada Balquez

## Objetivos Docentes

Revisar las bases físicas de la secuencia de difusión y del tensor de difusión (DTI) así como los ajustes técnicos necesarios para su aplicación en el cordón medular

Mostrar las principales aplicaciones clínicas para la valoración de la patología del cordón medular a través de distintos escenarios clínicos.

## Revisión del tema

### 1.- Introducción

Las secuencias potenciadas en difusión (DWI) son capaces de detectar el movimiento de las moléculas de agua en un medio biológico. Dichas moléculas experimentan, en condiciones normales un desplazamiento a lo largo del espacio transcurrido un determinado periodo de tiempo. Por lo tanto, dichas secuencias no sólo permiten valorar cualitativamente dicho grado de movimiento sino también cuantificarlo aportando de esta forma información anatómica y funcional de los tejidos normales y patológicos.

Las secuencias DWI y los estudios de tensor de difusión (DTI) han sido ampliamente utilizados y validados para el estudio de numerosas entidades a nivel de sistema nervioso central (SNC) como son la patología isquémica, infecciosa o tumoral. De hecho, en este último campo, el DTI ha demostrado una gran utilidad para la valoración de los tractos de sustancia blanca y su relación con las lesiones tumorales.

Sin embargo, la aplicación de secuencias de difusión y DTI para el estudio de la médula espinal no ha seguido una progresión paralela a la del SNC debido especialmente a consideraciones técnicas y anatómicas entre las que se encuentran el pequeño tamaño del cordón medular y la escasa resolución espacial de la secuencia DWI. Además, debido a su localización anatómica, en el interior del canal raquídeo, existen numerosos artefactos por inhomogeneidad del campo magnético secundarios a la presencia de múltiples interfases entre el agua, la grasa y el hueso. La existencia de movimientos

involuntarios debidos a la respiración, deglución, ciclo cardiaco o pulsatilidad del líquido cefalorraquídeo también dificulta la implementación técnica de la DWI en la médula espinal así como la evaluación de las imágenes obtenidas (1).

## 2.- Bases físicas y adquisición de la secuencia clásica de DWI y DTI

La secuencia clásica DWI se basa en la aplicación de 2 gradientes de difusión idénticos en magnitud y duración sobre una secuencia spin-eco (SE) ([FIGURA 1](#)). De esta forma, el primer gradiente defasará las moléculas de un determinado tejido y, transcurrido un determinado periodo de tiempo, el segundo gradiente refasará dichas moléculas en la misma proporción que fueron defasadas (ya que se aplica con la misma magnitud que el primero como hemos referido).

Aquellas moléculas que se mantengan estacionarias, es decir, que no experimenten un movimiento significativo transcurrido dicho periodo de tiempo, tras el segundo gradiente recuperarán por completo su estado inicial energético lo cual se traducirá en una alta intensidad de señal en la secuencia de difusión. Por otra parte, las moléculas que experimenten un determinado grado de movimiento en el tiempo transcurrido entre ambos gradientes perderán su posición y no se podrán refasar por completo con lo cual su estado energético será menor y tendrá lugar una atenuación de su intensidad de señal de manera proporcional al grado de movimiento.

No obstante, y como hemos comentado anteriormente debido a las consideraciones anatómicas referidas existentes en el canal raquídeo, el diseño de la secuencia clásica de DWI ha de verse modificado para obtener una adecuada SNR (2).

Una de las secuencias más utilizadas es la single-shot-EPI en las que una sección completa de médula es adquirida en un solo tiempo de repetición, de esta forma, todo el espacio K es rellenado tras un solo pulso de radiofrecuencia. Dicha secuencia presenta tiempos de adquisición bastante aceptables aunque sigue siendo propensa a sufrir distorsión de la imagen, especialmente cuando se adquiere el estudio en el plano sagital (3) ([FIGURA 2](#)).

Las secuencias multi-shot-EPI adquieren múltiples sets de imágenes que son reconstruidos posteriormente para rellenar el espacio K bien en la dirección de fase (interleaved EPI) o en la dirección de lectura (read out EPI). Esta última técnica permite obtener el espacio K de una manera más rápida evitando los artefactos causados por el acumulo de errores durante la fase de lectura siendo menos sensible a los movimientos (4) ([FIGURA 3](#)).

Una aproximación intermedia es el uso de adquisiciones SS-EPI con imagen paralela (SENSE, GRAPPA...) que ayudan a disminuir el tiempo de exploración y los artefactos por susceptibilidad. Dicho tiempo de exploración también se verá reducido si se usan imanes de alto campo (3T) aunque hay que recordar que en dichos imanes, la existencia de un mayor campo magnético suele asociar mayores artefactos (5).

En el caso de la médula espinal, en condiciones fisiológicas existe una hiperintensidad generalizada del cordón medular cuando utilizamos los valores b más altos. Dicha hiperintensidad es el reflejo del alto grado de restricción de la difusión que presenta el agua en el plano axial debido a la presencia de múltiples barreras fisiológicas principalmente representadas por las vainas de mielina de los tractos de sustancia blanca (cortico-espinal, fascículos laterales...). La aplicación de gradientes de difusión de manera perpendicular a la trayectoria del cordón medular, que es la forma habitual de adquirir la secuencia de DWI, hace que seamos capaces de visualizarla como una estructura hiperintensa en DWI ya que, como hemos comentado, es en esa dirección, en la perpendicular, en la que se encuentra restringido el movimiento del agua ([FIGURA 4](#)).

En función del tipo de movimiento del agua en la médula se puede considerar la difusión como isotrópica o anisotrópica ([FIGURA 5-video](#)). La difusión isotrópica es aquella en la que el movimiento del agua ocurre con igual probabilidad en todas las direcciones del espacio, esté o no restringido. Este tipo de difusión puede ser evaluado y estudiado mediante las secuencias DWI convencionales para las que no existe una codificación dominante del movimiento. La patología isquémica, tumoral, infecciosa o incluso los cambios necróticos o malácicos secundarios a dichas entidades presentan una difusión isotrópica.

La difusión anisotrópica es aquella en la que existe una dirección dominante de movimiento del agua en un determinado tejido, normalmente condicionado por la existencia de barreras fisiológicas. Este es el caso del movimiento del agua dentro de los axones y entre las vainas de mielina de la sustancia blanca, en las cuales la dirección dominante de movimiento tendrá lugar a lo largo del eje mayor del axón, mientras que en el resto de direcciones dicha libertad de movimiento se verá limitada. Para el estudio de la difusión anisotrópica se ha desarrollado, como una optimización técnica de la secuencia de DWI, el DTI tanto en 1.5 T como en 3 T ([FIGURA 6](#)).

El tensor de difusión (DTI) se basa en la aplicación de gradientes de difusión en múltiples direcciones del espacio (al menos 6). De esta forma nos permite valorar la movilidad de las moléculas del agua en cada dirección y detectar si existe o no dirección dominante de la difusión. Desde el punto de vista matemático se genera una matriz 3 x 3 en la que diagonalizará la dirección dominante en cada plano del espacio representada por un vector (eigenvector) que tendrá una determinada magnitud (eigenvalue) ([FIGURA 7-video](#)).

Uno de los valores añadidos del DTI, junto con la obtención de parámetros cuantificables que permiten una valoración más precisa de la sustancia blanca principalmente, es la realización de estudios de tractografía. La tractografía se basa en la representación tridimensional de haces de sustancia blanca a través de la determinación de la dirección dominante de movimiento del agua en cada vóxel. Existen dos modelos principales para su realización, el probabilístico y el determinístico, según el cual, el tracto en cuestión tendrá que reunir unos determinados criterios de valor mínimo de fracción de anisotropía (FA) y ángulo o longitud de sus fibras (6).

En función de la selección por ejemplo, de los valores umbrales de FA, se obtendrá una representación distinta del cordón medular por lo que hay que ser meticuloso en su selección a falta de un mayor número de publicaciones y estudios que nos lleven a una estandarización del proceso de reconstrucción. Esto cobra una mayor importancia cuando existe patología medular ya que la presencia de lesiones o artefactos puede condicionar valores muy bajos de FA que provocarán una interrupción completa de la reconstrucción tractográfica del cordón medular o la aparición de trayectos aberrantes con respecto a la localización esperable de dicho cordón medular en función de las secuencias morfológicas ([FIGURA 8](#)). En el caso del cordón medular, en más ocasiones de las deseadas, la realización de estudios de DTI y por ende, de tractografía es incapaz de tener la resolución deseada para diferenciar entre la sustancia gris y la sustancia blanca del cordón medular e incluso entre los distintos haces de sustancia blanca existentes (cordones posteriores, laterales...). Esto implica que en la práctica clínica diaria, y también en la literatura científica, se cometa el error de considerar toda la sección axial de la médula espinal como sustancia blanca, lo cual es una potencial fuente de sobreestimación o infraestimación de valores derivados como la FA o difusividad media.

Pese a estos inconvenientes, la obtención de estudios de tractografía en el cordón medular puede ser de gran utilidad a la hora de valorar la relación de las lesiones con los tractos de sustancia blanca y de esta forma determinar si las lesiones condicionan desplazamiento, disrupción o interrupción de las fibras, datos que pueden ayudar tanto para reducir el diagnóstico diferencial de lesiones que en determinadas ocasiones presentan semiología parecida, como para orientar posibles procedimientos quirúrgicos sobre la médula (7).

La aplicación de estudios de DTI para la valoración del cordón medular nos permite detectar anomalías en la médula aparentemente normal en pacientes con patología compresiva, desmielinizante o incluso tumoral, logrando detectar alteraciones funcionales antes de que aparezcan cambios en la intensidad de señal en las secuencias T2 (8) ([FIGURA 9](#)).

Como hemos comentado, una de las principales ventajas, y en nuestra opinión uno de los puntos a explotar en la aplicación de secuencias DWI y DTI es la obtención de múltiples parámetros derivados de las mismas.

Dichos parámetros reflejan de manera cuantitativa las características de las moléculas de agua cuando son sometidas a secuencias de difusión y nos permiten conocer los distintos procesos fisiopatológicos de manera más exacta. Cada parámetro es capaz de reflejar una propiedad del tejido y tiene una

significación biológica determinada por lo que podrá ser usado para obtener una mayor precisión diagnóstica en nuestra práctica radiológica diaria.

En nuestra opinión, el objetivo final de la adquisición de estos parámetros es la de poder catalogarlos como biomarcadores de salud o enfermedad. Es decir como datos capaces de reflejar una característica de un tejido de manera cuantitativa y que indiquen un proceso fisiológico o patológico subyacente.

Dichos parámetros son el resultado de procesar la modulación de la intensidad de señal que ocurre al aplicar los gradientes de difusión por lo que es necesario que exista la mayor homogeneidad posible en dicho proceso de adquisición con el fin de evitar una excesiva variabilidad. De ahí la importancia de estandarizar el protocolo no sólo de adquisición sino también de análisis y post-proceso de la secuencia de difusión. Sólo así se obtendrá una mayor reproducibilidad y aplicabilidad de los datos obtenidos.

Por último, hay que recordar que para que puedan ser considerados como biomarcadores, dichos parámetros han de tener una determinada relevancia clínica. No sirve de nada determinar un biomarcador que no tenga un impacto directo sobre nuestras decisiones diagnósticas o terapéuticas por muy robusto o reproducible que sea.

### **Parámetros derivados de DWI**

El coeficiente de difusión aparente (ADC) es el parámetro más usado y globalmente extendido derivado de la adquisición de la secuencia DWI. El ADC es capaz de estimar el grado de restricción del movimiento del agua en un determinado tejido. Dichos valores de ADC se verán disminuidos en aquellas situaciones en las que disminuya el espacio extracelular por aumento del número o tamaño de las células (incremento del agua intracelular).

Para calcular el ADC es necesario como mínimo la participación de 2 valores b, normalmente el 0 y el valor b más alto (1000-1500 s/mm<sup>2</sup> en SNC) por lo que es dependiente de dichos valores, circunstancia fuente de variabilidad que puede inducir a error a la hora de interpretar distintas publicaciones. Siempre se ha de procurar seleccionar los mismos valores para su cálculo.

El ADC nos permite corregir la influencia del efecto T2 sobre la difusión ayudándonos a confirmar si realmente, la hiperintensidad de un determinado tejido en los valores b más altos se debe a verdadera restricción de la difusión (en cuyo caso los valores ADC serán bajos) o por el contrario nos encontramos ante un efecto de brillo-T2 (que asociará altos valores de ADC).

El ADC puede ser utilizado como biomarcador tisular con una principal ventaja sobre todos los demás parámetros que iremos describiendo, su amplia disponibilidad, lo cual no lo exime de una necesidad de estandarizar sus valores.

### **Parámetros derivados de DTI**

Los estudios de DTI permiten obtener un mayor número de parámetros derivados, la mayoría de ellos de gran utilidad para la valoración de sustancia blanca. El más conocido es la anisotropía fraccional (FA), la cual refleja el grado de anisotropía de un tejido, es decir, cómo de dominante es la dirección del movimiento del agua en un determinado vóxel variando de 1 (máxima anisotropía, máxima organización tisular) hasta 0 (máxima isotropía, movimiento por igual en todas las direcciones). La FA posee una alta sensibilidad en la valoración de patología de sustancia blanca, viéndose alterada prácticamente en cualquier proceso que afecte a la misma, sin embargo, y por el mismo motivo nos encontramos con que su especificidad no es la deseable. La FA puede ser considerada como un marcador de integridad axonal viéndose disminuida en aquellos procesos que afecten a la normal estructura de los haces de sustancia blanca, ya sea patología infecciosa, inflamatoria, traumática o tumoral.

La dirección dominante en cada plano del espacio viene marcada por los eigenvectores, los cuales poseen un valor, una magnitud conocida como eigenvalues que se expresa, al igual que el ADC en mm<sup>2</sup>/s. El valor medio de los 3 eigenvalues principales se conoce como difusividad media (MD) y pudiera ser considerado como una medida más exacta del ADC ya que tiene en cuenta las 3 direcciones principales de movimiento del agua. En otras palabras, la MD es el ADC que se obtiene a partir del DTI y presenta las mismas potenciales aplicaciones que el ADC aunque con una mayor precisión. No es infrecuente que se confundan ambos parámetros (MD y ADC) en la literatura científica ([FIGURA 10](#)).

Siguiendo con los eigenvalues, gracias al DTI somos capaces de diferenciar entre una difusividad axial y una difusividad radial dentro del axón. La difusividad axial (AD) refleja el movimiento de las moléculas

de agua en la dirección axial, longitudinal, dominante del axón y coincide con el eigenvalue principal. Dicha medida, en  $\text{mm}^2/\text{s}$  será normalmente elevada ya que como recordamos, la difusividad en dicho eje se encuentra facilitada. Dicha AD nos permitirá valorar la integridad de conducción del axón o la existencia de una lesión a nivel de la neurona principal (que alteraría el flujo axonal por un mecanismo similar a la degeneración valeriana) y se encuentra ligada de una forma directamente proporcional con la FA (ya que expresan conceptos similares).

La difusividad radial (RD) por su parte nos hace referencia a la media de los otros 2 eigenvalues, aquellos que tienen disposición perpendicular al eigenvalue principal. La difusividad en el plano radial se verá pues condicionada por la existencia de las vainas de mielina por lo que la RD podrá ser usada precisamente como marcador de integridad de dicha mielina. Una pérdida de mielina provocará un aumento de la difusividad en el plano radial ya que las moléculas encontrarán menos dificultad para difundir en dicho plano. Esto conlleva un descenso en la FA (y en la AD), parámetros con los que la RD posee una relación inversamente proporcional (9) ([FIGURA 11-video](#)).

## APLICACIONES CLÍNICAS

### **Siringomielia**

La dilatación quística del conducto ependimario, de naturaleza congénita o adquirida, puede ser evaluada tanto mediante secuencias DWI como DTI. Pese a que en numerosos casos basta con las secuencias morfológicas convencionales, el uso de técnicas basadas en la difusión puede ayudar al diagnóstico cuando existen hallazgos atípicos o si existen dudas con otro tipo de lesiones primarias ([FIGURA 12](#)).

La DWI permite, en ausencia de contraste intravenoso determinar la naturaleza quística de la siringomielia la cual se mostrará clásicamente hipointensa en los valores b más altos con valores elevados de ADC. Desde el punto de vista del DTI, al no existir tejido neural en su interior, presentarán bajos valores de FA y altos de difusividad media no objetivando otras anomalías destacables en el cordón medular adyacente (10).

El estudio de tractografía permite demostrar el desplazamiento de las fibras rodeando una lesión centromedular bien delimitada ([FIGURA 13](#)).

### **Mielitis y mielopatías.**

La presencia de focos más o menos extensos de alteración de la intensidad de señal (normalmente en secuencias potenciadas en T2) es bastante frecuente en la práctica radiológica diaria. Dichas lesiones suelen resultar inespecíficas desde el punto de vista de la imagen convencional. Normalmente son de naturaleza desmielinizante, inflamatoria o menos probablemente infecciosa o vascular planteándose el diagnóstico diferencial con lesiones tumorales (11) (12).

Los estudios de DWI y DTI permiten detectar lesiones incluso en sustancia blanca aparentemente normal encontrando valores de FA disminuidos en el centro de la lesión y normales o incluso aumentados en la periferia, a diferencia de las lesiones tumorales en las que el edema disminuye la FA de la periferia lesional (13) ([FIGURA 14](#)). Una de las principales utilidades de los estudios de DWI y DTI en médula es la monitorización de respuesta a tratamiento dada su elevada sensibilidad y detección precoz post-tratamiento tanto desde el punto de vista cualitativo como cuantitativo a través de los valores ADC ([FIGURA 15](#)).

El diagnóstico de patología isquémica medular puede verse claramente facilitado con el uso de secuencias DWI ya que permitirá detectar áreas de isquemia aguda medular antes de que aparezcan alteraciones visibles en las secuencias convencionales y, en el contexto clínico adecuado ayudará a un diagnóstico precoz de esta entidad que puede ser potencialmente, o al menos en parte reversible con la consecuente mejora en la calidad de vida de estos pacientes.

### **Lesiones tumorales.**

Dentro de las lesiones tumorales primarias, el gran caballo de batalla de la neurorradiología en el caso de la médula es el diagnóstico diferencial entre 2 de los tumores más frecuentes, el ependimoma y el astrocitoma. Su diagnóstico se ha basado clásicamente en las características morfológicas, localización así como el contexto epidemiológico siendo más frecuente el astrocitoma en niños y el ependimoma en adultos.

Los ependimomas suelen presentar componentes quísticos que muestran difusión facilitada en su interior

con valores más bajos de FA mientras que el componente sólido e infiltrativo de los astrocitomas presenta un mayor grado de restricción de la difusión y de alteración de la FA, especialmente en sustancia blanca adyacente a los márgenes hipotéticos de la lesión en función de las secuencias convencionales. Los estudios con DTI pueden aportar pues información no sólo para caracterizar dichas lesiones sino también para valorar el grado de reseccabilidad de las mismas ([FIGURA 16](#)). Como norma general los ependimomas desplazan los haces de sustancia blanca mientras que los astrocitomas los infiltran (14)(8).

El carácter infiltrativo de los astrocitomas suele identificarse en los estudios de DTI y tractografía como una pérdida de continuidad de fibras y alteración de la FA más allá de los límites aparentes de la lesión. Sin embargo, en la edad pediátrica, los astrocitomas suelen ser del subtipo pilocítico, mejor definidos que en adultos, siendo más difícil su diagnóstico diferencial con los ependimomas ([FIGURA 17](#)). La presencia de restos de sangrado puede condicionar artefactos que disminuyan la calidad de la adquisición del DTI y de la posterior tractografía (10).

Los estudios con DWI y DTI de médula pueden ayudar a complementar de igual forma la monitorización y control de respuesta a tratamiento en pacientes con lesiones tumorales medulares facilitando la detección de recidiva ([FIGURA 18](#)).

Entre las lesiones tumorales secundarias hay que considerar siempre la afectación metastásica tanto de forma directa en el interior del cordón medular como la invasión del canal raquídeo por lesiones metastásicas óseas o durales que condicionen compresión secundaria medular. Como norma general las metástasis se presentarán como lesiones bien delimitadas con restricción de la difusión ([FIGURA 19](#)). Si la afectación metastásica es extraaxial, bien ósea o meníngea, una de las utilidades de la DWI y el DTI se encontrará en la capacidad de valorar la existencia de invasión medular o incluso compresión extrínseca por la propia lesión metastásica (15).

#### **Anomalías congénitas**

No es infrecuente encontrar, especialmente en la edad pediátrica lesiones a nivel del cono medular o región sacra. Entre ellas la presencia de mielomeniogeos, lipomas o quistes dermoides o epidermoides es común. Los estudios basados en DWI y DTI permiten caracterizar dichas lesiones como quísticas, con contenido graso, en cuyo caso no mostrarán restricción de la difusión o proteicos como ocurre con los quistes epidermoides que sí asocian restricción de la difusión. Además, dichas lesiones suelen asociar otras anomalías como es el caso de la médula anclada o persistencia del filum terminale(16). En estos pacientes, la realización de secuencias de DWI puede ayudar a detectar la existencia de tejido neural más allá de la localización hipotética del cono medular ayudando a la planificación quirúrgica ([FIGURA 20](#))

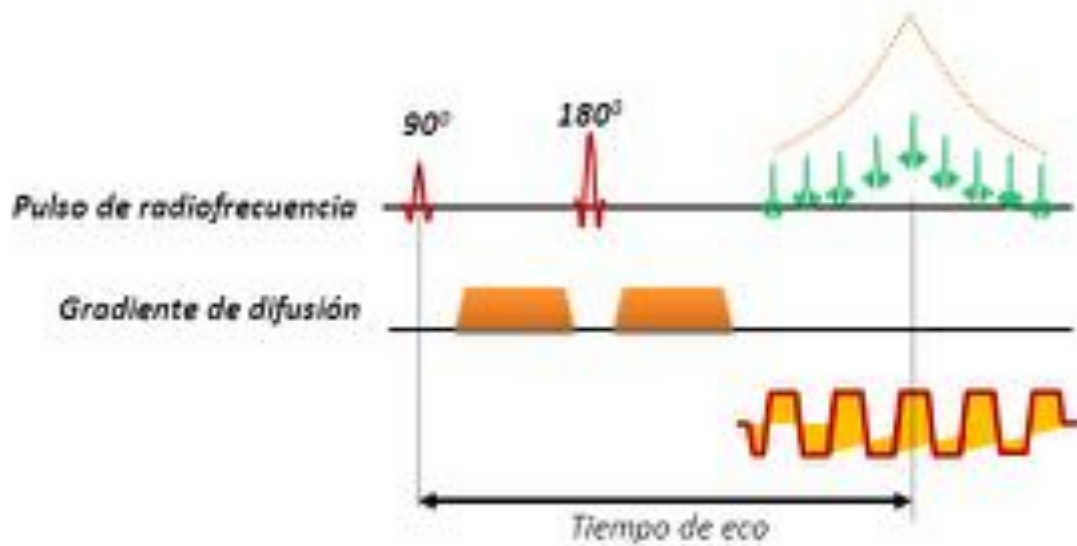
#### **Patología compresiva**

Además de la compresión extrínseca por lesiones metastásicas como acabamos de comentar, otras causas de compromiso de espacio en el canal raquídeo incluyen tumores benignos como los meningiomas o lesiones de estirpe neural. No obstante, por encima de todas estas posibilidades, la causa más frecuente (y más estudiada en la literatura reciente) de compresión del cordón medular la constituye la patología degenerativa discal y en menor medida la compresión postraumática (17) (18).

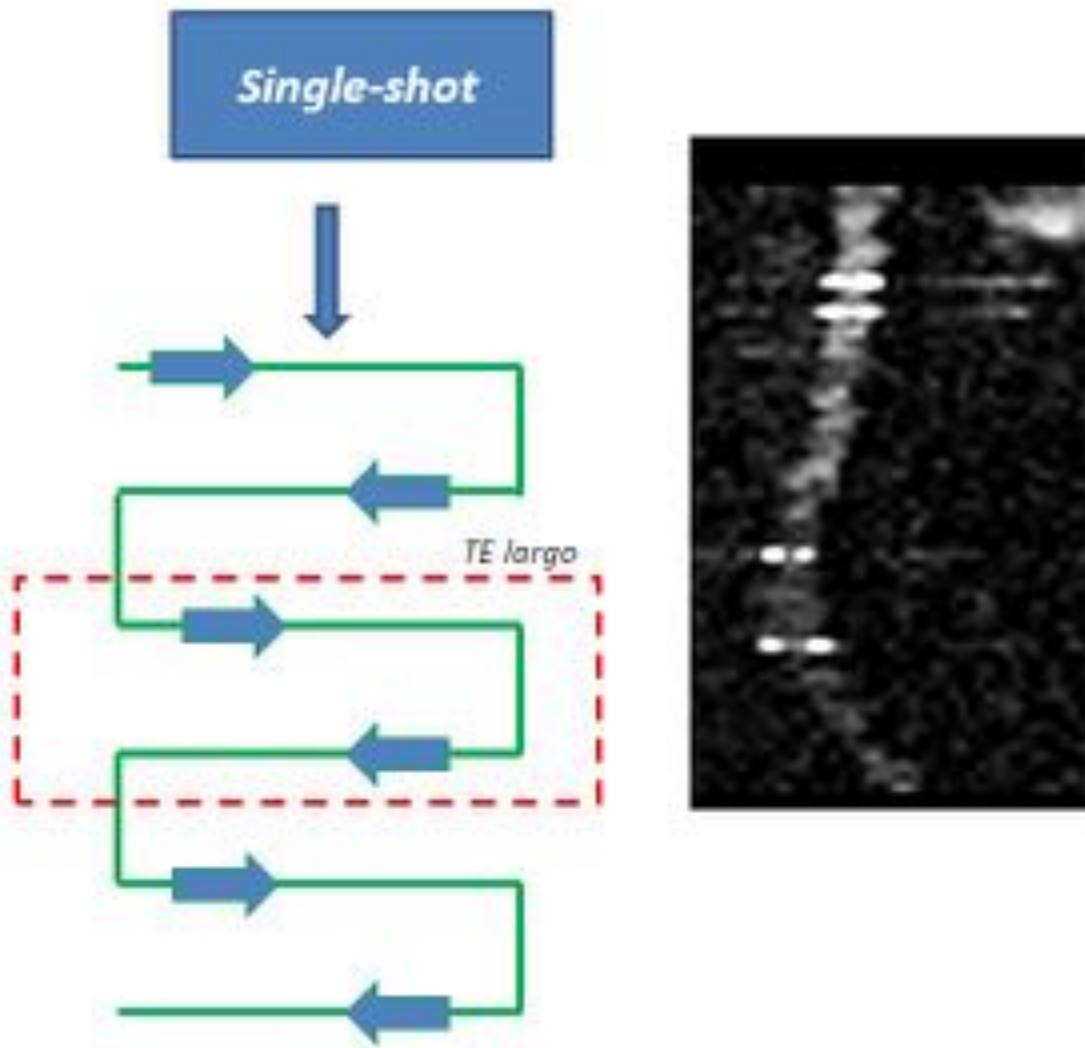
Una de las potenciales aplicaciones del DTI en la médula es la valoración de dicha patología compresiva extrínseca. Numerosos estudios han demostrado la superioridad del DTI vs secuencias T2 convencionales en la detección de focos de mielopatía compresiva incluso en sustancia blanca normal. En el punto de compresión, debido a un mecanismo de edema-isquemia-desmielinización, aumenta el espacio extracelular objetivando un descenso de la FA y DA y un aumento de la MD y la DR. La DR ha sido propuesta como un biomarcador del grado de mielinización con disminución de sus valores (y normalización de la FA) tras cirugía descompresiva pudiendo incluso predecir el grado de respuesta a dicha descompresión (19).

De manera casi constante, la existencia de un punto de compresión medular puede condicionar una alteración en la FA en el resto del cordón medular debido a la alteración del flujo axonal. De esta forma se pueden identificar cambios por degeneración Walleriana distales al punto de compresión incluso en sustancia blanca objetivando una adecuada correlación entre el grado de descenso de la FA y el pronóstico del paciente (20) ([FIGURA 21](#)).

Imágenes en esta sección:

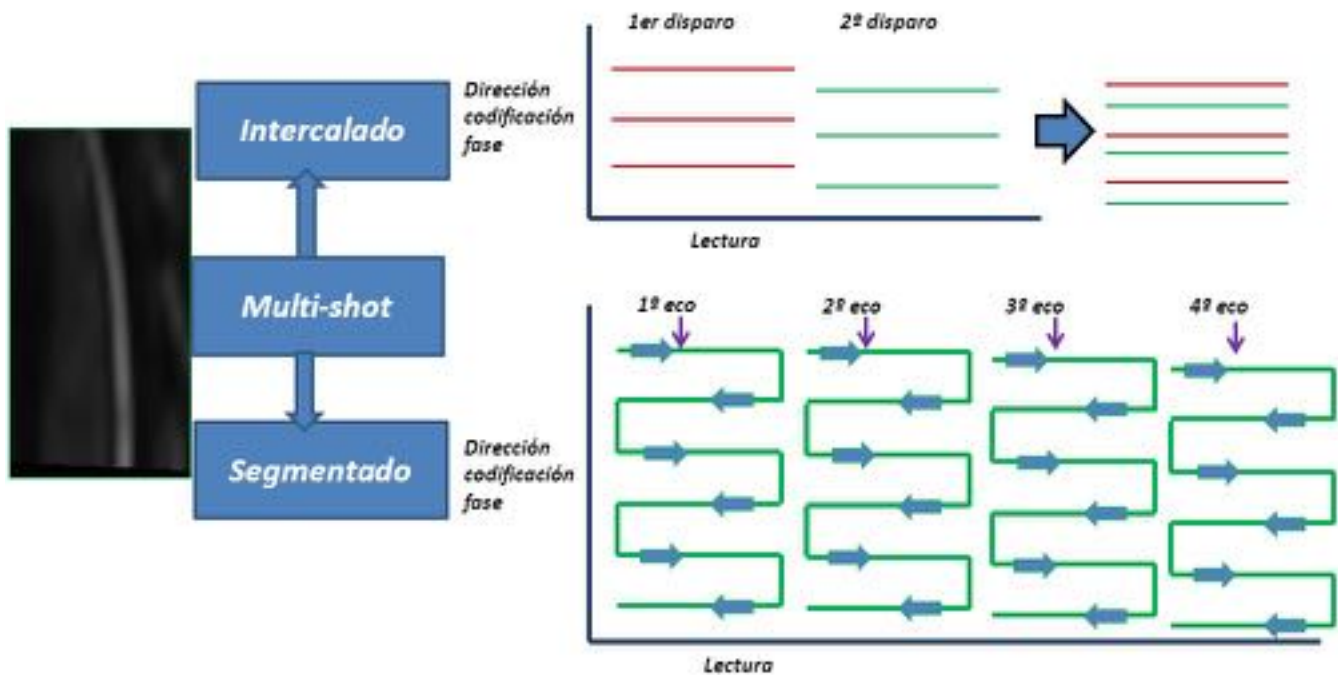


**Fig. 1:** Esquema básico secuencia DWI-SSh-EPI

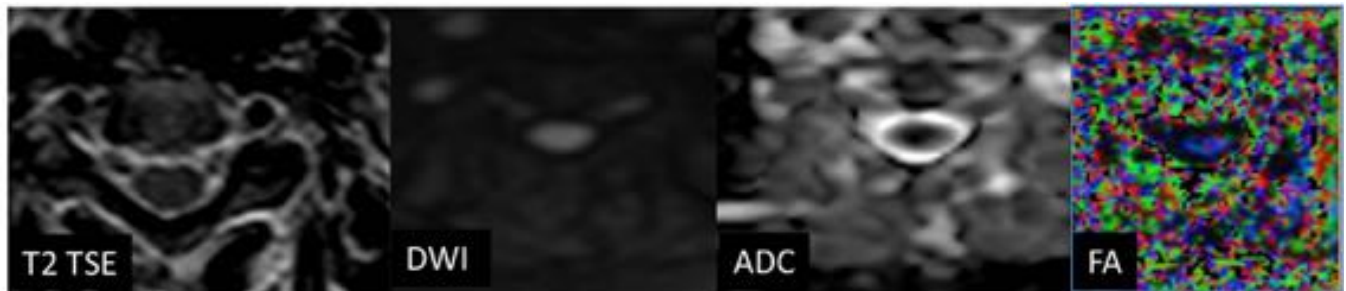


**Fig. 2:** Adquisición Single-Shot EPI. Ejemplo de cordón medular cervical con distorsión eco-planar.





**Fig. 3:** Adquisición Multi-Shot. Ejemplo DWI cordón medular dorsal sin distorsión.



**Fig. 4:** Ejemplo cordón medular normal con secuencia morfológica, DWI con su correspondiente mapa ADC y mapa FA codificado en color (azul el cordón medular con dirección dominante craneocaudal por consenso) obtenido a partir de estudio DTI.

**Fig. 5:** Esquema con ejemplos de difusión anisotrópica (médula normal), difusión isotrópica facilitada (siringomielia) y difusión isotrópica restringida (tumor medular)

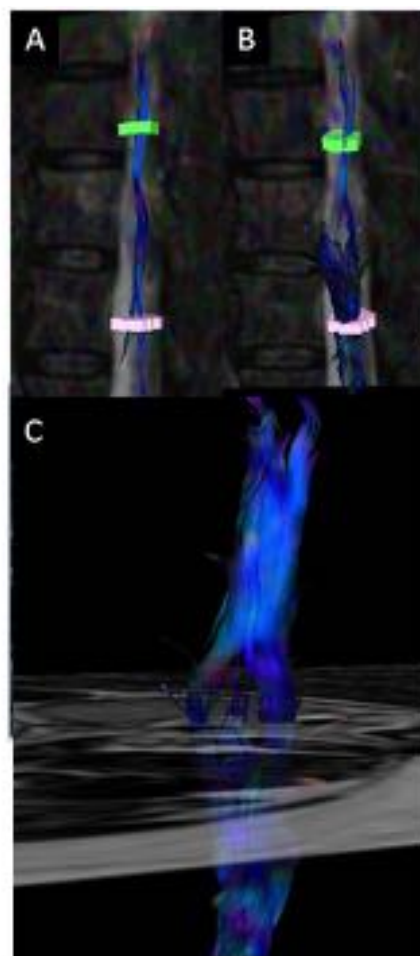
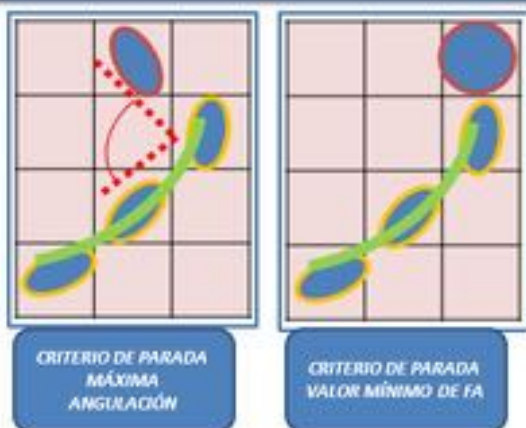
<b>DTI</b>	<b>3T</b>	<b>1.5 T</b>
<b>TR/TE</b>	2500ms/76ms	3216ms/110ms
<b>Flip angle</b>	90°	90°
<b>FOV</b>	150 mm	135 mm
<b>Vóxel</b>	1.51/1.51/3 mm	1.55/1.52/3 mm
<b>Grosor</b>	3mm	3 mm
<b>Valores b</b>	0, 600	0, 800
<b>Tiempo</b>	5:15 min	5:50 min

**Fig. 6:** Parámetros básicos adquisición DTI en 1.5T y 3T

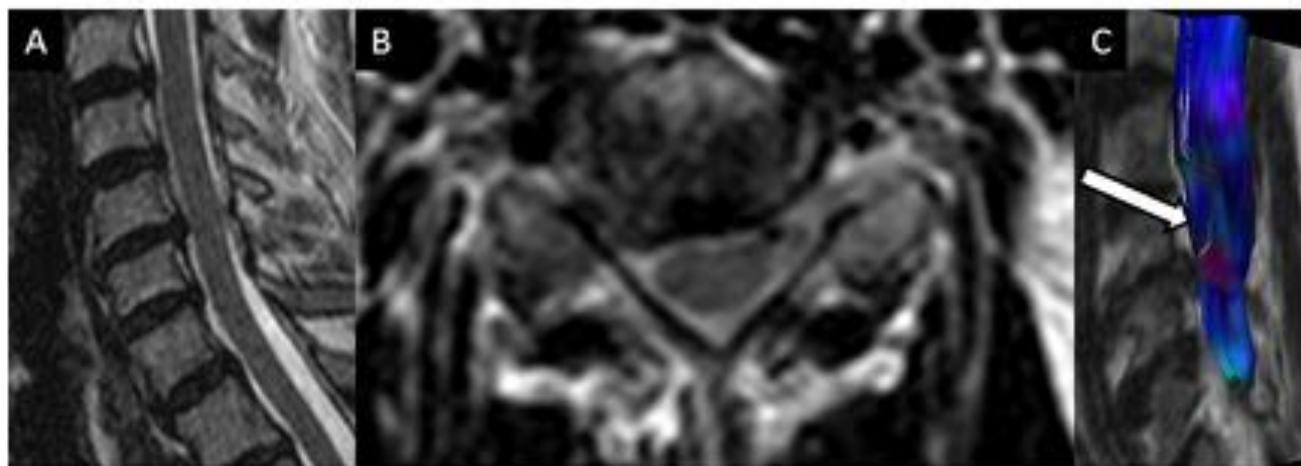
**Fig. 7:** Bases físicas DTI.

# Tractografía

Valoración de tractos de sustancia blanca a través de dirección dominante del tensor en cada vóxel, el valor mínimo de FA y el ángulo entre vóxeles contiguos



**Fig. 8:** Ependimoma dorsal. A. Reconstrucción tractografía usando valores umbrales muy altos de FA en la que apenas existan fibras que cumplan esos criterios. B. Si se usan valores muy bajos, aparecen tractos no reales de fibras. C. Reconstrucción final con valores intermedios (FA min: 0.4)



**Fig. 9:** Mielopatía. A. Sagital T2 TSE que muestra fenómenos degenerativos discales con presencia de protrusiones que contactan con cordón medular aunque sin clara alteración de la intensidad de señal medular tanto en el plano sagital como en axial (B). D. Reconstrucción tractográfica de cordón medular muestra rectificación de controno con descenso de valores FA a nivel de C5-C6 (flecha) en relación con

cambios por mielopatía no detectados en secuencias morfológicas.

## Parámetros derivados del DTI

### Eigenvalues ( $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ):

- Coeficientes de difusión de cada eigenvector

### Difusividad media MD ( $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ):

- Media de los valores de la difusión en cada dirección

$$MD = \frac{\text{Tr}(D)}{3} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$$

### Anisotropía Fraccional FA (adimensional)

- Refleja el grado de anisotropía de 0 (difusión isotrópica) hasta 1 (alta difusión anisotrópica)

$$FA = \sqrt{\frac{1}{2} \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_3 - \lambda_1)^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}}$$

### Difusividad Axial (o paralela) AD ( $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ):

- Indica los valores de difusión en la dirección dominante

$$\lambda_1 = \lambda_{||}$$

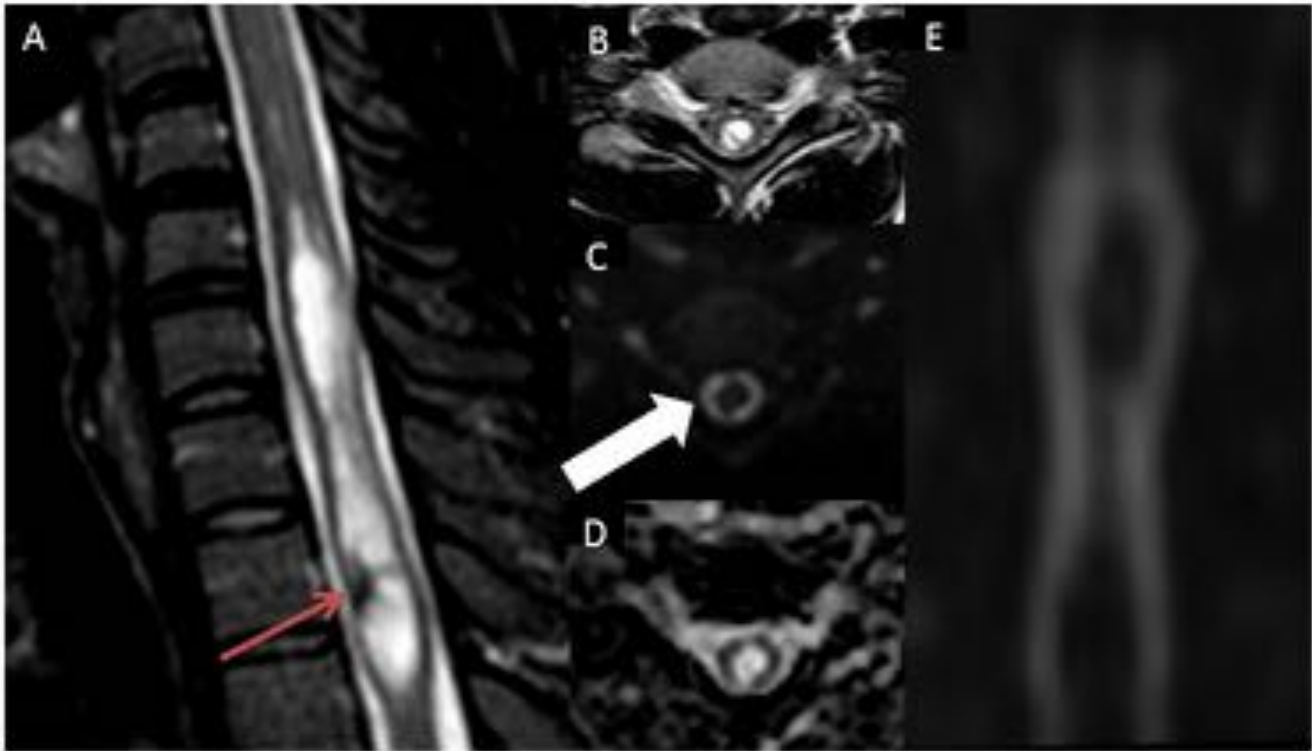
### Difusividad Radial (o perpendicular) RD ( $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ):

- Media de la difusión en los dos ejes menores

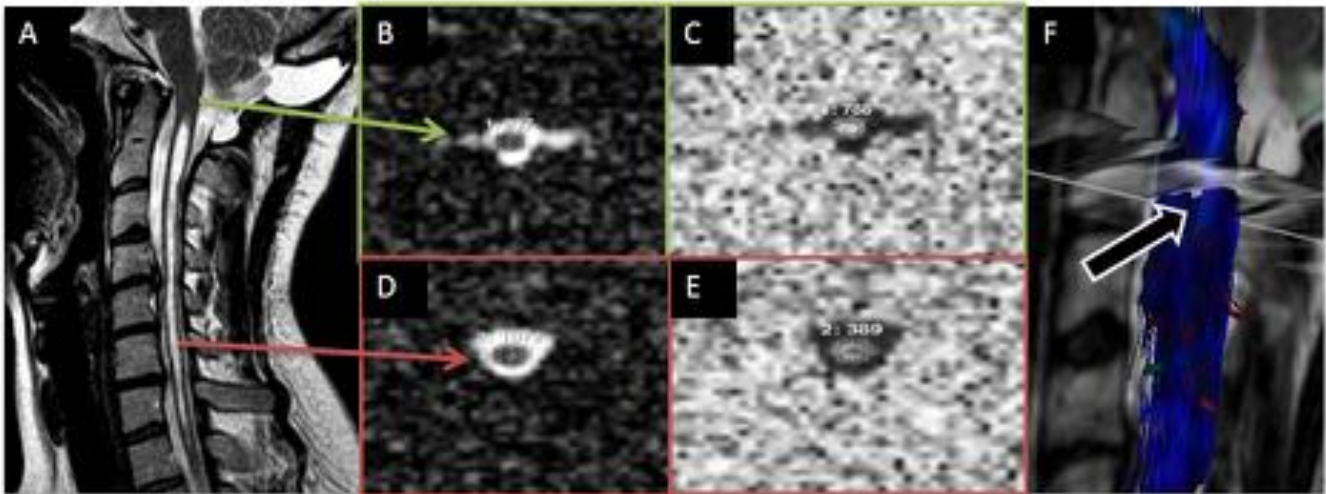
$$= \frac{(\lambda_2 + \lambda_3)}{2} = \lambda_{\perp}$$

**Fig. 10:** Resumen principales parámetros derivados del estudio de DTI en la médula.

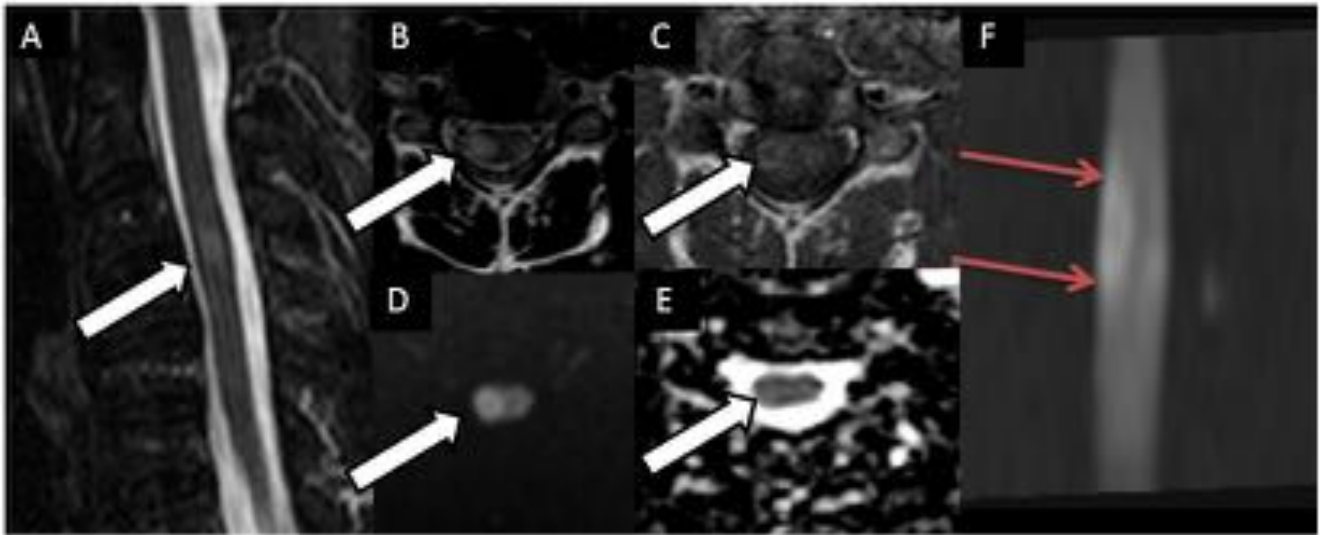
**Fig. 11:** Significación biológica de parámetros derivados de DTI. La existencia de vaina de mielina íntegra justifica la existencia de valores bajos de RD de forma fisiológica debido a la restricción del movimiento en el plano axial.



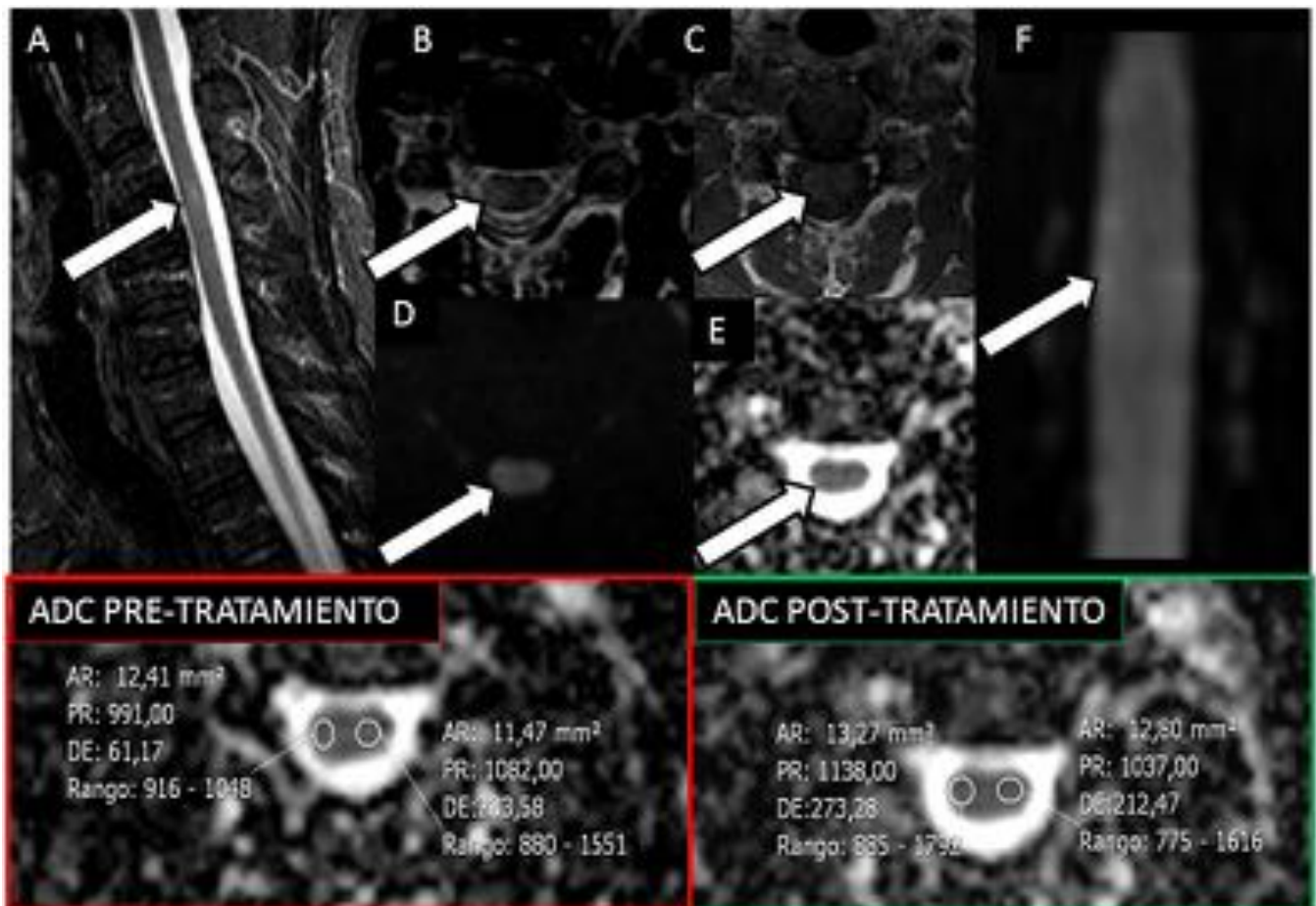
**Fig. 12:** Cavity siringomiélica. A. Sagital y B Axial T2 TSE muestra lesión centromedular expansiva con restos de sangrado (flecha roja) . La lesión presenta difusión facilitada (C y D) DWI (flecha blanca) y mapa ADC respectivamente. E. Reconstrucción MPR coronal identifica comunicación de la cavity quística con el conducto endimario.



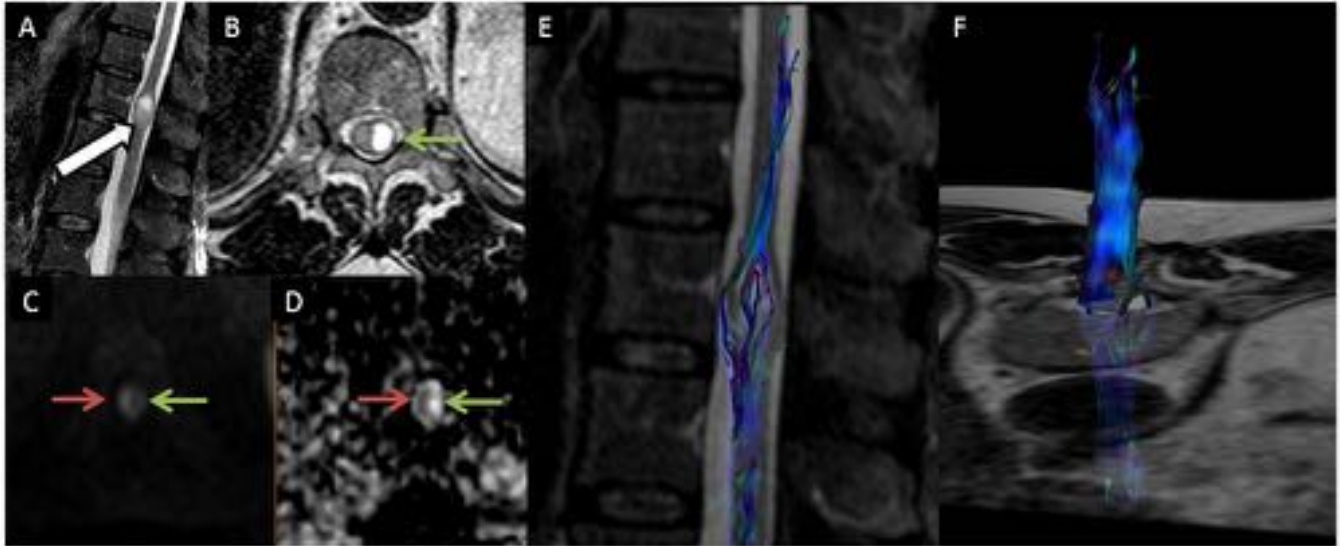
**Fig. 13:** Siringomielia. A Sagital T2 TSE columna cervical con lesión centromedular quística. B y C. Mapas de difusividad media (MD) y FA en unión bulbomedular (flecha verde) muestran valores ( $0.9 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  y  $0.78$ ) dentro de la normalidad. D y E valores a nivel de C7 (flecha roja) aumentados de MD ( $1.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ) y disminuidos de FA ( $0.3$ ) confirman la naturaleza quística de la lesión. F. Tractografía que identifica (flecha negra) el desplazamiento de fibras entorno a cavity centromedular.



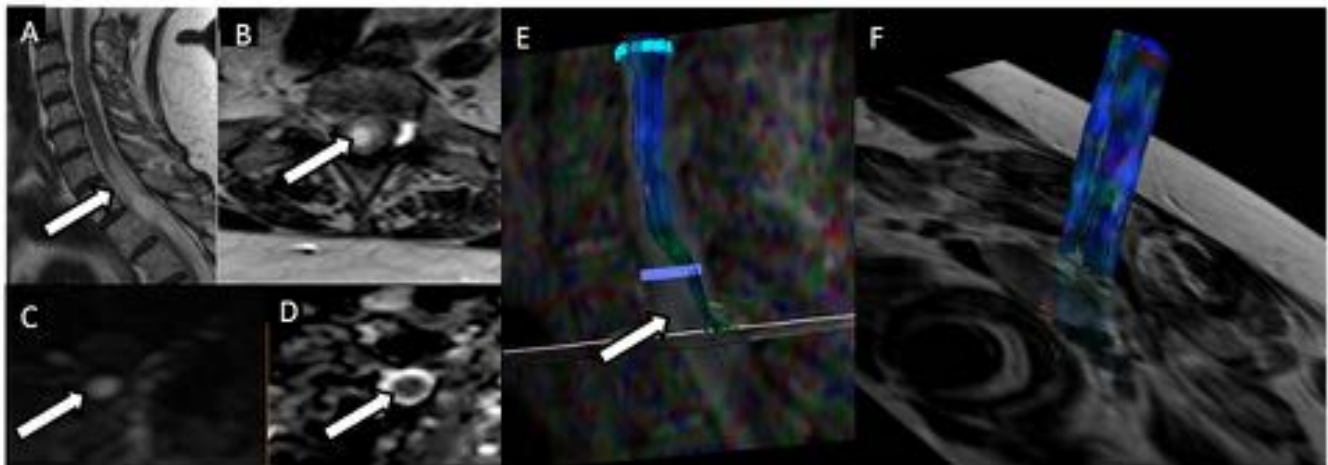
**Fig. 14:** Mielitis. Paciente con parestesias en miembro superior derecho. A y B. T2 TSE sagital y axial muestra lesión nodular hiperintensa en cordón lateral en C3-C4 (flecha). C. T1 TSE con contraste axial identifica captación periférica. D. DWI importante hiperintensidad de la lesión con ligero descenso de valores ADC (E) con respecto al resto de cordón. F. MPR coronal medular que identifica alteración fusiforme de la intensidad de señal más allá de los límites aparentes del T2 sagital (flechas rojas)



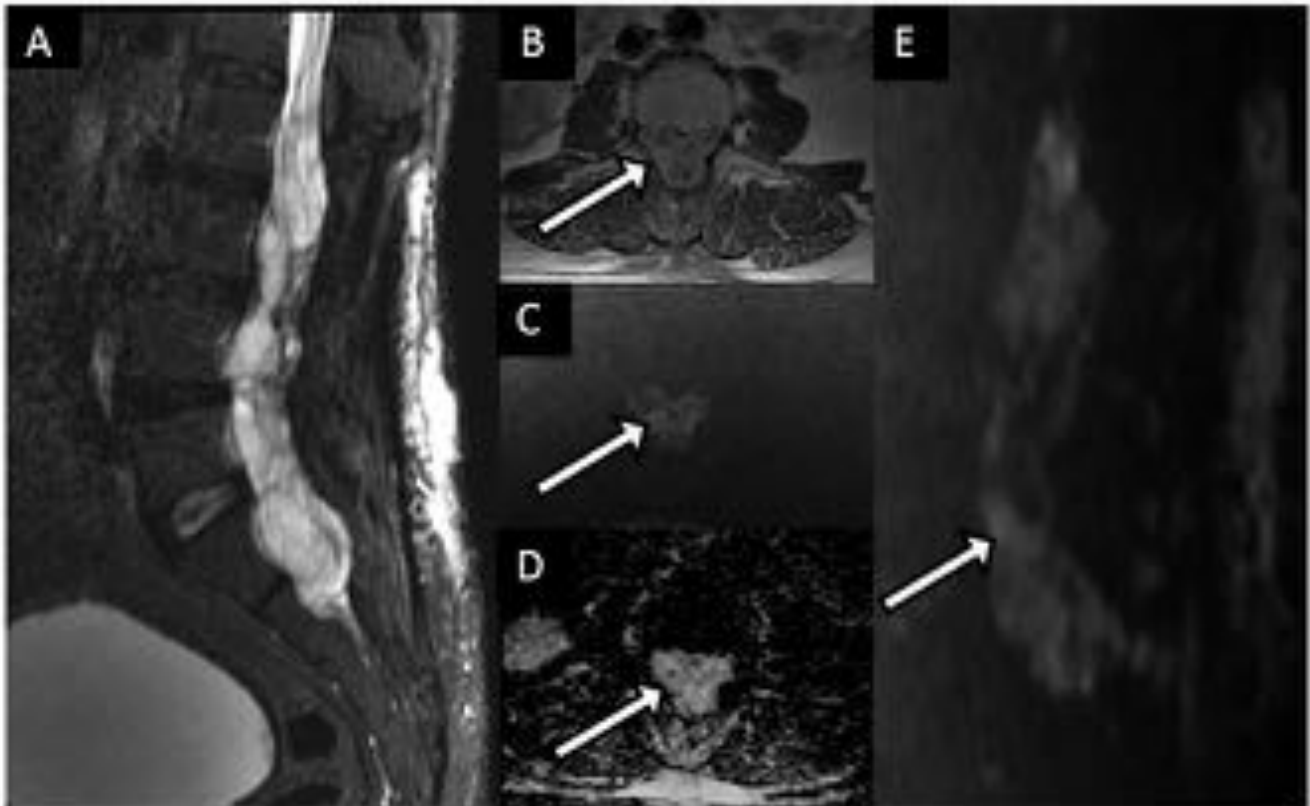
**Fig. 15:** Monitorización de tratamiento con corticosteroides de mielitis. En todas las secuencias se identifica una disminución en el tamaño, intensidad de señal y captación de la lesión hemimedular derecha presente en la figura 14 desde el punto de vista cualitativo. Además, se confirma un incremento con normalización de valores de ADC (recuadro verde) de los cordones medulares derechos con respecto a estudio previo (recuadro rojo).



**Fig. 16:** Ependimoma. A Sagital STIR y B Axial T2 TSE muestran lesión mixta sólido quística en cordón medular distal (flecha). C y D Axial DWI y mapa ADC muestran componente sólido con restricción de la difusión lateral derecho (flecha roja) y quístico lateral izquierdo (flecha verde). E y F las reconstrucciones tractográficas de la adquisición del DTI muestran un desplazamiento de las fibras (flecha) debido a la presencia de la lesión centromedular con recuperación de la integridad del resto de haces.

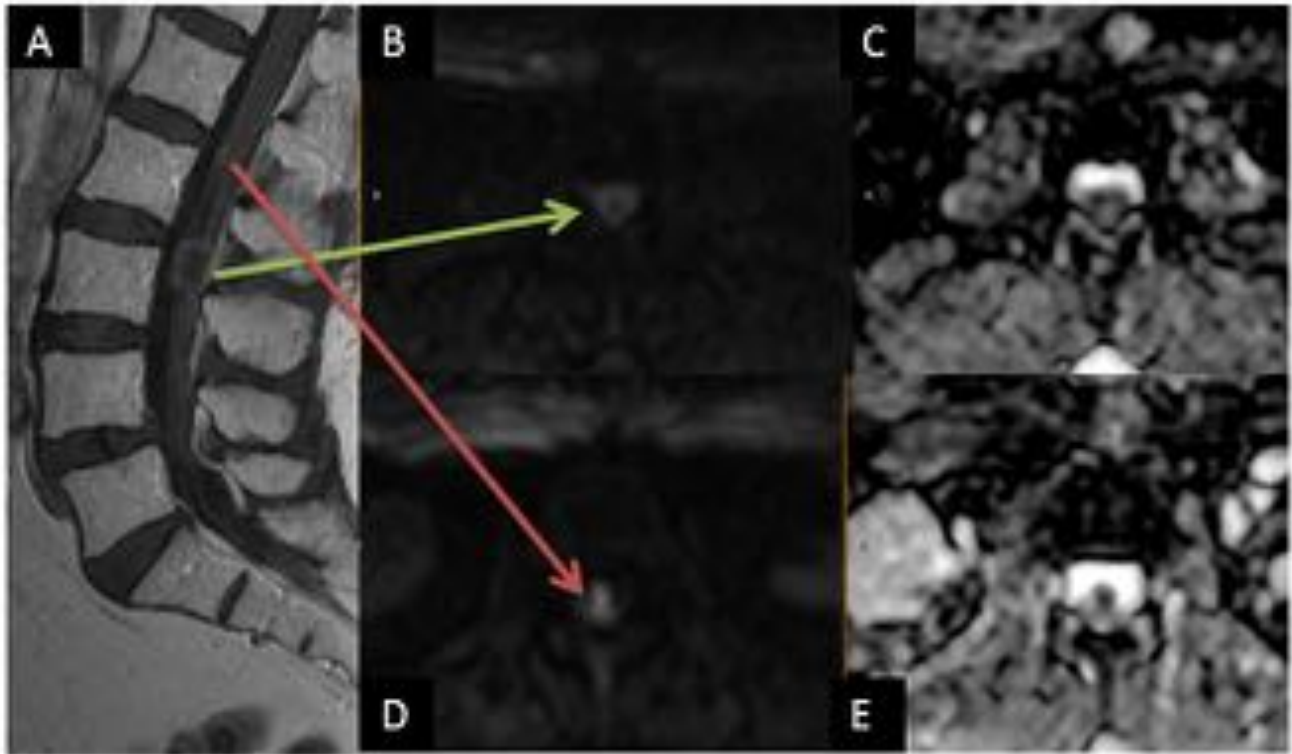


**Fig. 17:** Astrocitoma. A Sagital T2 TSE y B Axial T2 TSE muestran lesión centromedular (flecha), infiltrativa. C y D DWI y ADC muestran marcada restricción de la difusión de la lesión. E y F reconstrucción tractográfica presenta una pérdida progresiva del espesor del cordón medular con transición progresiva en la tonalidad direccional de azul a verde por probable infiltración y pérdida de representación de fibras por debajo de la lesión debido a la afectación completa de éstas (flecha en E).

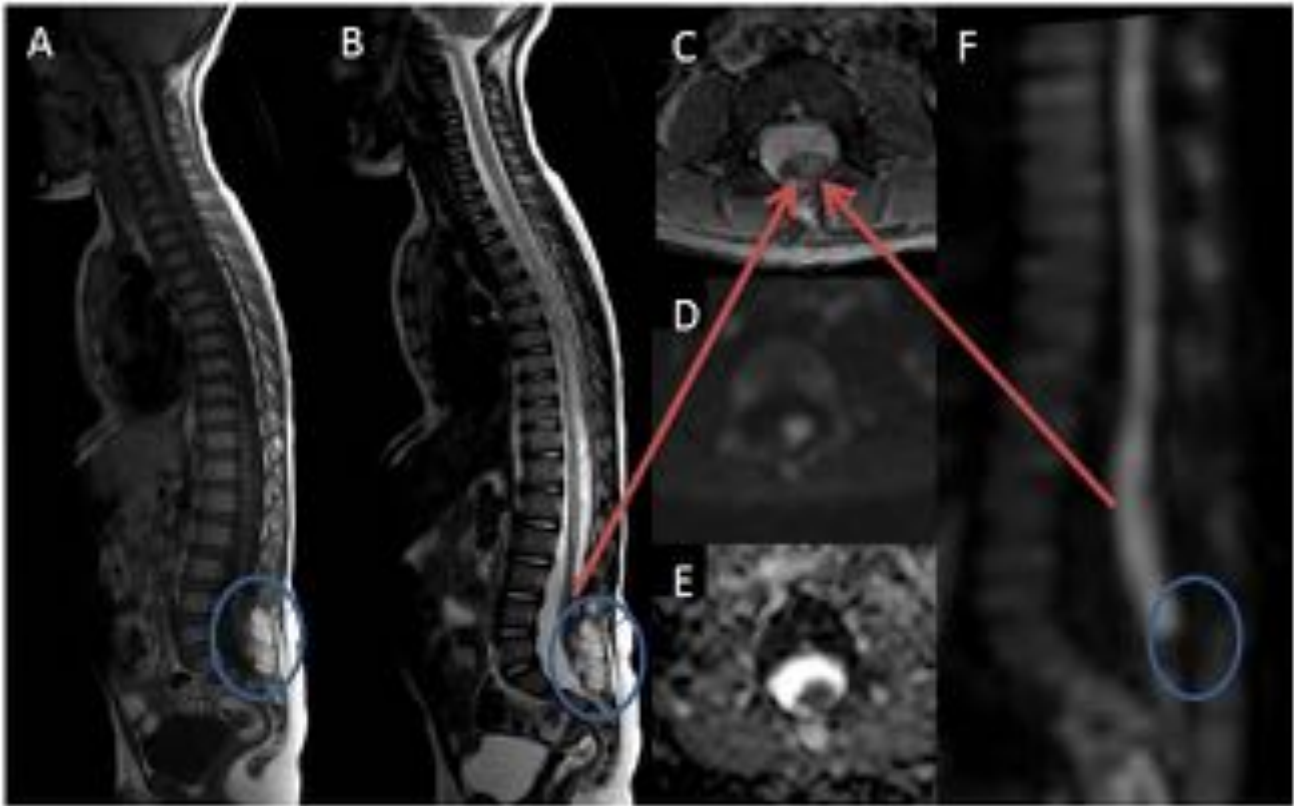


**Fig. 18:** Ependimoma mixopapilar intervenido con sospecha de recidiva. A. Sagital STIR muestra amplia lesión marcadamente heterogénea en canal raquídeo lumbar con probables resto de sangrado crónico. B Axial T1 TSE con contraste identifica captación heterogénea del mismo. C y D Axial DWI y ADC confirman la existencia de áreas parcheadas con restricción de la difusión asociada a lo largo de todo el canal raquídeo lumbar (flechas) E. reconstrucción sagital MPR DWI

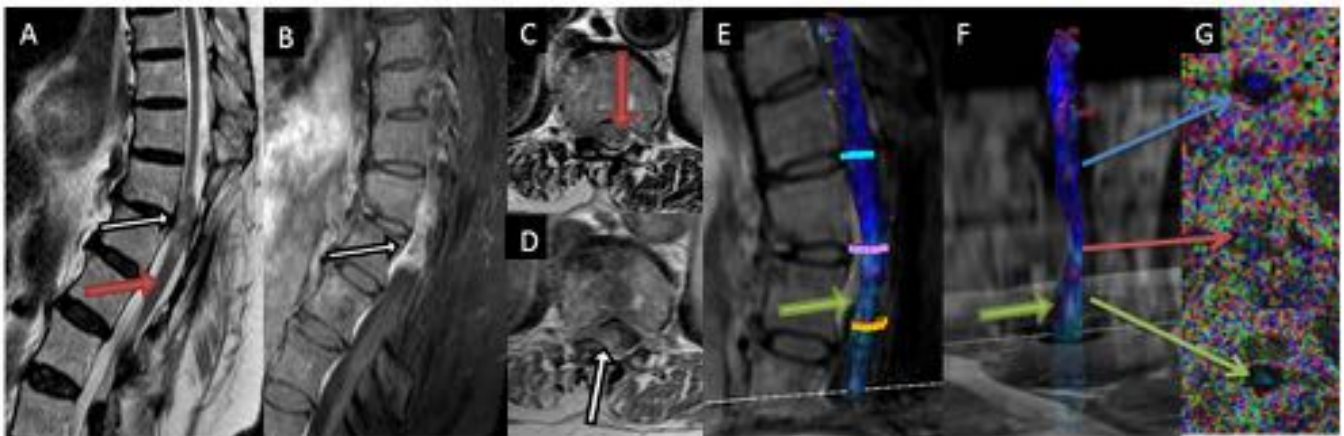




**Fig. 19:** Metástasis espinales. Paciente con cáncer de mama que refiere debilidad en miembros inferiores. A. Sagital T1 TSE con contraste muestra realce meníngeo difuso con presencia de lesión nodular dominante a la altura de L3 con realce periférico. B y C axial DWI y ADC muestra restricción periférica de la difusión de la lesión compatible con hiper celularidad (flecha verde). D y E muestran foco con restricción de la difusión a la altura de L1 compatible con afectación metastásica (flecha roja).



**Fig. 20:** Médula anclada. A Sagital T1 TSE y B Axial T2 TSE muestran lesión en elementos posteriores de columna lumbosacra compatible con quiste dermoide, sin restricción de difusión asociada (círculo azul). Cono medular de implantación baja asociado a dicha lesión. C Axial T2 TSE y D y E Axial DWI y ADC se muestra isointensa al resto del cordón medular hasta L4 (flecha roja). F MPR sagital DWI demuestra la continuidad de intensidad de señal medular hasta anclaje distal.



**Fig. 21:** Mielopatía compresiva. Meningioma dorsal intervenido. A Sagital T2 TSE muestra lesión nodular con realce en B Sagital T1 SPIR y D axial T1 TSE gad (flecha) compatible con recidiva de meningioma. C Axial T2 TSE no identifica cambios por mielopatía (flecha roja). Sagital E y coronal F de tractografía muestra por fenómeno similar al de degeneración Walleriana, descenso difuso de la intensidad del color direccional (azul) a partir del punto de compresión (flecha verde). G Mapas FA.

## Conclusiones

La introducción de las secuencias basadas en difusión y DTI para la valoración de patología medular puede ser de gran utilidad para mejorar nuestra precisión diagnóstica en diversos escenarios clínicos.

## Bibliografía / Referencias

1. Sundgren PC, Dong Q, Gómez-Hassan D, Mukherji SK, Maly P, Welsh R. Diffusion tensor imaging of the brain: review of clinical applications. *Neuroradiology* [Internet]. 2004;46(5):339–50.
2. Barakat N, Mohamed FB, Hunter LN, Shah P, Faro SH, Samdani AF, et al. Diffusion tensor imaging of the normal pediatric spinal cord using an inner field of view echo-planar imaging sequence. *Am J Neuroradiol*. 2012;33(6):1127–33.
3. Vargas MI, Delavelle J, Kohler R, Becker CD, Lovblad K. Brain and spine MRI artifacts at 3 Tesla. *J Neuroradiol*. 2009;36(2):74–81.
4. Park EH, Lee YH, Jeong E-K, Roh YH, Suh J-S. Diffusion tensor imaging focusing on lower cervical spinal cord using 2D reduced FOV interleaved multislice single-shot diffusion-weighted echo-planar imaging: comparison with conventional single-shot diffusion-weighted echo-planar imaging. *Magn Reson Imaging* [Internet]. Elsevier Inc.; 2015;33(4):401–6.
5. Raya JG, Dietrich O, Birkenmaier C, Sommer J, Reiser MF, Baur-Melnyk A. Feasibility of a RARE-based sequence for quantitative diffusion-weighted MRI of the spine. *Eur Radiol*. 2007;17(11):2872–9.
6. El Maati AA a., Chalabi N. Diffusion tensor tractography as a supplementary tool to conventional MRI for evaluating patients with myelopathy. *Egypt J Radiol Nucl Med* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;45(4):1223–31.
7. Ducreux D, Fillard P, Facon D, Ozanne A, Lepeintre J-F, Renoux J, et al. Diffusion tensor magnetic resonance imaging and fiber tracking in spinal cord lesions: current and future indications. *Neuroimaging Clin N Am* [Internet]. 2007 Mar [cited 2013 Jul 31];17(1):137–47.
8. Setzer M, Murtagh RD, Murtagh FR, Eleraky M, Jain S, Marquardt G, et al. Diffusion tensor imaging tractography in patients with intramedullary tumors: comparison with intraoperative findings and value for prediction of tumor resectability. *J Neurosurg Spine* [Internet]. 2010 Sep [cited 2013 Aug 2];13(3):371–80.
9. Urger E, Debellis MD, Hooper SR, Woolley DP, Chen S, Provenzale JM. Influence of analysis technique on measurement of diffusion tensor imaging parameters. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2013 May [cited 2013 Jul 31];200(5):W510–7.
10. Bosemani T, Tekes A. Focal spinal cord lesions in children?: A practical approach. *Appl Radiol*. 2012;41(04 April).
11. Meier R, Thuermel K, Noel PB, Moog P, Sievert M, Ahari C, et al. Synovitis in patients with early inflammatory arthritis monitored with quantitative analysis of dynamic contrast-enhanced optical imaging and MR imaging. *Radiology* [Internet]. 2014;270(1):176–85.
12. Thurnher MM, Cartes-Zumelzu F, Mueller-Mang C. Demyelinating and infectious diseases of the spinal cord. *Neuroimaging Clin N Am* [Internet]. 2007 Mar [cited 2013 Jul 31];17(1):37–55.
13. Lee JW, Park KS, Kim JH, Choi J-Y, Hong SH, Park S-H, et al. Diffusion tensor imaging in idiopathic acute transverse myelitis. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2008 Aug [cited 2013 Jul 31];191(2):W52–7.
14. Vargas MI, Delavelle J, Jlassi H, Rilliet B, Viallon M, Becker CD, et al. Clinical applications of diffusion tensor tractography of the spinal cord. *Neuroradiology* [Internet]. 2008 Jan [cited 2013 Jul

31];50(1):25–9.

15. Hayes LL, Jones R a, Palasis S, Aguilera D, Porter D a. Drop metastases to the pediatric spine revealed with diffusion-weighted MR imaging. *Pediatr Radiol* [Internet]. 2012;42(8):1009–13.
16. Filippi CG, Andrews T, Gonyea J V, Linnell G, Cauley K a. Magnetic resonance diffusion tensor imaging and tractography of the lower spinal cord: application to diastematomyelia and tethered cord. *Eur Radiol* [Internet]. 2010 Oct [cited 2013 Jul 31];20(9):2194–9.
17. Hori M, Tsutsumi S, Yasumoto Y, Ito M, Suzuki M, Tanaka FS, et al. Cervical spondylosis: Evaluation of microstructural changes in spinal cord white matter and gray matter by diffusional kurtosis imaging. *Magn Reson Imaging* [Internet]. The Authors; 2014;32(5):428–32.
18. Lindberg PG, Sanchez K, Ozcan F, Rannou F, Poiraudreau S, Feydy A, et al. Correlation of force control with regional spinal DTI in patients with cervical spondylosis without signs of spinal cord injury on conventional MRI. *Eur Radiol* [Internet]. *European Radiology*; 2015;
19. Wang KY, Idowu O, Thompson CB, Orman G, Myers C, Riley LH, et al. Tract-Specific Diffusion Tensor Imaging in Cervical Spondylotic Myelopathy Before and After Decompressive Spinal Surgery: Preliminary Results. *Clin Neuroradiol* [Internet]. 2015;
20. Oakden W, Kwiecien JM, O'Reilly M a., Dabrowski W, Whyne C, Finkelstein J, et al. Quantitative MRI in a non-surgical model of cervical spinal cord injury. *NMR Biomed* [Internet]. 2015;(April)