



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

HOSPITAL ESPAÑOL DE MEXICO

UTILIDAD DE LA TRACTOGRAFÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA
PATOLOGIA DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL.
EXPERIENCIA EN EL HOSPITAL ESPAÑOL DE MEXICO

TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE:
ESPECIALISTA EN RADIOLOGÍA E IMAGEN

PRESENTA:

DRA. MARIANA ESTOLANO RUBIO

ASESORES:

DRA. JULIETA ALEJANDRA RODRÍGUEZ JERKOV
Dra. Erika Hennings Hinojosa

MÉXICO, D. F. 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dr. José Luis Sanjurjo García
Director Médico
Hospital Español

Dra. Julieta Alejandra Rodríguez Jerkov
Jefa de curso de la Especialidad Radiología e Imagen
Hospital Español

Dra. Julieta Alejandra Rodríguez Jerkov
Asesor de Tesis
Hospital Español

Dra. Erika Hennings Hinojosa
Profesora y o Asesor de tesis
Hospital Español

AGRADECIMIENTOS

A mi Familia, mi mamá Esther Margarita, mi papá Rigoberto, mis hermanos María Esther, Axbal y Melissa; y a Cecilia. Ustedes son mi motor, los adoro y agradezco los sacrificios y su cariño.

A Rafael, mi compañero, mi apoyo y parte de mi motor. Te amo.

A la Dra. Julieta Rodríguez Jerkov por su paciencia, sus enseñanzas y su gran ejemplo y determinación.

Al Dr. Luis Villalobos. Gracias por darme la oportunidad de la primera entrevista y por formar parte de mi desarrollo en esta especialidad.

A la Dra. Erika Hennings Hinojosa por proporcionarme las bases para adquirir los conocimientos acerca de la resonancia magnética y las secuencias básicas así como los estudios funcionales.

INDICE

Resumen.....	5
Introducción.....	5
Antecedentes.....	6
Generalidades.....	6
Secuencias básicas.....	7
Difusión y Tractografía.....	7
Índice de difusión.....	8
Coeficiente de difusión aparente.....	9
Difusión isotrópica, anisotrópica y varianza de rotación.....	9
Mapeo ADC en el cerebro sano y con patología.....	11
Tensor de difusión.....	12
Aplicación del Tensor de difusión.....	12
Objetivo del tensor de difusión.....	14
Aplicaciones clínicas del estudio de los tractos a través del tensor de difusión.....	15
Fibras de proyección.....	17
Fibras de asociación.....	17
Cíngulo, fórnix y estría terminalis.....	18
Visualización de las vías y tractos a través del mapa de color.....	18
Hallazgos en secuencias básicas y DTI en algunas de las alteraciones del sistema nervioso central.....	20
○ Alteraciones vasculares	
○ Alteraciones Infecciosas	
○ Enfermedad degenerativa	
○ Enfermedades neoplásicas	
Objetivo.....	28
Justificación.....	29
Hipótesis.....	29
Tipo de estudio.....	29
Universo de trabajo.....	29
Criterios de inclusión.....	29
Criterios de exclusión.....	29
Resultados.....	30
Discusión.....	34
Conclusiones.....	35
Bibliografía.....	36

RESUMEN

El área de Imagenología, particularmente la resonancia magnética ha desarrollado nuevas técnicas y programas para mejorar la precisión diagnóstica y apoyar a través de secuencias funcionales las distintas especialidades médicas, de tal manera que se logre un beneficio en el diagnóstico e incluso en el abordaje terapéutico.

Una de las áreas en las que se ha implementado el uso de las técnicas funcionales es la Neurología. Desde hace aproximadamente 2 décadas se han desarrollado estudios experimentales y posteriormente sobre pacientes. El BOLD, la espectroscopía, la volumetría y las imágenes obtenidas por tensor de difusión y tractografía son ejemplos del desarrollo que ha alcanzado la resonancia magnética.

A partir de marzo del 2009 se instaló el resonador de 3 teslas en el Hospital Español y el 20 de marzo se realizó la primera tractografía en un paciente con diagnóstico de neoplasia cerebral.

Se revisan todos los estudios de cráneo realizados partir de marzo del 2009 hasta diciembre del 2010 obteniendo una muestra de 57 tractografías. Se coteja el resultado de dichos estudios con el diagnóstico y el cuadro clínico de los pacientes para analizar la sensibilidad de la tractografía en la patología del Sistema Nervioso Central.

INTRODUCCION

El estudio de alteraciones del sistema nervioso central se ha visto facilitado gracias a los métodos de imagen seccional, como la tomografía computarizada y en especial la resonancia magnética (RM). Esta última tiene las ventajas de no utilizar radiación ionizante, permitir realizar cortes multiplanares, así como programar secuencias con tiempos de excitación y relajación protónica variables que facilitan el análisis de los componentes tisulares y de las interconexiones cerebrales demostrables hoy en día.

Las técnicas de exploración en resonancia magnética se iniciaron con las secuencias básicas T1 y T2 y se han desarrollado los estudios funcionales y de espectroscopía; basándose en la detección de señales, en las que la intensidad del campo magnético determina la calidad de la imagen obtenida para fines diagnósticos. Los equipos de campo alto 1.5T y de ultracampo, como es el caso de los 3T, permiten obtener información en el ámbito funcional y bioquímico. Los estudios de difusión, utilizados clínicamente desde principios de la década de 1990, en la evaluación del ataque isquémico agudo, no solo aportan información sobre el comportamiento de una lesión, sino que además ayudan a predecir su pronóstico y monitorear la respuesta al tratamiento. Estas técnicas se han extendido en la evaluación de infecciones intracraneales, lesiones tumorales y traumáticas, y actualmente en la evaluación de la conectividad de la sustancia blanca cerebral, mediante los estudios por tensor de difusión y tractografía, con resultados similares a los obtenidos en estudios anatómicos, con lo que se espera conseguir un mejor entendimiento de los desordenes neurológicos y psiquiátricos y un avance en la planeación del tratamiento quirúrgico, con mejor preservación de la función; sin embargo, el postproceso de las imágenes es complejo y requiere experiencia para garantizar que los resultados corresponden con la realidad.

ANTECEDENTES

Los principios de la resonancia magnética se remontan desde mediados del siglo XIX, con el estudio del comportamiento de un tejido carente de oxígeno. En la actualidad se basan en el conocimiento del comportamiento del oxígeno y la molécula de agua. La habilidad para establecer la difusión espacial de los protones dentro del agua libre in vivo y la observación de que la difusión de éstos se reduce en el tejido cerebral lesionado en forma aguda, es responsable de que el uso de esta técnica “de difusión”, se haya extendido al análisis del movimiento en el interior de las vainas de mielina. El entendimiento de los factores que influyen esta difusión molecular en los tractos de la sustancia blanca del sistema nervioso central, ha despertado gran interés al visualizar el potencial dentro de la aplicación clínica y la terapéutica.

GENERALIDADES

La Resonancia Magnética (RM) como método diagnóstico permite obtener imágenes en diversos planos y distinguir estructuras de diferente composición, en forma superior a cualquier otro método de imagen. Variando los parámetros de adquisición, se puede modificar la intensidad de señal de un tejido dado o incluso anularla, facilitando así la diferenciación tisular.

Debido a que la RM no utiliza radiación ionizante se considera inocua y no invasiva. La rapidez y capacidad de resolución de los equipos es cada vez mayor, lo que permite la realización de estudios vasculares sin medio de contraste, utilizando las técnicas TOF y CF, o la realización de estudios contrastados con compuestos a base de gadolinio, en pocos segundos, y con imágenes de alta resolución.

En RM las imágenes se construyen a partir de la resonancia de los átomos de hidrógeno de un objeto; el cuerpo humano es fundamentalmente grasa y agua, ambos componentes con numerosos átomos de hidrógeno que constituyen aproximadamente el 63% del total de átomos de hidrógeno del cuerpo humano.

En el núcleo del átomo de hidrógeno hay un solo protón, que posee la capacidad de girar, esto le permite ser considerado como un campo magnético pequeño, capaz de emitir una señal de RMN; la frecuencia de resonancia de un átomo es proporcional a la posición del mismo mientras está girando y esta relacionada con el campo magnético externo (gradiente).

Las primeras secuencias utilizadas se caracterizaron por una constante de tiempo en el que T1 corresponde a la magnetización longitudinal y T2 a la magnetización transversal.

SECUENCIAS BÁSICAS

T1

Es una secuencia básica de relajación protónica, que se refiere al tiempo necesario para que el protón recupere un 63% de su magnetización longitudinal; inicialmente, la recuperación es muy rápida y luego se torna mucho más lenta, por lo que el tiempo de recuperación total de magnetización longitudinal podría dividirse en subtiempos. En un sólido los intercambios de energía son muy rápidos y la relajación T1 muy corta. En el agua la pérdida de energía es menos rápida y el tiempo de relajación de T1 es más largo. El T1 se mide en orden de segundos.

T2

Esta secuencia básica se refiere al tiempo necesario para que la magnetización transversal se pierda en un 63%. El T2 generalmente se expresa en milisegundos y su tiempo de relajación se ve afectado por el fenómeno de precesión de los protones independientes. En el líquido puro el T2 es más largo, ya que el spin queda en fase por más tiempo, siendo su señal más intensa. Los sólidos tienen un T2 extremadamente corto. El T2 de los tejidos biológicos es alrededor de 10 veces más corto que su T1.

En resumen, T1 y T2 varían en sentido inverso. La recuperación de la magnetización longitudinal T1 es lenta, del orden de segundo. La pérdida de la magnetización transversal T2 es rápida, del orden de la décima de segundo.

DIFUSION Y TRACTOGRAFÍA

La técnica de difusión por resonancia magnética (DWI) ha demostrado su utilidad en el estudio de diversas alteraciones del sistema nervioso central, siendo utilizada principalmente para el diagnóstico precoz de accidente cerebrovascular isquémico. Es rápida y tiene la capacidad de demostrar alteraciones isquémicas en forma temprana, antes de que los cambios sean evidentes por otros métodos de diagnóstico. Debido a artefactos de susceptibilidad magnética, de movimiento y por distorsiones geométricas en el cuerpo, su uso estuvo inicialmente limitado al cráneo, sin embargo, recientemente éste se ha extendido al estudio de patologías en diversas partes del organismo, principalmente en el diagnóstico y seguimiento de neoplasias.

La DWI se basa en la detección del movimiento aleatorio de las moléculas de agua en los tejidos. Este movimiento browniano (al azar) de las moléculas de agua en un recipiente es equiparable a la difusión libre. El movimiento al azar de las moléculas en la presencia de un fuerte campo magnético resulta en una pérdida de señal debido al desfase en la coherencia del spin. Las moléculas de agua en el organismo tienen difusión restringida, debido a la presencia de macromoléculas y membranas celulares. La señal de difusión en los tejidos se obtiene a partir de movimiento molecular en tres compartimientos: a. Espacio extracelular, b. Espacio intracelular y c. Espacio intravascular. El espacio intravascular muestra una mayor difusión, debido al flujo sanguíneo o perfusión. El grado de restricción a la difusión es inversamente

proporcional a la celularidad tisular y a la integridad de las membranas, por lo tanto, a mayor celularidad tisular, menor difusión.

Stejskal y Tanner cuantificaron la difusión in vivo utilizando una secuencia T2 SE, con adición de gradientes bipolares. La secuencia potenciada en T2 requiere un tiempo de eco (TE) largo que permite intercalar los dos gradientes, esto se conoce como sensibilización en la ponderación del agua. Se usa un par de pulsos de gradiente rectangulares aproximadamente a 180° de radiofrecuencia. El valor de B está determinado por la duración (d) y la fuerza (G) del pulso de sensibilización y por el intervalo entre los pulsos mencionados (D). Las moléculas de agua en movimiento, a diferencia de las moléculas estáticas, no logran refasarse tras la aplicación del segundo gradiente, produciendo un cambio de señal, proporcional a la amplitud de los gradientes. La sensibilidad del método se puede variar al modificar la amplitud de los gradientes bipolares y su duración.

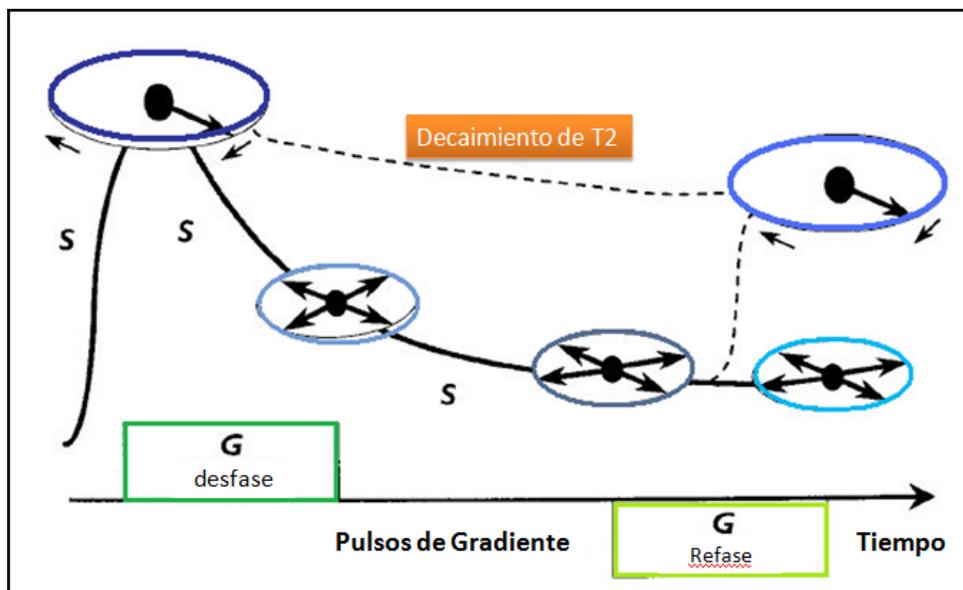


Fig. 1 El diagrama muestra la pérdida en la intensidad de señal como resultado de una refase ineficiente o del desfase en los espines, por el desplazamiento de las moléculas de agua (difusión), entre la aplicación de gradientes bipolares. Con un decremento en la difusión el proceso de refase es más eficiente y la pérdida de señal es predominantemente afectada por el decaimiento de T2. (Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings: revision de la física AJNR 2008)

INDICE DE DIFUSIÓN

La constante del movimiento molecular microscópico en la unidad de tiempo se conoce como índice de difusión. Esta constante se expresa en mm^2/s . y traduce el desplazamiento regular sobre un área en observación. En la secuencia de difusión se emplean dos valores b, uno típicamente $0 \text{ s}/\text{mm}^2$ y otro entre 1 y $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$. A mayor valor b, menor difusión, así, el componente celular de un tumor tendrá valores b altos, que indican restricción a la difusión, en tanto que su componente necrótico mostrará mayor difusión.

COEFICIENTE DE DIFUSIÓN APARENTE (ADC)

La intensidad de señal que vemos en la secuencia de difusión es una mezcla de la difusión como tal y de la perfusión, generada en la microcirculación. El tiempo de relajación T2 de los tejidos genera un efecto de brillo, conocido como “efecto T2 o shine through”). El efecto T2 puede ser confundido con verdadera restricción a la difusión, se puede reducir disminuyendo el TE y aumentando el valor b, que minimiza la señal derivada de la perfusión, cuya importancia se encuentra en los valores b bajos. Para cuantificar la difusión en el escenario clínico, se utiliza el coeficiente de difusión aparente (ADC). El ADC refleja la suma de los fenómenos simultáneos dentro del voxel, siendo un valor independiente de la intensidad del campo magnético. El computador calcula el ADC para cada pixel de la imagen y lo muestra como un mapa en color o escala de grises, siendo posible determinar manualmente mediante un ROI, el valor de ADC para un determinado tejido .

La sensibilidad de esta técnica ha sido explotada clínicamente para:

- Mejorar la detección de isquemia cerebral aguda
- Identificar focos de daño axonal difuso.
- Diagnóstico de neoplasia, planificación de cirugía y vigilancia de recurrencia tumoral.
- Diagnóstico diferencial entre edema citotóxico y vasogénico.
- Esclerosis múltiple
- Maduración y envejecimiento cerebral.
- Mapeo de la conectividad de la sustancia blanca “modelo de tensor de difusión”.

DIFUSION ISOTROPICA, ANISOTROPICA Y VARIANZA DE ROTACION

La difusión isotrópica es aquella en la que el movimiento molecular está equilibrado en todas direcciones. En el cerebro humano podemos encontrar difusión isotrópica en los espacios de LCR, salvo en los sitios de emergencia del mismo (agujeros de Monro y acueducto de Silvio) y en la sustancia gris de la corteza cerebral de los adultos. El registro de la difusión isotrópica no es importante, ya que es igual en todas direcciones.

Si el agua se difunde en un medio con barreras, la difusión deja de ser uniforme, para hacerse asimétrica o "anisotrópica". Existen muchas barreras al movimiento libre del agua como son: membranas celulares, axones, mielina, etc. En la sustancia blanca la principal barrera es la vaina de mielina de los axones. Éstos oponen una barrera a la difusión perpendicular y una ruta para la difusión paralela en el sentido de la orientación de las fibras. En la técnica de imagen con tensor de difusión se aprovecha este efecto, existiendo una relación directa entre el número de fibras y el grado de anisotropía. La difusión anisotrópica se incrementa en áreas axonales maduras, altamente ordenadas.

En las afecciones en las que se distorsiona la mielina o la estructura de los axones, como en traumatismos, tumores y procesos inflamatorios se reduce la isotropía, debido a que las barreras a la difusión se destruyen o desorganizan. La anisotropía se puede medir de múltiples formas: Una de ellas mediante una proporción llamada "anisotropía fraccional" (FA). Una anisotropía de "0" corresponde con una esfera perfecta, mientras que 1 sería una difusión lineal ideal. Los tractos bien definidos tienen una FA mayor que 0,2. Hay pocas regiones con una FA mayor de 0,9. La cifra nos proporciona información de la esfericidad de la difusión, pero no aporta nada sobre su dirección. Cada anisotropía está ligada a la orientación del eje (dirección predominante de la difusión) y para conocerla es necesario realizar técnicas postproceso, siendo difícil representarla en imágenes 2D en escala de grises. Para solucionar este problema se ha añadido un código de colores. Los colores básicos pueden informar al observador de la orientación de las fibras en un sistema de coordenadas tridimensionales. A este tipo de representaciones se las conoce como "mapas anisotrópicos". El software puede codificar los colores de este modo:

- El rojo indica direcciones en el eje X.
- El verde indica direcciones en el eje Y.
- El azul indica direcciones en el eje Z.

Se realiza una suma de los coeficientes de difusión en los tres ejes de movimiento (ejes x, y, z). El resultado de esta sumatoria se divide entre tres. De esta forma, cuando se habla de ADC o coeficiente de difusión, se refiere a la resultante de la ecuación previamente mencionada. Si solo se registra la difusión en una sola dirección, su interpretación puede verse complicada por una variabilidad en la intensidad de señal en los tractos de sustancia blanca, dependiendo de su orientación relativa a la dirección del gradiente de difusión.

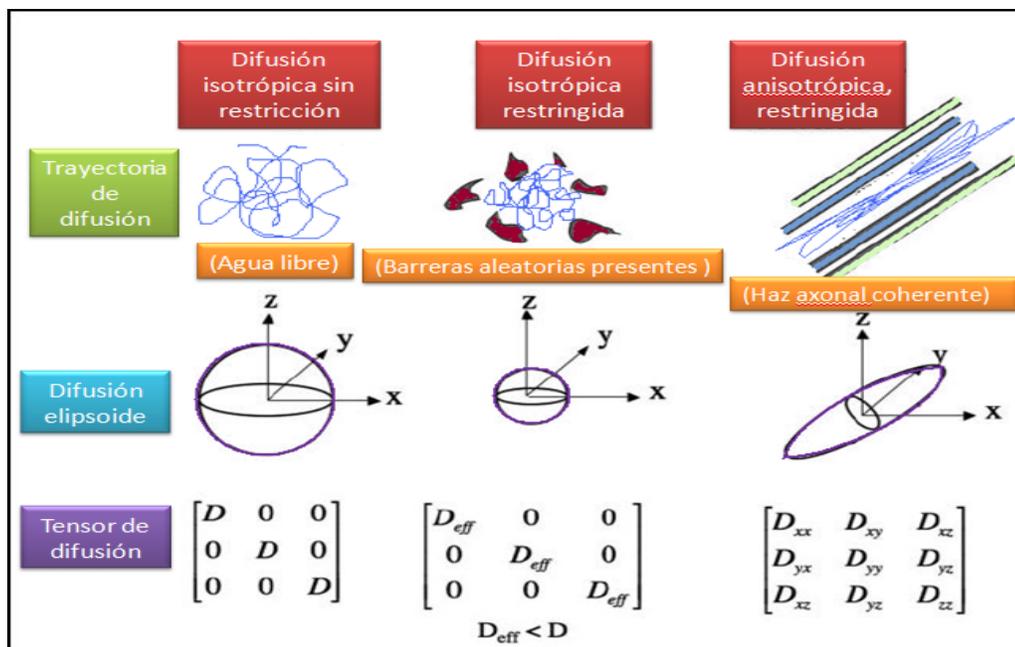


Figura 2. Esquema que demuestra el comportamiento y la posibilidad de registro en los elipsoides de difusión, difusión sin restricción isotrópica y la difusión anisotrópica restringida. (Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings: revision de la física AJNR 2008)

Los estudios de Tensor de difusión y Tractografía ofrecen información acerca de los tractos de las zonas elocuentes, entre las cuales las áreas correspondientes a la vía corticoespinal, para las redes motoras, y las radiaciones ópticas, para la vía visual, son las más importantes clínicamente.

MAPEO ADC EN EL CEREBRO SANO Y CON PATOLOGIA

En el cerebro adulto sano en el rango clínico de valores b (1500 s/mm²), el ADC de la sustancia gris y de la sustancia blanca es muy similar, de manera que en la DWI la diferencia entre la materia gris-blanca tiene poco contraste y tiende a perderse. Cualquier cambio entre estas dos sustancias será observado en T2. La difusividad principal medida en la sustancia gris es de $0.67-0.83 \times 10^{-3}$ mm²/s y para la sustancia blanca es de $0.64-0.71 \times 10^{-3}$ mm²/s. En la edad gestacional el ADC está inicialmente muy alto en las estructuras de rápido desarrollo, aproximadamente un 50% más en las estructuras de materia gris como el tálamo y ganglios basales, desarrollándose dos veces más rápido que en las regiones lobares de sustancia blanca, de lenta maduración. Los valores normales de ADC caen abruptamente durante los primeros 2 años de la vida. En este momento, el ADC superior en la mayoría de la sustancia blanca, llega a ser más parecido al de la materia gris. Los valores de ADC siguen disminuyendo de manera más gradual a lo largo de la infancia, la adolescencia y edad adulta joven, con tasas que reflejan los cambios en la velocidad de maduración en diferentes partes del cerebro. Por el contrario, en el cerebro envejecido pero sin otra morbilidad los valores promedio de ADC aumentan. Este efecto puede ser visto en edades superiores a 40 años, especialmente en la sustancia blanca.

La mayoría de la patología cerebral en el ser humano es causa de aumento de los valores de ADC. Las causas de reducción anormal de ADC en el cerebro humano son menos numerosas y permiten un diagnóstico más específico. La más común es la isquemia cerebral aguda, otras son el edema citotóxico, el status epiléptico y la hipoglucemia. La explicación convencional para la reducción de ADC en la isquemia aguda es la falta de energía que da lugar a cambios en la permeabilidad de membrana, resultando en afección de volumen celular, inflamación y tortuosidad en el espacio extracelular. Sin embargo, esto es polémico, ya que las pruebas biofísicas con ADC, presentadas a nivel extracelular e intracelular en la isquemia cerebral aguda son reducidas.

La viscosidad del material purulento también reduce los valores de ADC, infecciones purulentas intracraneales como los abscesos piógenos, empiema subdural o epidural y empiema intraventricular reducen la difusión en las células viables, obstaculizada por la pus.

Los valores bajos de ADC debidos al movimiento obstaculizado del agua, producen una señal brillante, de máxima intensidad en DW y pueden encontrarse en casos como el cáncer epidermoide, hematomas agudos y zonas de coagulación.

Los tumores con una alta celularidad, especialmente los que cuentan con un alto índice núcleo-citoplasma muestran también disminución de la difusión; los ejemplos incluyen al linfoma, el neuroblastoma y tumores neuroectodérmicos primitivos, como el meduloblastoma. Se han reportado casos de metástasis cerebrales con difusión restringida, incluso aquellos sin hemorragia intralesional.

La difusión reducida ha sido descrita además, en la fase aguda de las enfermedades primarias desmielinizantes, trastornos metabólicos y exposición a sustancias tóxicas. Otras causas poco comunes son la enfermedad de Creutzfeldt-Jakob.

TENSOR DE DIFUSION

El tensor de difusión, es un modelo matemático con estructura 3D obtenido por la anisotropía de difusión de los tractos de sustancia blanca. Constituye un método rápido y no invasivo para el estudio de la integridad y orientación de los tractos nerviosos de sustancia blanca "in vivo". La técnica del tensor de difusión (DTI) puede calcularse, si se adquieren por lo menos 6 conjuntos de imágenes de difusión codificadas a lo largo de las direcciones no colineares, además de por lo menos un conjunto de imágenes en $b = 0$ s/mm². Con traducción geométrica de la información. El tensor se ajusta de manera efectiva a la variación angular de los valores de ADC, en forma de un elipsoide en 3D, definido por 6 variables que señalan por medio del ADC, la dirección de las moléculas de agua en un determinado tiempo.

En el modelo anisotrópico de difusión el elipsoide es alargado, lo que indica una mayor distancia de difusión media a lo largo del eje mayor del elipsoide. Los elementos del tensor de difusión por encima de la diagonal siempre son iguales a los que están por debajo de la misma (Fig. 2), una característica conocida como "simetría conjugada", que refleja la simetría del movimiento Browniano. Para la difusión isotrópica, la difusión elipsoide se transforma a una esfera, ya que el ADC es igual en todas las direcciones.

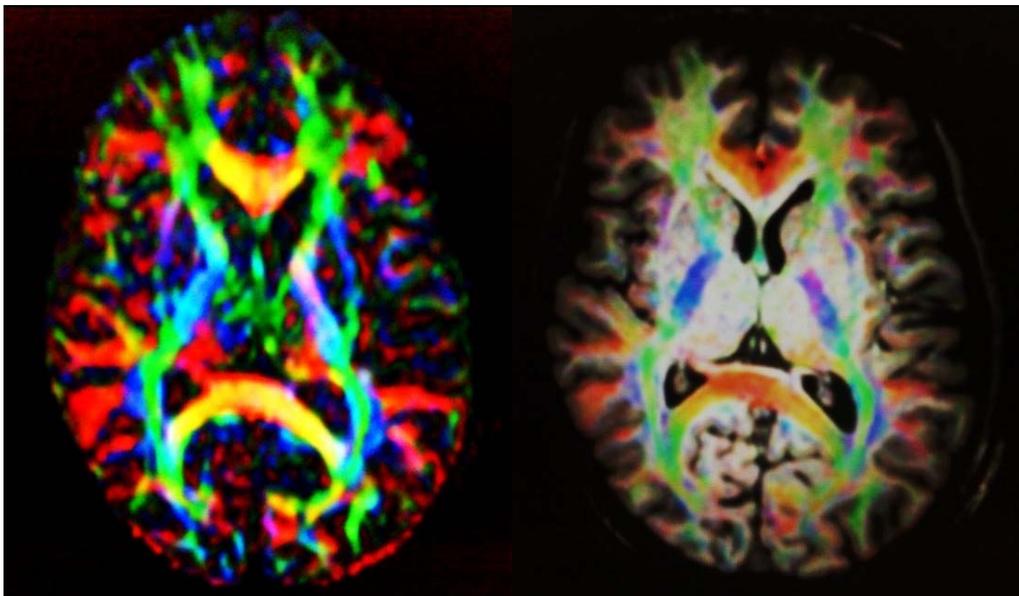


Fig3 . Imágenes obtenidas bajo el principio de tensión de difusión y anisotropía fraccional, tras la aplicación del sistema de color direccional, determinado por los eigen-vectores que se describieron previamente.

APLICACIÓN DEL TENSOR DE DIFUSIÓN

Un número de mediciones del tensor de difusión se utiliza para caracterizar las dimensiones y forma del elipsoide de difusión, asociado con la microestructura de un voxel en particular. Los tres ejes principales del tensor de difusión llamados "eigen-vectores" pueden ser calculados por medio de la diagonalización del tensor de difusión. Este se rota por una matriz que de ahora en adelante llamaremos R , la cual lleva una conformación diagonal. Las columnas de R están compuestas por los eigen-vectores del sistema y el Rt es la matriz diagonal resultante de R . Los tres eigen-vectores describen la dirección y longitud de los tres ejes elipsoides de difusión en orden de magnitud de forma descendente. El eigen-vector más largo es conocido como *eigen-vector primario* e indica la dirección y magnitud que rige la difusión. Este eje primario es importante para la realización de la tractografía, ya que indica la orientación del haz axonal. Se conoce como *índice de difusividad longitudinal*, debido a que especifica el índice de difusión a lo largo de la orientación de las fibras. El segundo y el tercer eigen-vectores son ortogonales con respecto al eigen-vector primario. Los *eigen-valores asociados*, dan la magnitud de difusión en el plano transversal al haz de axones, efecto conocido como *difusividad radial*.

En concreto, la difusividad principal describe la dirección promedio de difusión en base al predominio del eigen-valor primario determinado dentro de un voxel.

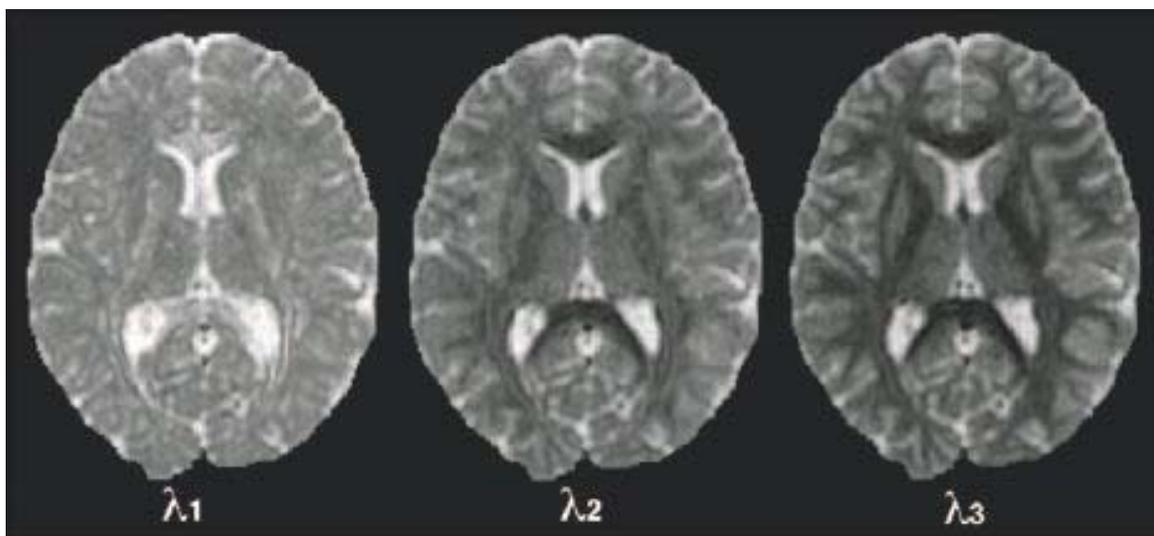


Fig. 4 Eigen-valores mostrados en la misma intensidad de escala. Nótese que los valores son siempre ordenados de forma descendente en intensidad teniendo el de valor más alto como el primero y principal. (Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings: revisión de la física AJNR 2008)

Otras medidas que nos sirven para la obtención de imágenes de difusión son la *anisotropía fraccional (FA)* y la *anisotropía relativa (RA)*, éstas sirven para medir el grado de la direccionalidad de la difusión intravoxel. Cuando el eigen-vector principal es mucho más elevado que el segundo y el tercer eigen-vectores, los valores de FA y RA serán altos, indicando una preferencia en la dirección de difusión. Esto corresponde a

una forma retardada de difusión. Marcando la dirección preferente de la difusión gracias al eje largo del elipsoide o, de forma equivalente por el primer eigen-vector del tensor. La FA se ha convertido en la herramienta mas utilizada para la medición de la anisotropía y sus valores varían desde 0 en la difusión isotrópica hasta un máximo de 1, indicando una difusión lineal perfecta, que ocurre solo a lo largo del eigen-vector primario.

La información acerca de la orientación de las fibras del eigen-vector puede ser visualizada en las imágenes 2D, asignándole un color a cada eje ortogonal. Típicamente se manejan rojo de izquierda a derecha; verde para la dirección de anterior a posterior y el azul de arriba hacia abajo (Fig. 3).

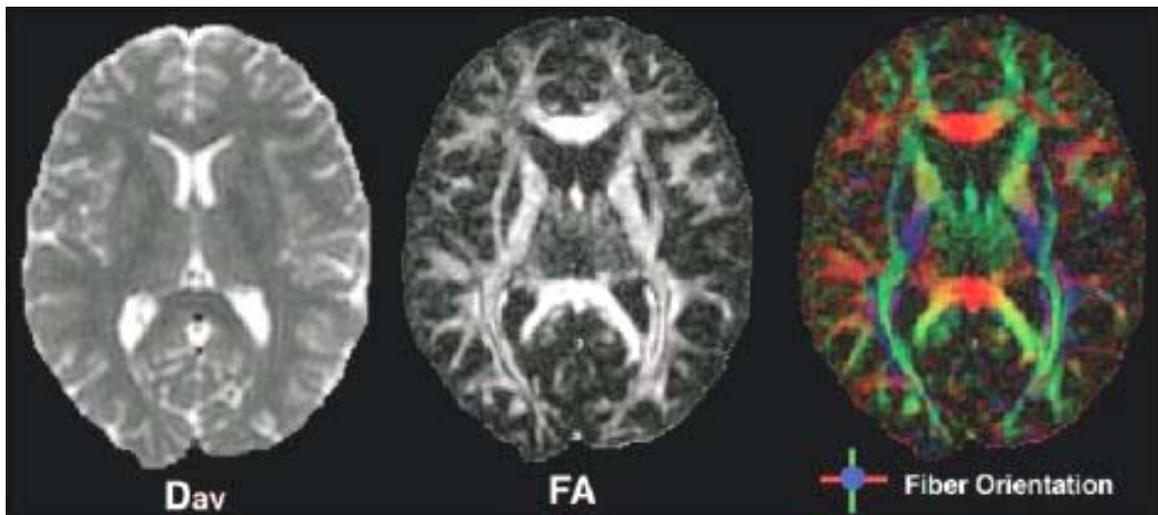


Fig. 5 Inferior izquierda: El promedio de la dirección de la difusibilidad es la media de 3 eigenvalores. Inferior media: El FA indica la coherencia de los límites de la sustancia blanca. Inferior derecha: El mapa de FA puede colorearse para mostrar la orientación del eigenvector primario, la orientación de fibras axonales de izquierda a derecha en verde, de anteriores a posteriores en rojo y de inferiores a superiores en azul. Los colores mezclados representan las fibras orientadas entre los tres axis cardinales. (Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings: revision de la física AJNR 2008)

OBJETIVO DEL TENSOR DE DIFUSIÓN

El objetivo de las imágenes por tensor de difusión (DTI) es determinar la conectividad intervoxel con base en la anisotropía de difusión del agua. En cada voxel cerebral la dirección dominante de los tractos axonales puede asumirse paralela con respecto al eigen-vector primario o dominante del tensor de difusión. El tensor de difusión da seguimiento de las fibras a través de un voxel seleccionado para el seguimiento del tracto axonal en 3D, de voxel a voxel a través del cerebro humano. Ya que el DTI provee solo información microestructural a una resolución espacial baja, generalmente se combina con información funcional y con información anatómica de alta resolución para delinear redes específicas.

La tractografía puede analizarse a través de un método determinístico y un evento probabilístico. El estudio de las fibras por un tracto continuo, conocido por sus siglas en inglés FACT (Fiber Assignment by Continuous Track), es un método determinístico que sigue la trayectoria de las fibras desde voxels definidos por un usuario, a través de

correderas, siguiendo el eigen-vector primario de voxel a voxel, en 3 dimensiones. Cuando la trayectoria de las fibras alcanza la base del voxel, la dirección de la misma es cambiada, para que esta encuadre el eigen vector primario del siguiente voxel (Fig. 4). Puede aplicarse una restricción en el ángulo máximo de giro de la corredera entre los voxels y el mínimo FA dentro del voxel, para contener los tractos de regiones cerebrales, donde el modelo del tensor de difusión representa en forma realística las redes de la sustancia blanca.

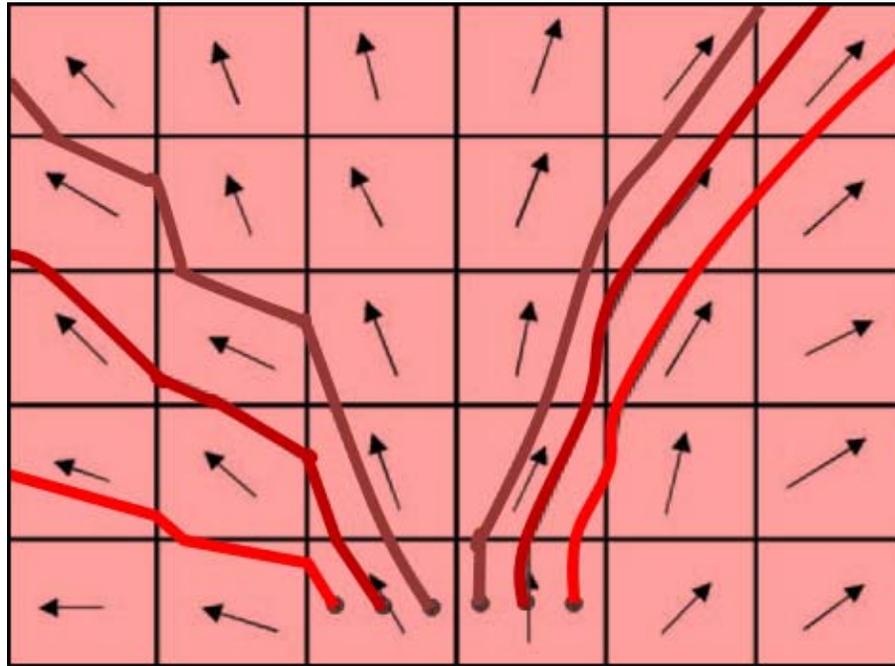


Fig.6 Esquema que demuestra el algoritmo FACT. Las flechas representan los eigen-vectores primarios. (Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings: revisión de la física AJNR 2008)

APLICACIONES CLINICAS DEL ESTUDIO DE LOS TRACTOS A TRAVÉS DEL TENSOR DE DIFUSION

La visualización de los tractos de sustancia blanca en 3D tiene valor científico y clínico para detectar cambios gruesos con respecto al curso anatómico y la integridad microestructural de vías específicas. El modelo de tensor de difusión ha sido utilizado recientemente para identificar y caracterizar nuevos defectos en el crecimiento axonal y ha servido como guía en el estudio de los desordenes del desarrollo y migración, como la decusación normal de las fibras pontocerebelosas en parálisis de la mirada y la localización ectópica de las fibras pontocerebelosas en la displasia del tectum pontino. De hecho, una red de fibras aberrantes conocida como el haz sigmoideo asimétrico se identificó por primera vez través de ITD observando individuos con disgenesia de cuerpo calloso. Los tractos que hasta el momento se han analizado de forma exitosa son el tracto corticoespinal, el fascículo longitudinal superior, el tracto óptico, parte de la

vía somatosensorial y la vía trigeminal. Las vías en la sustancia blanca se pueden visualizar en las áreas que se mencionan a continuación:

Corona Radiada: Contiene las vías corticoaférentes, las fibras tálamo-corticales, conocidas también como vías corticopetales. De la misma manera se visualizan las fibras corticofugales largas, que son las corticotalámicas, corticoestriatales, corticopontinas, corticobulbar, corticoespinal y corticoreticular y las fibras comisurales. Estas fibras suelen dividirse de forma arbitraria en: anteriores, superiores y posteriores siendo divididas de forma arbitraria.

Capsula interna: Es el sitio donde converge la corona radiada. Contiene los tractos tálamo-corticales y los tractos corticofugales largos.

Pedúnculos cerebrales: contiene los tractos corticofugales largos.

Estrato sagital: Está contiguo a la región posterior de la corona radiada. Está constituido por las radiaciones ópticas que es una fracción del tracto tálamo-cortical. También contiene fibras comisurales desde el esplenio del cuerpo calloso y fibras corticofugales así como fibras de asociación, sobre todo del fascículo fronto-occipital y del fascículo longitudinal inferior.

Cápsula externa: Lateral al núcleo lentiforme. Contiene fibras de asociación como el fascículo longitudinal superior, el fascículo fronto-occipital inferior y el fascículo uncinado. Estas zonas son difíciles de seguir a través de la tractografía de forma aislada, a que son muy delgadas

Se reconstruyen 5 tractos a partir del tallo cerebral: Pedúnculos cerebelosos superior medio e inferior. Tracto corticoespinal y el lemnisco medio. Las trayectorias globales muestran la orientación múltiple.

El pedúnculo cerebeloso superior: es la principal vía eferente desde el núcleo dentado hasta el tálamo. Puede ser identificado en un corte axial a nivel del núcleo dentado y otro a nivel del tálamo. A nivel superior se puede ver la decusación como una zona roja circular. Puedes seguir la vía tanto a nivel de la decusación como de forma ipsilateral ya que el grosor del tracto no cambia.

El pedúnculo cerebeloso inferior: contiene conexiones aferentes y eferentes en el cerebelo. Se origina de la medula caudal, atraviesa el puente y alcanza la corteza cerebelosa.

El pedúnculo cerebeloso medio. también contiene fibras eferentes del puente al cerebelo formando una estructura en forma de hoja que envuelve la región pontina. Se visualiza mejor en los cortes coronales.

El lemnisco medio: es la vía principal para fibras sensitivas ascendentes. Se decusa a nivel ventral de la medula. Conforme va ascendiendo por el puente viaja a lo largo del aspecto dorsal del puente y del tallo cerebral.

Los tractos derecho e izquierdo a nivel del tallo: son dispersos y de difícil identificación.

El tracto cortico-espinal: es la vía descendente desde la corteza. Penetra el pedúnculo cerebral y es identificable en el puente y en la médula.

FIBRAS DE PROYECCION

Se reconstruyen dos clases de fibras de proyección: fibras corticotalámicas y tálamo-corticales conocidas como radiaciones talámicas y las fibras corticofugales largas que están compuestas por las fibras corticoeferentes. Como ya se había mencionado,

están incluidas las fibras corticopontinas, corticoreticulares, corticobulbares y corticoespinales. Todas estas fibras penetran la capsula interna, ya sea entre tálamo y putamen o entre núcleo caudado y putamen. Cuando se aproxima a la corteza forma un abanico desde la corona radiada.

El tálamo se conoce por tener conexiones recíprocas para un área amplia de la corteza y son referidas tras pasar la cápsula interna como fibras anteriores, superiores o centrales y posteriores, dentro de las cuales se incluyen las radiaciones ópticas que conectan el núcleo geniculado lateral y el lóbulo occipital. La cápsula interna también contiene vías descendentes desde la corteza hacia el tallo. La mayoría de estas fibras terminan en algún núcleo pontino y son conocidas como

corticopontinas. Estas a su vez pueden dividirse como frontales, parietales, temporales u occipitales. Posterior a la llegada de los núcleos pontinos, envían proyecciones al cerebelo contralateral a través del pedúnculo cerebral medio, formando la vía cortico-ponto-cerebelosa. Los tractos corticopontinos pasan por la cápsula interna y el pedúnculo cerebral; sin embargo al no poderse discriminar de otros tractos corticopontinos sólo se incluye en los mismos.

Se cree que la porción media del pedúnculo cerebral contiene tractos que pasan a través del tallo para alcanzar la médula. De aquí bajan fibras precentrales y algunas fibras somatosensoriales y de la corteza parietal.

FIBRAS DE ASOCIACION

Conectan diferentes áreas de la corteza y están clasificadas como fibras largas y fibras cortas. Se conectan áreas del mismo lóbulo como las que conectan los giros adyacentes conocidas como fibras U. Las fibras de asociación largas conectan diferentes lóbulos formando uniones prominentes. Entre estas se incluyen el fascículo longitudinal superior, fascículo longitudinal inferior, el fascículo frontoccipital superior, el fascículo frontoccipital inferior y el fascículo uncinado. Existen tres fibras de asociación mayores que conectan el sistema límbico, llamadas cíngulo, el fórnix y la estría terminal.

El fascículo longitudinal superior, esta localizado en el lado superolateral del putamen y forma un largo arco también conocido como fascículo arcuato. Envía ramas a los lóbulos frontal parietal, temporal y occipital. Es fácilmente localizable en los cortes coronales.

El fascículo longitudinal inferior, el fronto-occipital y el fascículo uncinado conecta lóbulos temporal y occipital así como el lóbulo frontal al occipital. El fascículo frontoccipital puede compartir fibras con el fascículo uncinado que conecta el lóbulo temporal anterior en un área compacta que incluye la formación hipocampal y la corteza orbitaria.

Las fibras de asociación del fascículo frontoccipital superior se encuentran en el área superolateral del caudado. En la región anterior esta unión de fibras ocupa el límite superior del brazo anterior de la cápsula interna y se proyecta hacia el lóbulo frontal y esto la distingue de las radiaciones talámicas anteriores pero no es muy clara. Hacia la región posterior viaja a lo largo del núcleo caudado y parece llegar a la corona radiada. Y contrario a su nombre llegan hasta la corteza del lóbulo parietal.

CÍNGULO, FÓRNIX Y ESTRIA TERMINALIS.

El cíngulo corre a través del giro cingulado por toda su longitud. Viaja inmediatamente dorsal al cuerpo calloso y a lo largo de la cara ventral del hipocampo formando una

trayectoria en "C" lleva conexiones aferentes del giro cingulado a la corteza entorrinal. Debido a su forma tubular y estrecha es difícil revelar su longitud a lo largo de todo su trayecto en una reconstrucción.

El fórnix incluye vías aferentes y eferentes entre el hipocampo y el área septal y el hipotálamo similar al cíngulo. Llevando también una trayectoria en forma de "C", pero más pequeña que este último. Su porción anterior está formada por la columna del fórnix que se ramifica en dos vías cerca de la comisura anterior. La porción precomisural desde el hipotálamo al cuerpo mamilar. La porción medial del "C" es el cuerpo del fórnix. Como el cuerpo del fórnix tanto del derecho como el izquierdo se unen entre sí. Posterior al entrecruce del fórnix tanto el izquierdo como el derecho están separados y proyectados en las regiones dorsales del hipocampo.

La estría terminalis es otro tracto límbico también en forma de C, el más interno de todos los tractos límbicos. Estos tractos proveen vías aferentes y eferentes entre la amígdala y el área septal y el hipotálamo. En el área hipocampal es difícil distinguir el fórnix.

FIBRAS COMISURALES

El cuerpo caloso que interconecta ambos hemisferios cerebrales. La mayoría de estas fibras interconectan zonas corticales homólogas en espejo pero presenta conexiones heterotópicas terminando en áreas de forma asimétrica.

VISUALIZACION DE LAS VIAS Y TRACTOS A TRAVES DEL MAPA DE COLOR

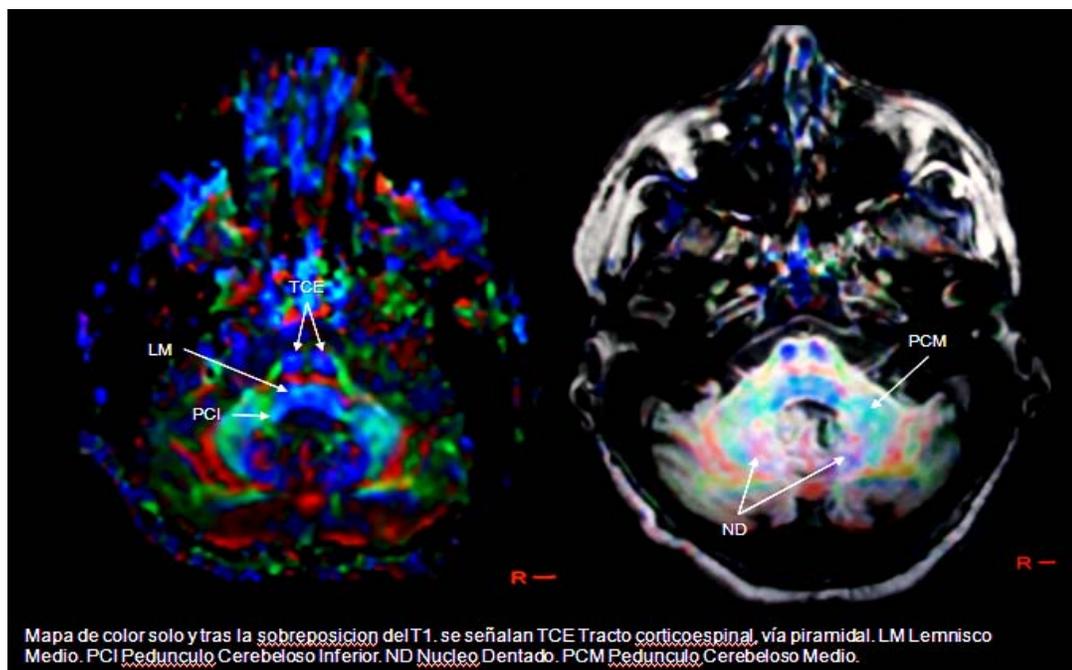


Fig. 7 T1 y mapa de color a nivel de pedúnculos cerebelosos.

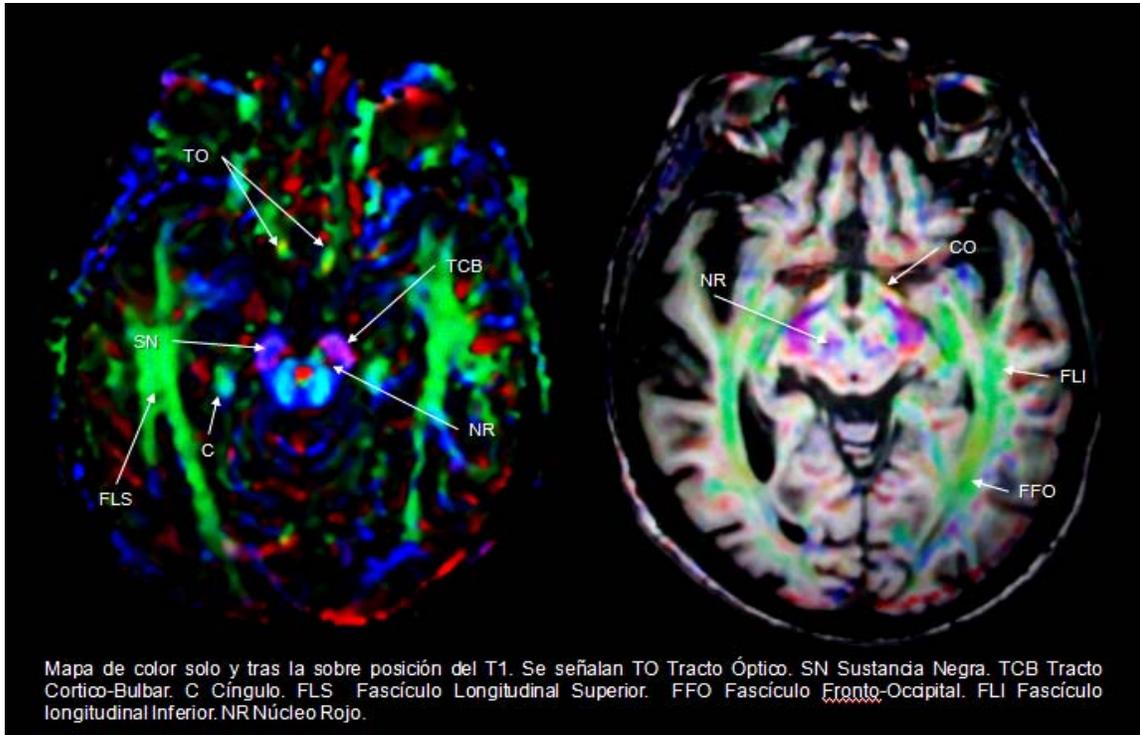


Fig 8 T1 y mapa de color a nivel de mesencéfalo

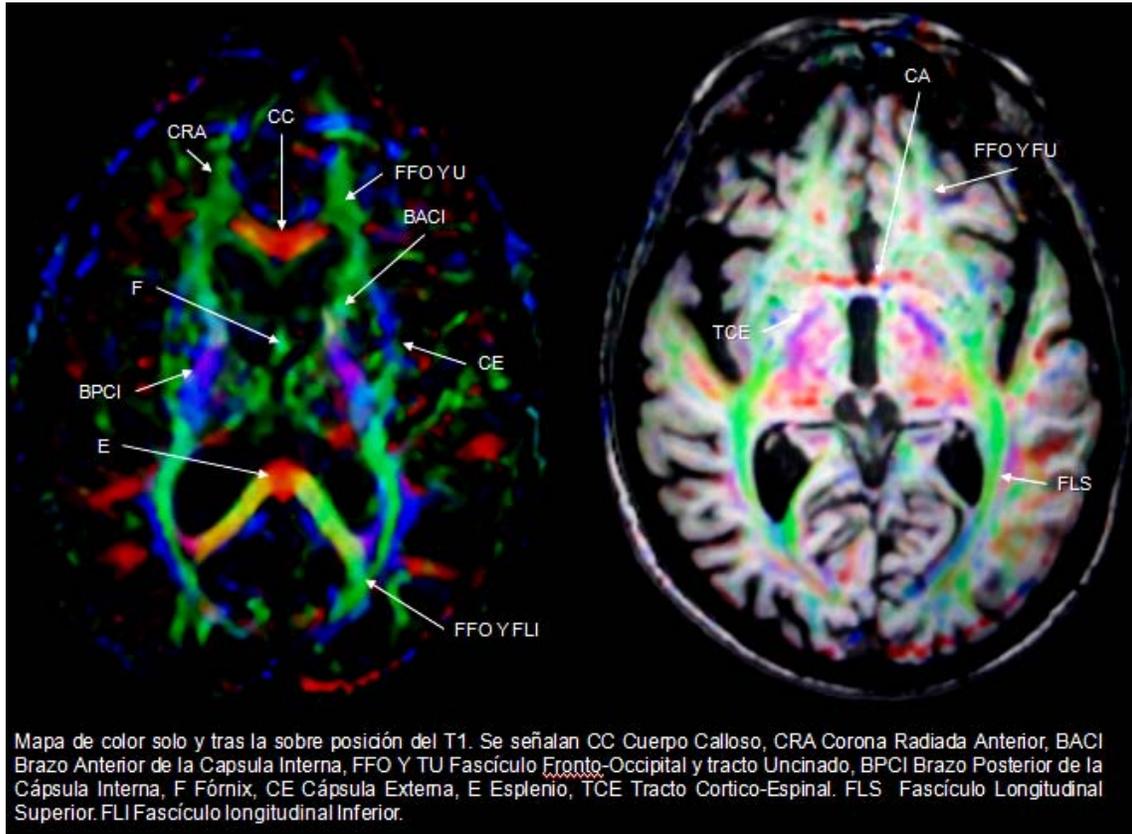


Fig 9 T1 y mapa de color a nivel de ventrículos laterales

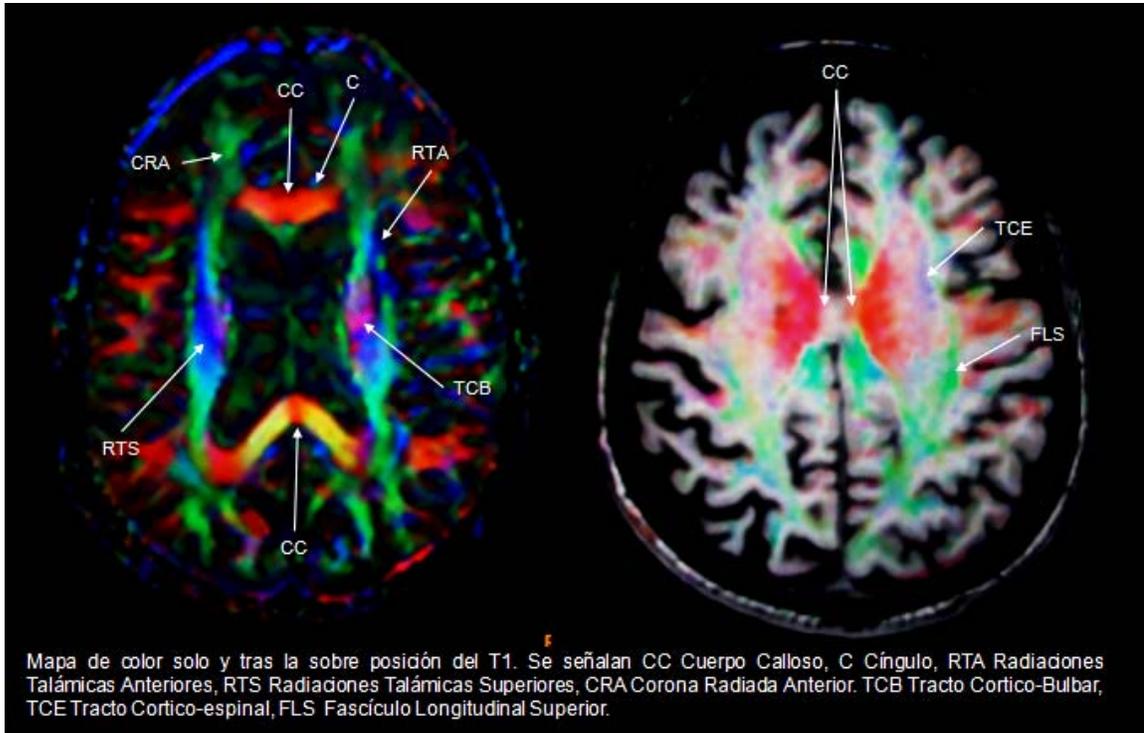


Fig 10 T1 y mapa de color a nivel de fascículo longitudinal superior

HALLAZGOS EN SECUENCIAS BASICAS Y DTI EN ALGUNAS DE LAS ALTERACIONES DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL

HEMORRAGIA

Con respecto a las lesiones hemorrágicas los hallazgos a observar dependerán del tiempo de evolución y la secuencia, de tal manera que será más sencillo manejarlo a través de una tabla.

FASE	T1	T2	EF. DE MASA	EVOLUCION CRONTOL
HIPERAGUDA	Intensidad ↓	Intensidad ↑ Periferia ↓	+++	<6hrs
AGUDA	Isointensidad	Intensidad ↓	+++	8hrs
SUBAGUDA PRECOZ	Intensidad ↑	Intensidad ↓	+++ / ++	3-7 d
SUGAGUDA TARDIA	Intensidad ↑	Intensidad ↑	+ -	1s-1m
CRONICA	intensidad ↓	Intensidad ↓	-	Meses- años

ISQUEMIA CEREBRAL

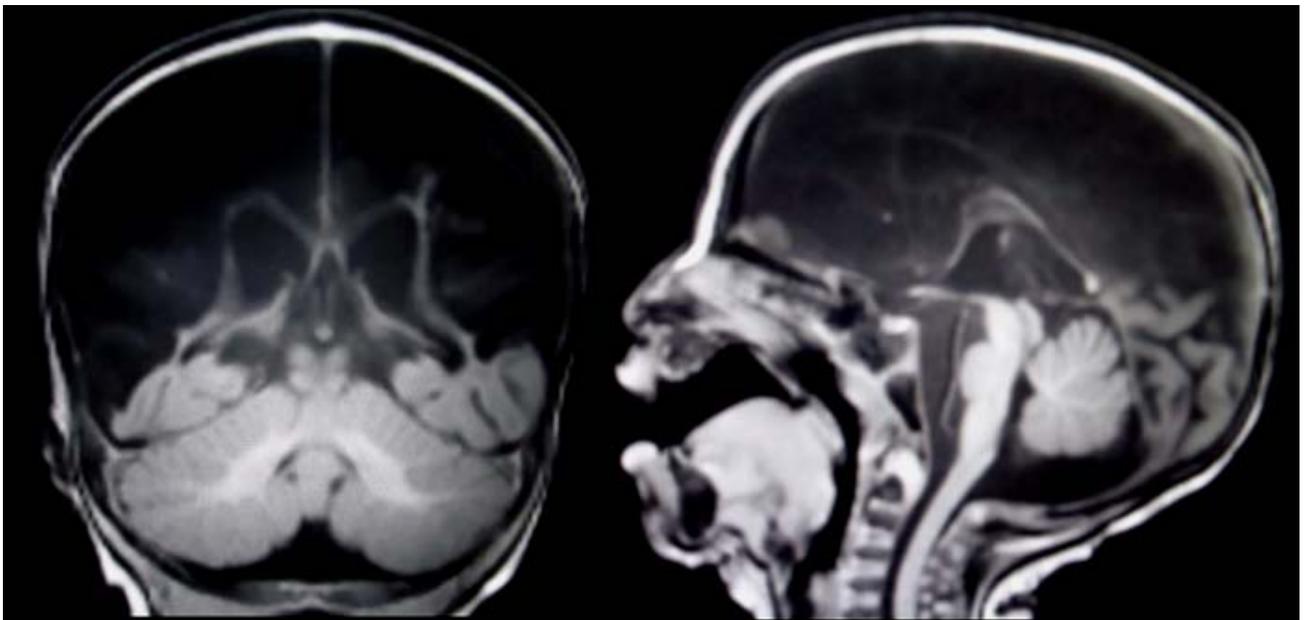
Puede observarse trombosis aguda de los vasos cerebrales, disminución de la perfusión dentro del territorio del vaso ocluido, edema citotóxico, principales signos diagnósticos: Hiperintensidad en la IPD

De forma general, se puede observar de forma progresiva y hasta un periodo de 48 a 72 horas un engrosamiento de las circunvoluciones y borramiento de surcos, se expresa el edema citotóxico En T1 se puede observar un área hipointensa por edema en la cortical y se evidencia pérdida de la diferenciación de la sustancia gris y sustancia blanca. En el T2 la isquemia se percibe como un área hiperintensa en la región afectada que puede normalizarse a las 2 o 3 semanas a partir del evento.

En las secuencias de difusión las zonas con isquemia cerebral se observan hiperintensas y con distribución regular de acuerdo al vaso ocluido.

INFARTO

Referente a los infartos, en la secuencia T1, este se observa hipointenso, semejante al líquido cefalorraquídeo, de igual manera, en las secuencias T2 la apariencia será hiperintensa. A nivel de los bordes de la zona infartada se puede observar aumento de señal debido a la gliosis. La secuencia de difusión detecta un coeficiente de difusión reducido en la etapa aguda, lo que refleja citotoxicidad. En el infarto se define una zona Hiperintensa homogénea y de bordes bien definidos, esto en la etapa aguda, al transcurrir las semanas la difusión se observa negativa. En los casos de infarto, los tractos se ven interrumpidos de forma abrupta de tal manera que es imposible determinar trayectos.



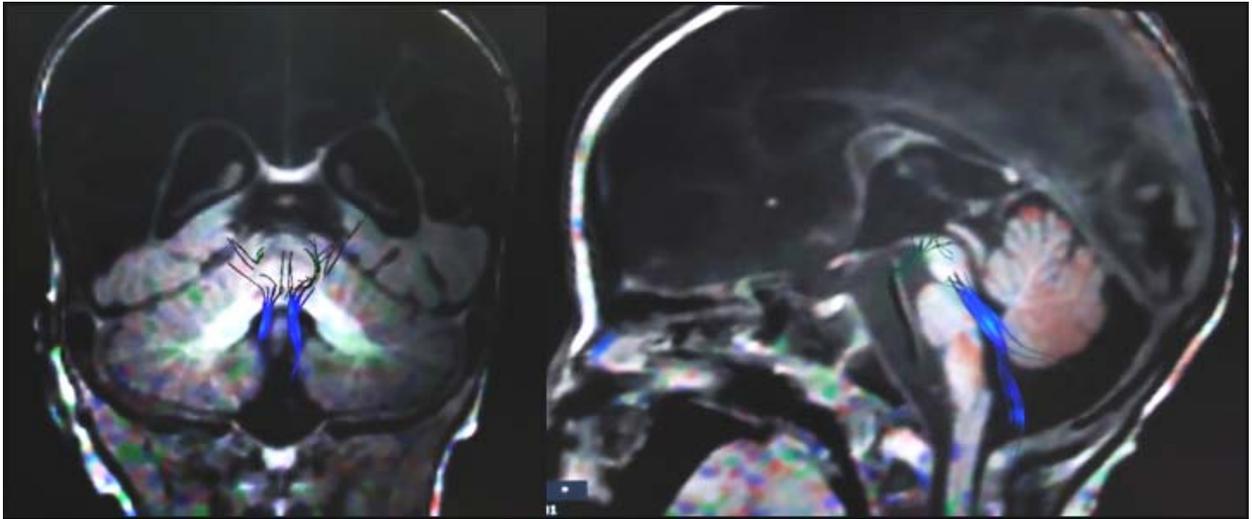
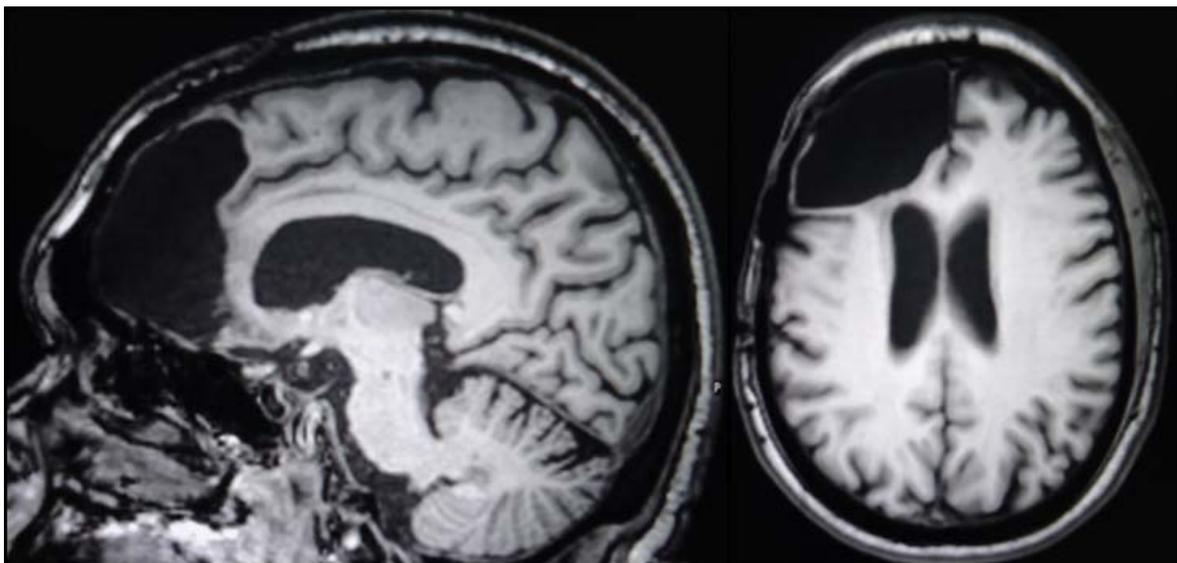


Fig. 11 Paciente de 4 meses de edad con infarto de arteria cerebral media y anterior de forma bilateral. No pueden seguirse tractos corticoespinal, lemnisco medio, fascículo longitudinal superior.

CEREBRITIS Y ABSCESO CEREBRAL,

Zona subcortical hiperintensa mal definida en T2. En la secuencia T1 contrastada se pueden observar áreas con realce mal delimitado dentro de la región edematosa y pueden ser iso o levemente hipointensas. El área necrótica es hiperintensa con respecto al cerebro en las secuencias T2 y densidad de protones. El borde es iso o levemente hipointenso. El reborde tras la administración de contraste realza con intensidad variable. La capsula de colágeno del absceso es visible en secuencias no realzadas en forma de un anillo de paredes comparativamente más delgadas y bien delineadas, iso o ligeramente hiperintenso, que se vuelve hipointenso en las secuencias ponderadas en T2. Con respecto a los abscesos se suele aplicar la espectroscopia, que arroja datos como elevación de succinato y otros metabolitos.



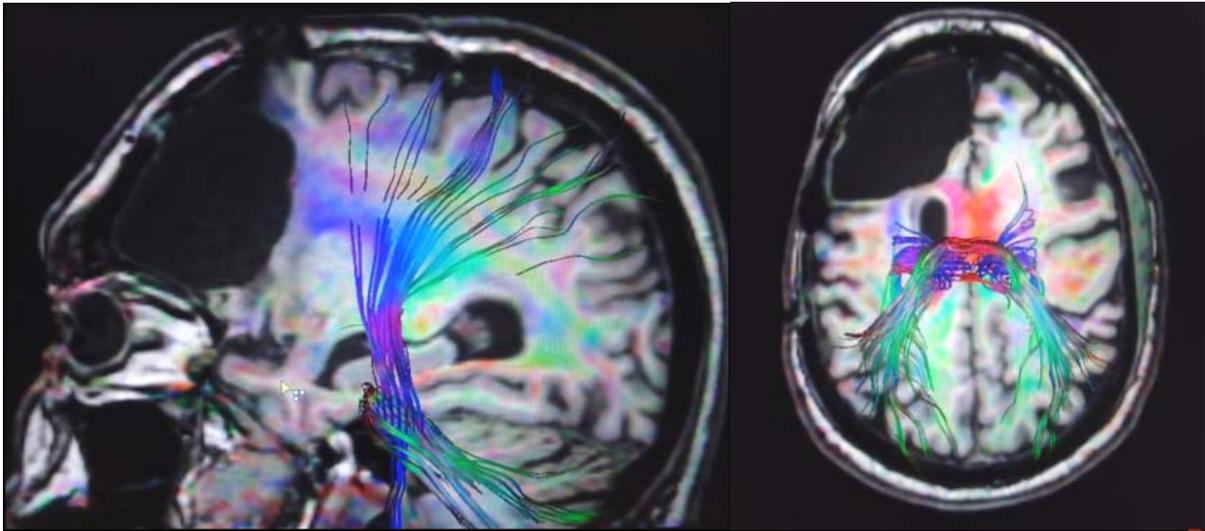


Fig. 12 Estudio realizado en un paciente tras el drenaje un absceso cerebral frontal derecho. Existe afectación del tracto corticoespinal derecho y el fascículo longitudinal superior ipsilateral.

ENFERMEDAD DEGENERATIVA

PARKINSON

En la enfermedad de Parkinson los cambios se generan de inicio en la sustancia negra, en la corteza entorrinal y en la región hipocampal y son poco o casi nada evidente a través de los estudios de tractografía, sin embargo se asocia el deterioro cortical y es la razón por la que se han solicitado este tipo de técnicas en los pacientes con este diagnóstico.



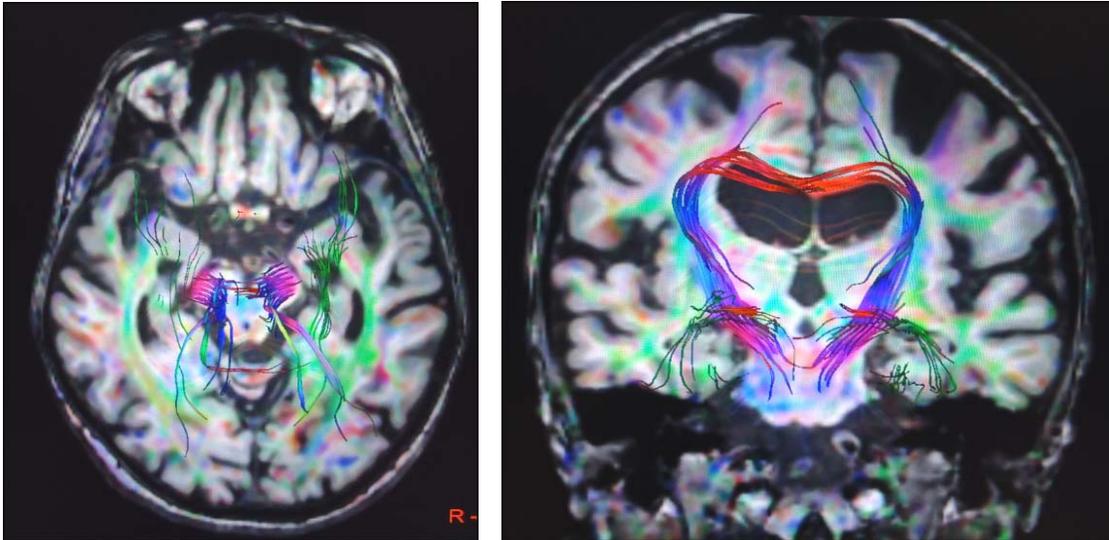


Fig. 13 Paciente con diagnóstico de Parkinson en el que no se evidencian cambios significativos en la corteza entorrinal ni en la región hipocámpal; solo disminución de número de fibras a en hipocampo derecho. Existe simetría de la sustancia negra.

ESCLEROSIS MULTIPLE

Las imágenes en T1 en la EM aguda son placas de tamaños variables que pueden verse iso o levemente hipointensas. La hipointensidad incrementa en las placas de desmielinización inicial y disminuye en las lesiones de remielinización. En lo concerniente a las lesiones crónicas se observa un halo discretamente hiperintenso dando una apariencia de lesión dentro de otra lesión. La atrofia es variable. De la misma manera, el volumen de la lesión se correlaciona con la incapacidad determinada por clínica. En las secuencias T2 y el FLAIR se observan lesiones hiperintensas lineales u ovoideas distribuidas de forma bilateral y asimétrica. Se pueden localizar en cuerpo calloso, región periventricular, perpendicular a los ventrículos a nivel de la interfase calloso septal. En un porcentaje pequeño se observan lesiones corticales y en la mitad de los pacientes pueden verse lesiones subcorticales. Se produce un efecto de masa de leve a moderada, así como edema perilesional. Se desarrollan lesiones nuevas y las antiguas cambian con frecuencia su tamaño, los ganglios basales lucen Hipointensos en 10 a 20% de los casos de esclerosis múltiple crónica.

ALZHEIMER

El estudio de resonancia magnética refleja pérdida de volumen de la corteza entorrinal y del hipocampo. Con frecuencia se puede observar enfermedad microvascular asociada. En las secuencias FLAIR puede verse agrandamiento de cisternas en relación con surcos adyacentes y un decremento en la señal que normalmente se genera en la sustancia blanca.

ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS

GLIOMAS: ASTROCITOMAS Y GLIOBLASTOMA MULTIFORME

El comportamiento de este tipo de lesiones es muy variado sin embargo englobaremos los hallazgos arrojados por imagen. La intensidad de señal más habitual es una imagen hipointensa en T1 e Hiperintensa en T2 y FLAIR. Cuando hablamos de un astrocitoma anaplásico lo frecuente es una lesión mixta de predominio iso a hipointensa en T1 e

Hiperintensa en T2 y en FLAIR. Las calcificaciones y la presencia de quistes en su interior son hallazgos infrecuentes. Conforme al realce, en las lesiones de bajo grado no se observa de manera importante; y cuando es así está en relación a progresión a un grado superior. Conforme al astrocitoma pilocítico suele encontrarse una lesión nodular que habitualmente se comporta iso o hipointensa en T1 e Hiperintensa en T2 y puede contar como componente quístico, en este tipo de lesión sí suele presentarse un realce intenso tras la administración de contraste. De la misma manera, es raro observar componente hemorrágico. En el caso particular del GBM el componente de edema es importante y es observable en el parénquima adyacente a la lesión y por el desplazamiento de las estructuras más allá de la línea media. El componente necrótico en un GBM también es frecuentemente observado y siempre se considera un involucro mayor al observado por la imagen mas allá de las lesiones determinadas por la señal.

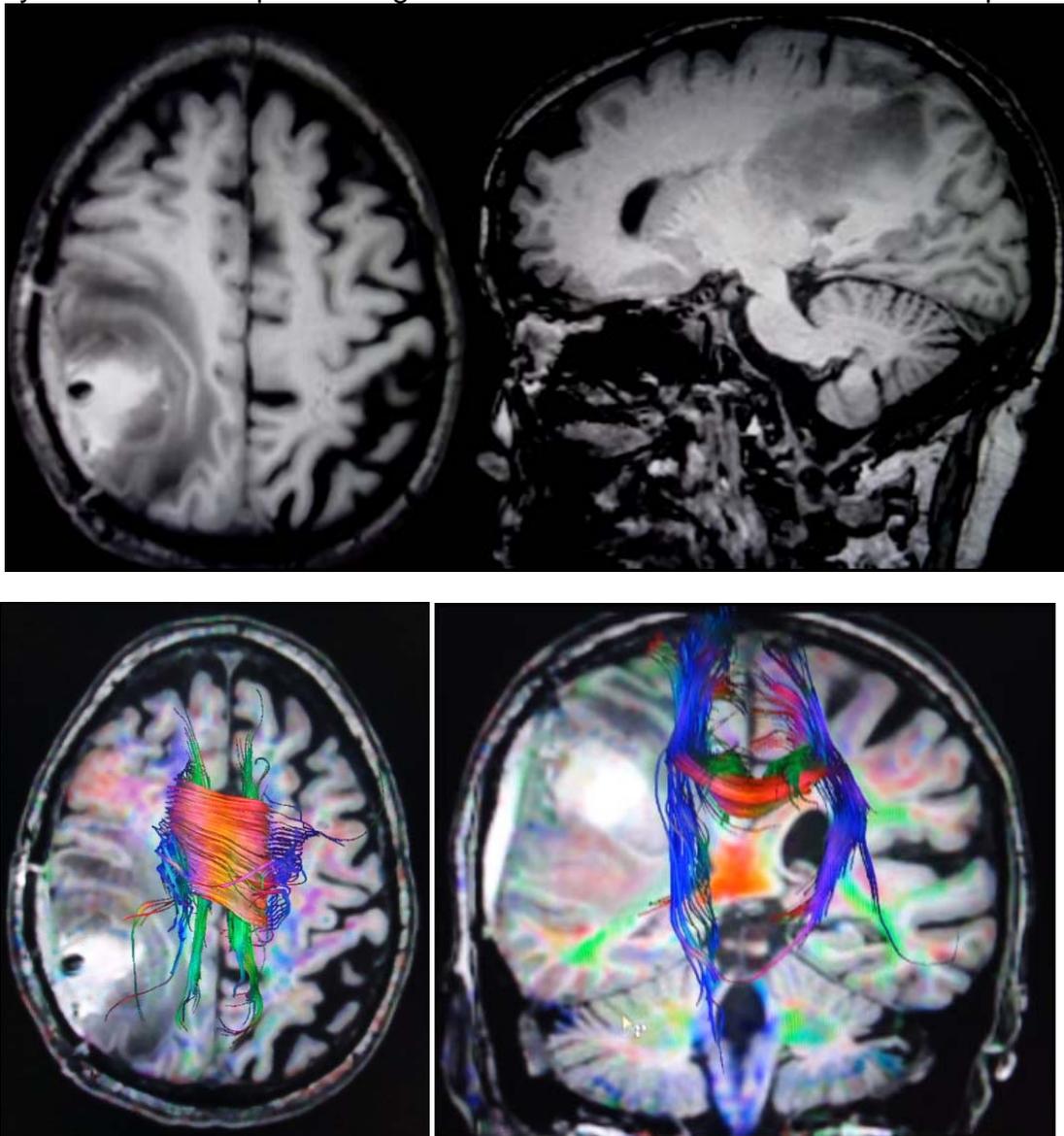


Fig. 14 Glioblastoma Multiforme que desplaza fascículo longitudinal superior derecho, fibras de asociación de cuerpo calloso y el tracto cortico espinal ipsilateral sin tomarlos.

LINFOMA

Realzan a nivel de sustancia blanca periventricular y ganglios basales, su comportamiento y, por ende la imagen y pronóstico variarán de acuerdo al estado inmunológico. La intensidad de señal es semejante a la que se genera en la sustancia gris y varía si hay hemorragia o necrosis. Es iso o hipointenso con respecto a la corteza, tanto en T1 como en T2. Suele observarse Hiperintenso en FLAIR. A la aplicación de gadolinio el realce es intenso y homogéneo, esto en pacientes inmunocompetentes.

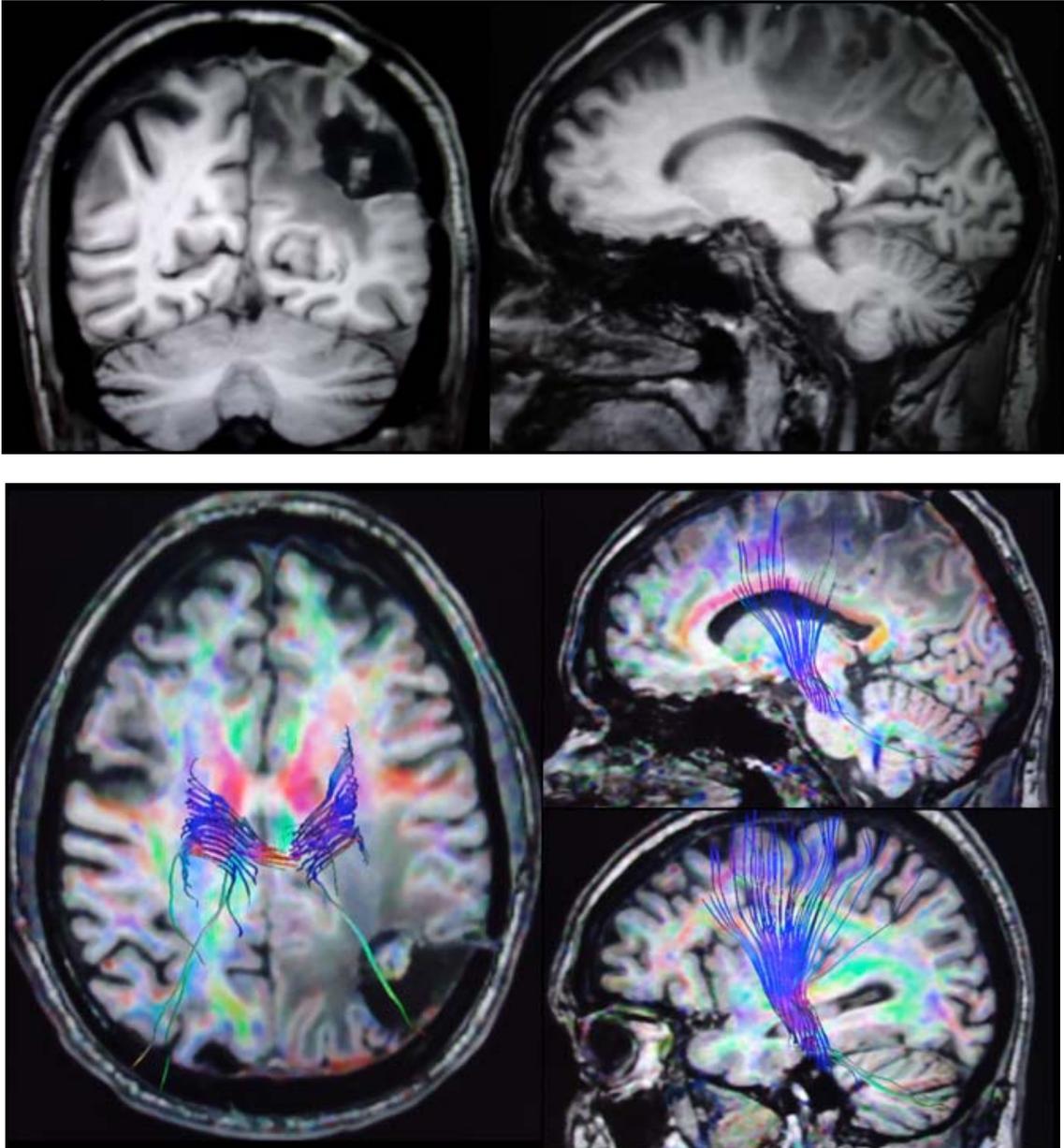


Fig. 15 Paciente con diagnóstico de linfoma, que muestra desplazamiento y disminución del número de fibras del tracto corticoespinal izquierdo.

EPENDIMOMA

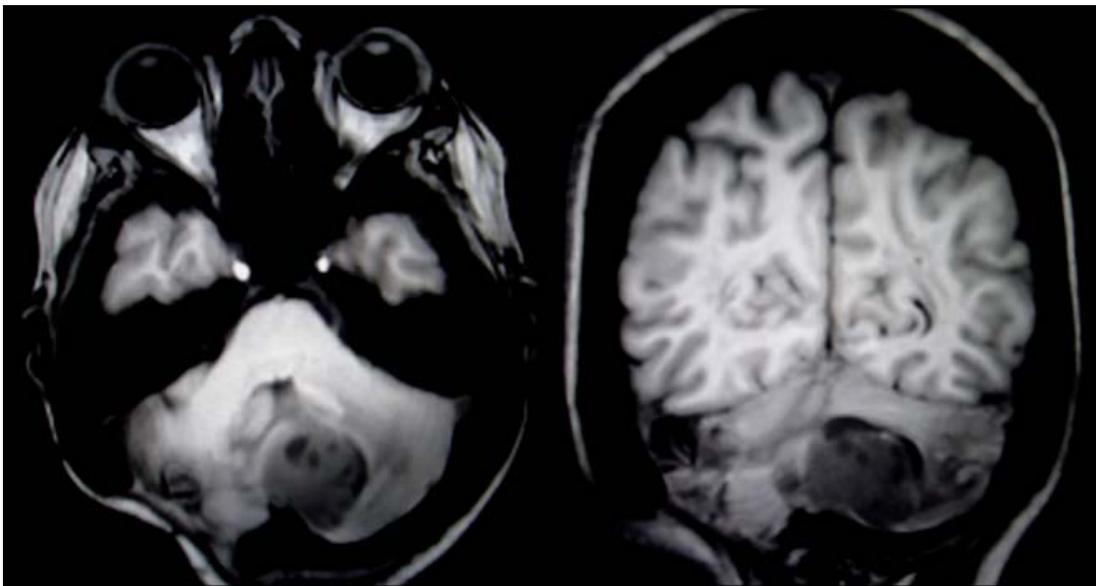
Con respecto a los ependimomas, se trata de un tumor de lento crecimiento. Es heterogéneo, ligeramente hipointenso en T1, con respecto al parénquima cerebral y es iso o hipointenso en T2. puede presentar calcificaciones, quistes, necrosis e incluso componente hemorrágico. Suele acompañarse de hidrocefalia, esto en relación su localización y a la aplicación de contraste el realce es moderado.

HEMANGIOENDOTELIOMA

Es un tumor derivado del endotelio de los vasos sanguíneos. Suele desarrollarse hacia fosa posterior y su comportamiento va en relación al componente hemorrágico y quístico que puede componerlo.

MEDULOBLASTOMA

Son tumores densamente celulares, malignos e invasivos. El 75% se encuentran en la línea media. El meduloblastoma se diagnostica solo 1% en pacientes adultos. Rara vez presenta hemorragia y el 20% presentan calcificaciones. Refuerza de forma intensa y generalmente homogénea. En T1 se observa hipointenso en T2 la intensidad es semejante a la sustancia gris y hay restricción de la difusión.



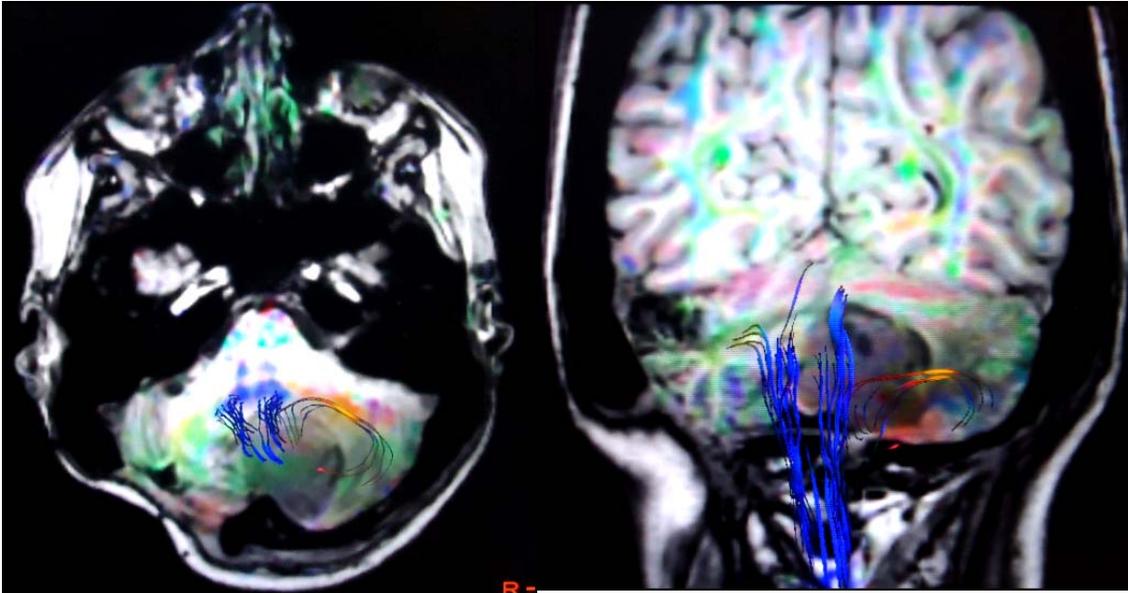


Fig. 16 Meduloblastoma que desplaza lemnisco medio izquierdo y parte de vía cerebelosa ipsilateral. Sin demostrar involucro de los mismos.

Los tumores cerebrales y otras masas intracraneales son capaces de alterar la posición del tracto corticoespinal, por lo que el conocimiento de la localización de este tracto dentro de la sustancia blanca es crítico, para determinar la posibilidad de resección de la masa en cuestión, sin dejar secuelas motrices postoperatorias.

La tractografía se puede utilizar en conjunto con navegación estereotaxica, para identificar los márgenes de seguridad de aproximadamente 1 cm alrededor del tracto motor y usarlo como plan quirúrgico.

Las imágenes por tensor de difusión y la tractografía ofrecen información acerca de las zonas elocuentes dentro de la sustancia blanca en pacientes con tumores cerebrales. Entre los tractos de las zonas elocuentes y el tracto corticoespinal para la vía motora y las radiaciones para la vía visual; basados en las demandas clínicas son las más importantes hasta ahora.

El principio de Tensor de Difusión y Tractografía se está utilizando para el estudio de las malformaciones arteriovenosas; como quiera que sea, los cambios en la visualización de los tractos no ha terminado de ser descrita. Se han aplicado análisis cuantitativos para evaluar la influencia de una MAV dentro de un estudio de tractografía y de esta manera determinar si existe compromiso de algún tracto, así como para delinear los cambios sutiles derivados de la patología subyacente.

OBJETIVO DE LA TESIS

- 1 - Determinar la utilidad de la tractografía en el diagnóstico de la patología del Sistema Nervioso Central.
2. Conocer los aspectos técnicos para la realización del método y sus variantes.

JUSTIFICACIÓN

La resonancia magnética ha demostrado ser un método muy útil para el estudio de múltiples estructuras del organismo, especialmente del sistema nervioso central. El empleo de nuevas técnicas de difusión, parece abrir un camino al entendimiento de algunos procesos patológicos intracerebrales.

HIPOTESIS

La tractografía puede demostrar la orientación y la integridad de las fibras de la sustancia blanca in vivo, y su valoración puede ser de utilidad para el tratamiento y pronóstico de diversos procesos patológicos del sistema nervioso central.

TIPO DE ESTUDIO

Retrospectivo y observacional

UNIVERSO DE TRABAJO

Pacientes con estudio de tractografía de sistema nervioso central, realizado en el Hospital Español de México del primero del 19 de Marzo del 2009 al 31 de Diciembre del 2010.

CRITERIO DE INCLUSIÓN

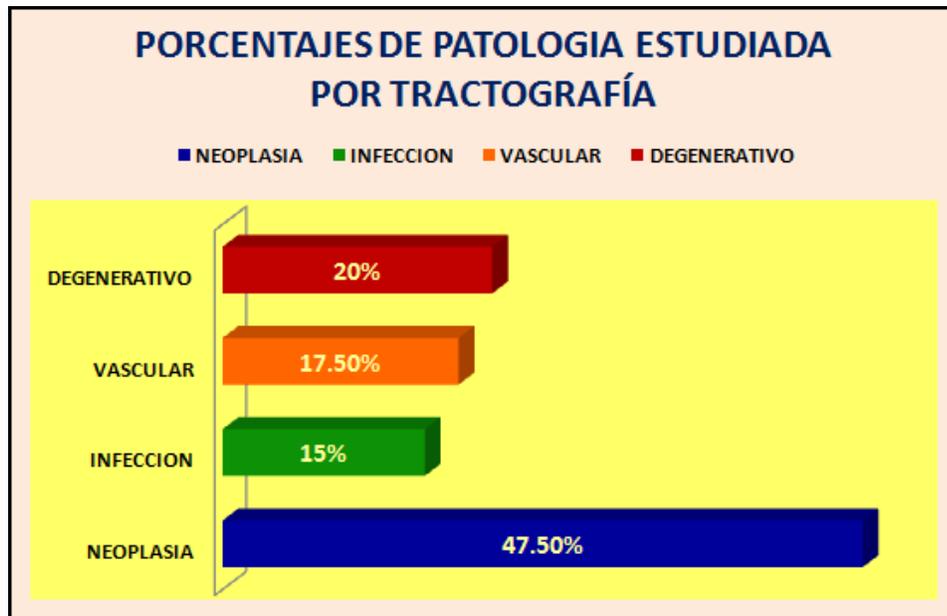
Pacientes de cualquier sexo, con sospecha de patología en SNC, atendidos en el Hospital Español de México, en el lapso señalado, que cuenten con estudio de tractografía con resonador 3T, realizado en dicha institución, durante el lapso que motivo su consulta o internamiento.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Pacientes con estudios técnicamente deficientes. Pacientes con estudios realizados en otra institución. Pacientes que no cuenten con un diagnóstico confirmado en momento de su alta.

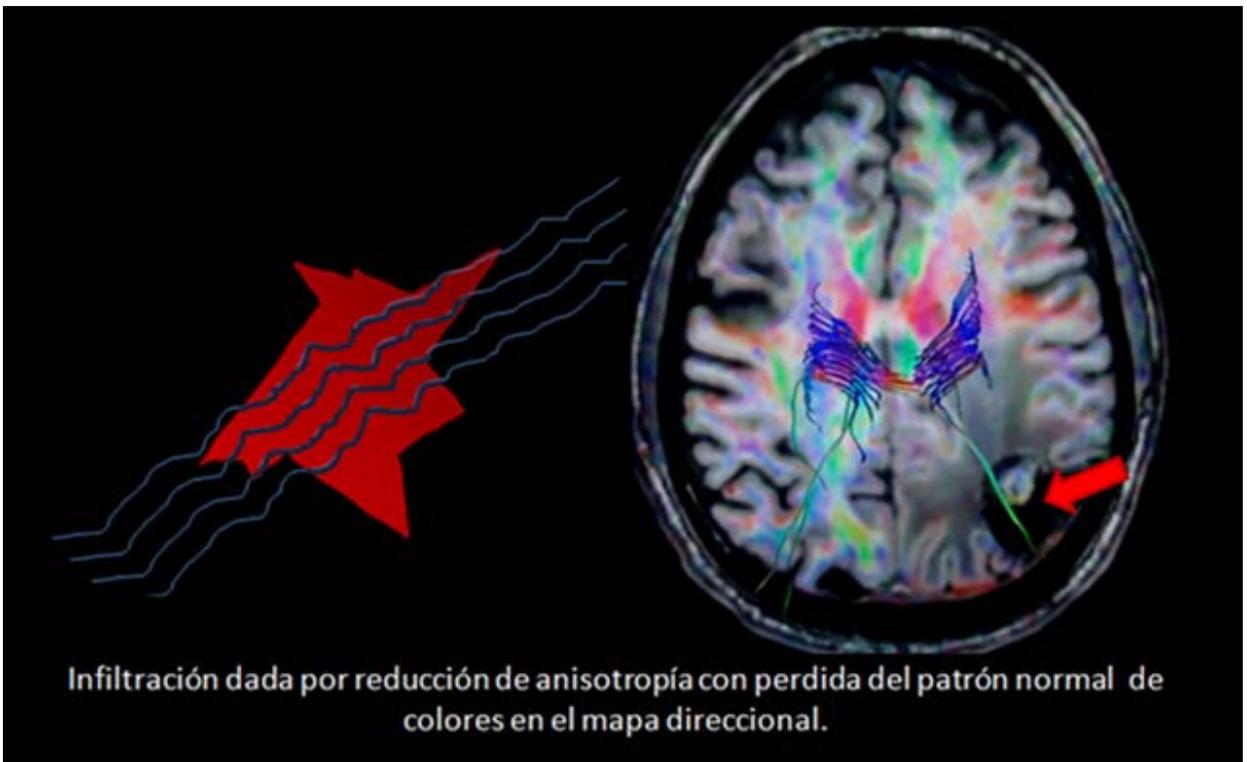
RESULTADOS

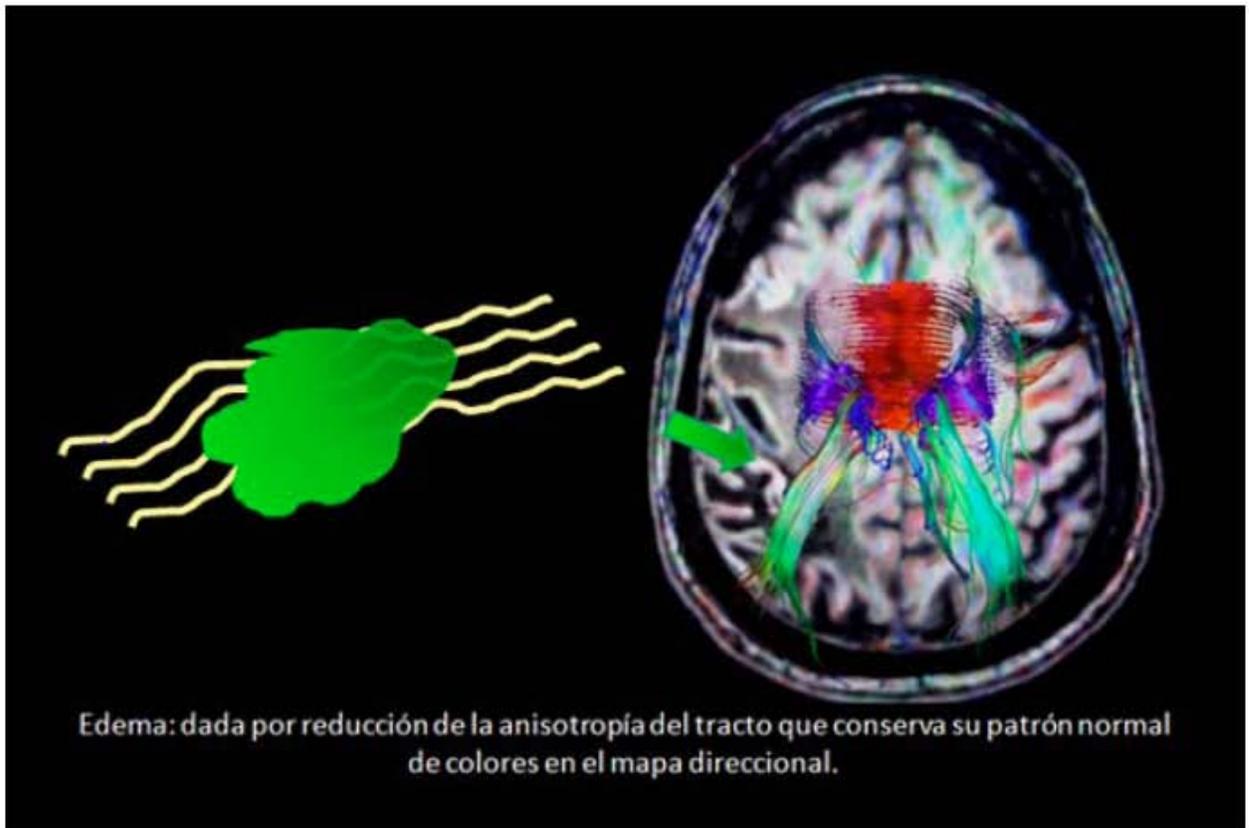
Se realizaron un total de 57 tractografías del 19 de marzo del 2009 al 31 de diciembre del 2010. De los 57 estudios, 8 pacientes tenían estudios consecutivos, sin cambios significativos, por lo que se evaluaron un total de 41 casos con los siguientes diagnósticos:

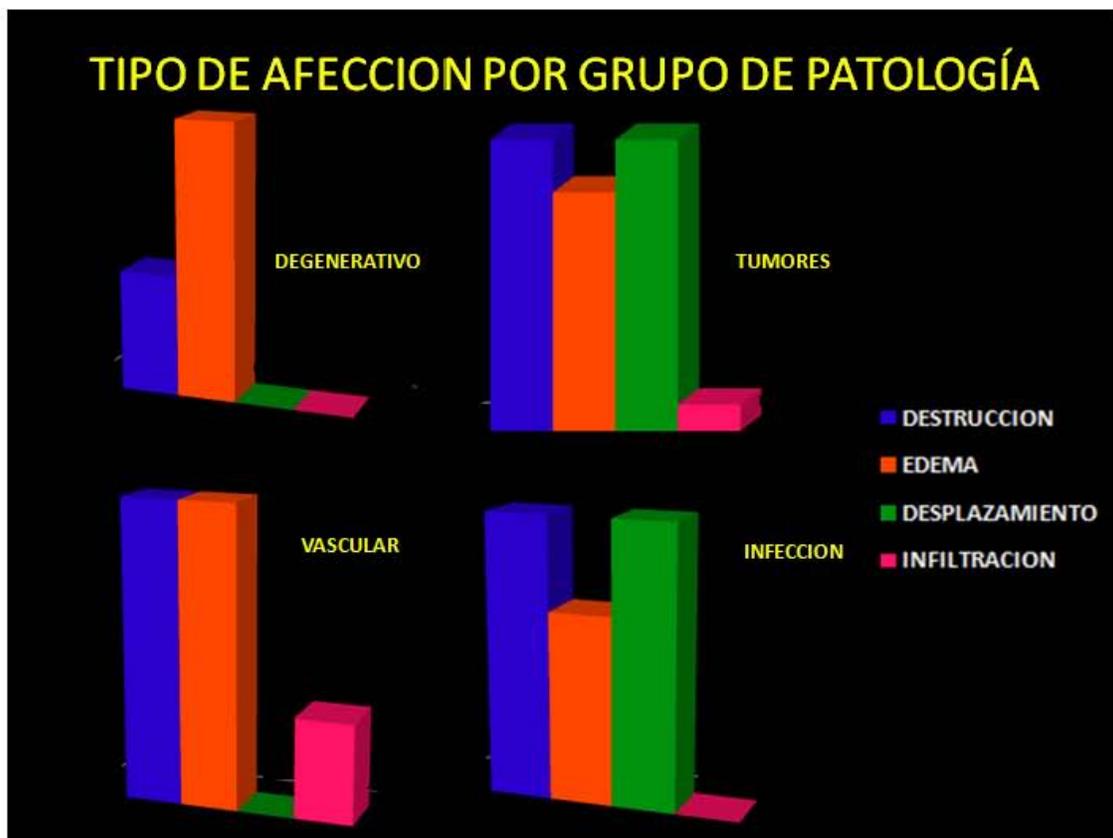
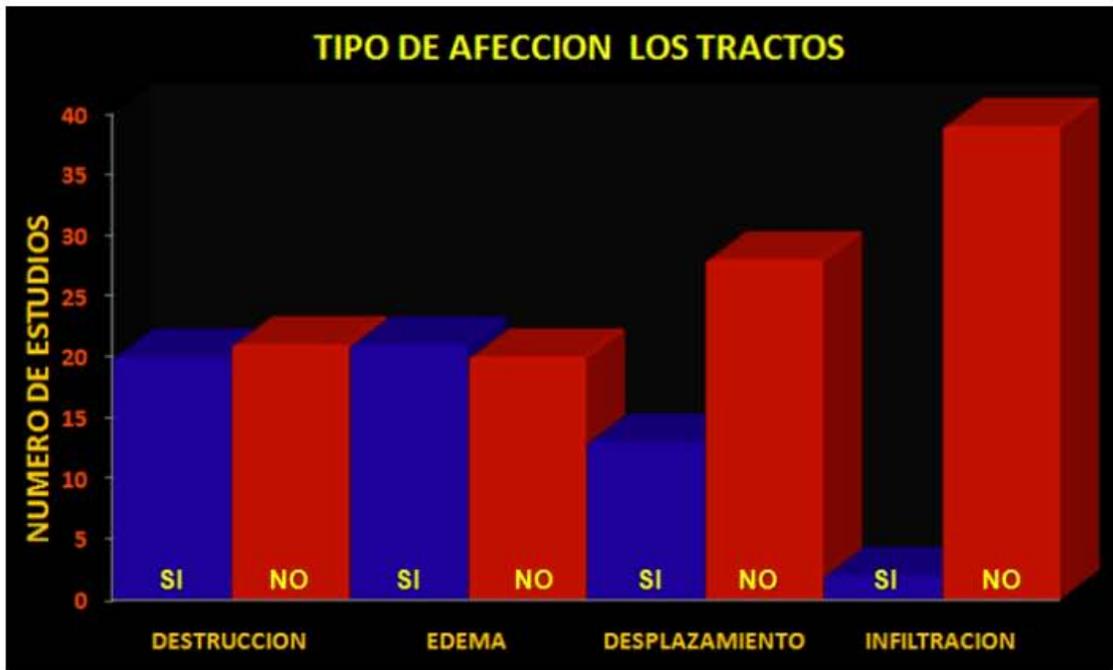


La interpretación de la tractografía se realizó en base a los hallazgos siguientes:

- Desplazamiento de fibras
- Infiltración
- Destrucción
- Edema







Gráficas que señalan por grupo de patología el tipo de afección en los tractos. Cada grafica señala un grupo de patología, ya sea vascular, infecciosa, neoplásica o degenerativa. De cada grupo se obtuvo el porcentaje de afección. La patología infecciosa tuvo un 0% de infiltración; la vascular un 0% de desplazamiento . la patología degenerativa no desarrolló afección por desplazamiento o infiltración en ningún caso.

DISCUSIÓN

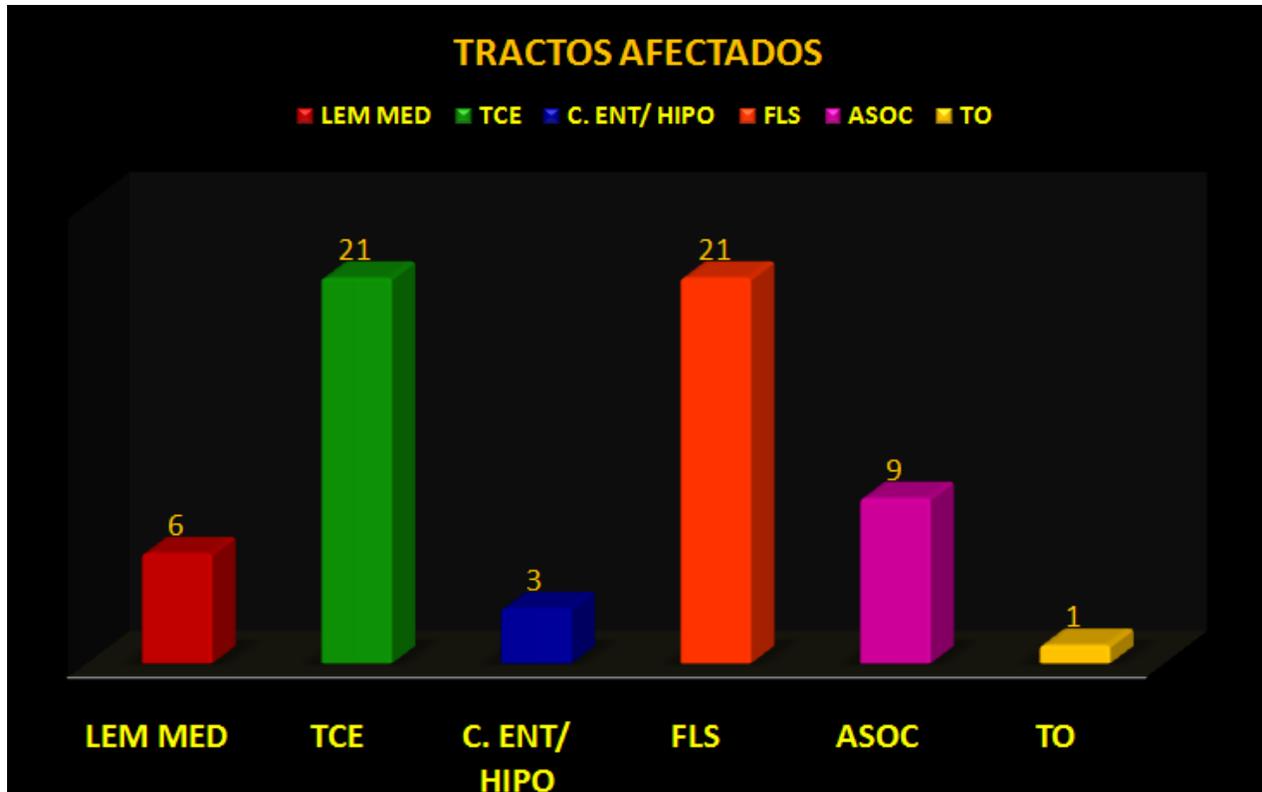
La tractografía es una técnica innovadora que se realiza durante el post-proceso a la obtención de un estudio de resonancia magnética. En nuestro servicio, la técnica se realiza con base en la secuencia T1 en imagen sagital. Puede requerir la realización de diferentes ROIS para hacer más selectivos los tractos. Para cada paciente se analizaron los tractos de interés, es decir, aquellos en los que hubiera sospecha de afección, ya sea por un hallazgo durante la secuencia preliminar básica, una patología previamente conocida o por las características clínicas referidas en el momento del estudio.

En el análisis de cada uno de nuestros casos se tomaron en cuenta los hallazgos clínicos, los resultados de los estudios de imagen, el diagnóstico final, los procedimientos terapéuticos realizados y la evolución de cada paciente.

Las tractografías en las que se pudieron demostrar más afecciones fueron aquellas realizadas a pacientes con alteraciones vasculares y neoplásicas del SNC.

Desde el punto de vista técnico, los tractos que fueron más sencillos de seguir fueron el tracto corticoespinal, el lemnisco medio y el fascículo longitudinal superior; sin embargo, este último es algo confuso ya que sus componentes deben ser divididos de forma arbitraria. Además, los tractos cortico-pontino y las radiaciones talámicas confieren imágenes contaminadas pero igualmente valorables.

Cada ROI se seleccionó en el punto en el que el mapa de color fuera más claro para su trazo, previa la sobreposición del T1. El promedio de medida fue de 0.67mm, oscilando entre 0.45mm hasta 16mm, esta última medida fue la correspondiente al fascículo longitudinal superior. En algunos casos fue necesario trazar dos ROIS de cada lado para poder dar seguimiento correcto a las fibras. Una de las herramientas más útiles fue la función de esconder tractos previamente seleccionados para minimizar la sobreposición y analizar cada lado de forma adecuada. En ocasiones es difícil determinar de forma específica los componentes de algunos fascículos, en este sentido la aplicación de color conforme a orientación es un apoyo, que además permite realizar un análisis comparativo de un tracto específico y ayuda a dilucidar el tipo de alteración.



CONCLUSIONES

El desarrollo de la resonancia magnética funcional ha revolucionado el diagnóstico en el área de neuroimagenología. El principio del Tensor de difusión y la tractografía, junto con la espectroscopía, son parte de armamento más novedoso en el campo de la clínica y la investigación.

La tractografía es un procedimiento relativamente sencillo, basado en el estudio del movimiento de las columnas de agua, conocido como movimiento Browniano, que permite conceptualizar en forma virtual las capas de sustancia blanca y determinar su posición y estado. Asociado a pruebas funcionales como la espectroscopía alcanzan un alta sensibilidad en el diagnóstico, planeación quirúrgica y control de diversas patologías que afectan el SNC.

BIBLIOGRAFIA.

1. P. Mukherjee J.I. Berman S.W. Chung Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings. AJNR 29: 632-641. 2008
2. Luis Concha, Donald W. Gross, and Christian Beaulieu, Diffusion Tensor Tractography of the Limbic System. AJNR 26:2267–2274, 2005
3. Elias R. Melhem^{1,2}, Susumu Mori^{1,2}, Govind Mukundan, Diffusion Tensor MR Image. Neuroradiology 2009
4. K. Yamada, K. Sakai F.G.C, Hoogenraad. Multitensor Tractography Enables Better Depiction of Motor Pathways: Initial Clinical Experience Using Diffusion-Weighted MR Imaging with Standard b-Value. AJNR 28, 1668- 1673. 2007
5. Yamamoto, Y. Miki S, Urayama Diffusion Tensor Fiber Tractography of the Optic Radiation: Analysis with 6-, 12-, 40-, and 81- Directional Motion-Probing Gradients, a Preliminary Study. AJNR 28 Vol. 28, 92 - 97. 2007
6. Elias R. Melhem, Susumu Mori, Govind Mukundan, Michael A. Kraut, Martin G. Pomper, Peter C.M. van Zijl, Diffusion Tensor MR Imaging of the Brain and White Matter Tractography. AJR 178:3-16 0361. 2002
7. Grossman Robert I. Yousem David M. Secuencias funcionales: Tensor de difusion. Neurorradiología 2007, Editorial Marban PP 281-286.
8. Anne G. Osborn, Neurorradiología Diagnóstica Editorial Harcourt Brace. Pag. 668 – 693. 2008
9. Maria A. Rocca , Martina Absinta , Lucia Moiola , Angelo Ghezzi , Bruno Colombo et Al. Functional and Structural Connectivity of the Motor Network in Pediatric and Adult- Onset Relapsing-Remitting Multiple Sclerosis. Radiology RSNA Vol. 254, Numero 2. Pag 541-550. 2010
10. Andrei I. Holodny, Devang M. Gor, Richard Watts, Philip H. Gutin, Aziz M. Diffusion-Tensor MR Tractography of Somatotopic Organization of Corticospinal Tracts in the Internal Capsule: Initial Anatomic Results in Contradistinction to Prior Reports. Radiology RSNA Pag 649 – 653. 2005
11. Sungheon Kim, Elias R. Melhem, MD, Department of Radiology, Division of Neuroradiology Science to Practice: Does Diffusion-Tensor MR Imaging Provide Accurate Tracing of Specific White Matter Tracts That Correspond to Actual Anatomic and Functional Units in the, Central Nervous System RSNA2008 Pag 725 - 728
12. Ing of the Brain and White Matter Tractography, Johnson, Smith. AJR 178:3-16 0361. 2002