

AVANCES EN RESONANCIA MAGNÉTICA

DR. MARCELO GÁLVEZ M.
DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES (DPI).
CLÍNICA LAS CONDES.

RESUMEN

La calidad de los equipos de resonancia magnética depende de cuatro características principales: El campo magnético, gradientes, software y bobinas.

Aunque las imágenes convencionales de resonancia magnética son un método efectivo para la detección y localización de lesiones intracraeales, se han desarrollado nuevas técnicas de imágenes. Actualmente las neuroimágenes pueden mostrar fisiología y función cerebral normal y anormal.

Las moléculas de agua tienen un movimiento aleatorio normal, conocido como movimiento Browniano. Este movimiento es la base de una nueva técnica conocida como imágenes ponderadas en difusión (DWI), las cuales son muy útiles en la evaluación de los pacientes con infartos y tumores cerebrales. La perfusión por resonancia magnética entrega una correlación visual de la dilatación de los vasos sanguíneos, aumento de volumen de los vasos sanguíneos y permeabilidad útiles en la evaluación de tumores cerebrales.

La espectroscopía por resonancia magnética es una técnica no invasiva para examinar la bioquímica de varias regiones cerebrales, y compara tejido cerebral normal y patológico.

SUMMARY

Quality of magnetic resonance equipment depend on four important characteristics. Magnetic field, gradients, software and coils.

Although conventional magnetic resonance imaging (MRI) is effective in detecting the location of intracranial lesions, new imaging techniques have been developed.

Neuroimaging has become a means to display both normal and abnormal brain physiology and function. Water molecules

have a normal random movement, known as Brownian movement. This movement is the basis of a new technique known as Diffusion-weighted imaging, that is very useful in stroke and brain tumor patients.

Perfusion MRI provides a visual correlate of vessel dilatation, increased blood vessel volume, and permeability useful in brain tumors.

Proton magnetic resonance spectroscopy is a non-invasive method to examine the biochemistry of various brain regions, and compare normal and pathologic brain tissue.

INTRODUCCIÓN

La adquisición de un nuevo equipo siempre conlleva la pregunta por parte de los colegas clínicos de qué nuevas utilidades trae y para qué nos sirve.

Para una adecuada evaluación de un equipo de resonancia magnética debemos fijarnos en cuatro puntos importantes como son la potencia del magneto, la magnitud de los gradientes, el tipo o número de bobinas y los software de post-proceso.

Las nuevas técnicas imagenológicas requieren del trabajo en conjunto de estos componentes para la formación de las imágenes. Sin duda, la mayor parte de los avances actuales en resonancia viene ligado al desarrollo de nuevas bobinas y software.

a.- La potencia del magneto del nuevo resonador es similar al anterior 1,5 Tesla, pero el equipo nuevo se caracteriza por un tubo para el paciente más ancho, lo que reduce el riesgo de claustrofobia. El equipo permite además una significativa reducción del ruido al interior del gantry.

b.- El nuevo resonador magnético tiene las gradientes más alta del mercado, las cuales permiten aumentar la velocidad y resolución de los exámenes. Garantizan un nivel de detalle que no es posible con equipos antiguos más lentos, en especial en órganos que tienen movimientos como el corazón en que las imágenes son borrosas.

c.- Contamos con bobinas flexibles, que reducen el tiempo de re-posicionamiento durante el examen. Además la nueva tecnología TIM (Total Image Matrix), que permite la realización de un examen continuo de todo el cuerpo, sin necesidad de hacerlo en partes, sin re-posicionamiento del paciente o cambio de bobinas. Esto permite un gran espectro de aplicaciones, con TIM por primera vez tenemos imágenes de cuerpo completo verdaderas, en una extensión de 205 cm. Esta tecnología permite el estudio de la aorta y vasos de las extremidades inferiores en un solo segmento. Además, es posible realizar la búsqueda de metástasis en todo el cuerpo (Fig. 1).



Figura 1: Angiorresonancia de aorta y extremidades inferiores obtenida con nueva tecnología TIM (Dr. Alex Wash).

d.- El avance de los software permite obtener elevar la calidad de los exámenes debido al aumento de la resolución. Los principales avances en las neuroimágenes corresponden a las imágenes de difusión tensor, perfusión y espectroscopia cerebral.

IMÁGENES CONVENCIONALES

Las técnicas radiológicas convencionales intentan representar estructuras internas del cuerpo. Es así que en el caso de una radiografía de tórax, tenemos representación de estructuras internas como el corazón, pulmones y costillas. En realidad en la radiografía no estamos viendo estas estructuras, lo que visualizamos son los cambios que producen los rayos X en la película radiográfica luego que atraviesan al paciente. La mayor parte de los rayos que llegan a las costillas se absorben ahí; no llegan a la placa radiográfica por lo que se representan como áreas radiopacas (claras) en la radiografía. En cambio los rayos X atraviesan fácilmente los pulmones por lo que ennegrecen, inciden directamente en la película y se ven radiolúcidos (oscuros) en las radiografías. El corazón tiene una densidad intermedia por lo que se representa en tonos grises en la radiografía (Fig. 2).



Figura 2: Radiografía de tórax PA.

La base para la formación de las imágenes de resonancia magnética convencional es la presencia de protones de hidrógeno en el cuerpo humano. Debido a que la mayor parte de los protones de hidrógeno del cuerpo se encuentran presentes en las moléculas de agua y como el agua representa aproximadamente el 60% del volumen del cuerpo (Fig. 3).

Las estructuras con alto contenido acuoso tienen buena representación en la resonancia magnética. En las imágenes T2 convencionales del cerebro vemos que el líquido cefalorraquídeo se visualiza hiperintenso,

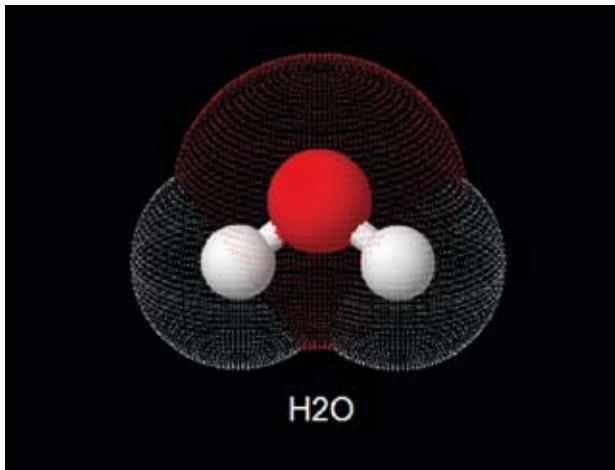


Figura 3: Moléculas de agua.

con alta señal (brillante o blanco), en cambio el parénquima cerebral, que tiene alto contenido de lípidos, tiende a verse hipointenso (oscuro o negro). Desde el punto de vista anatomopatológico, la mayor parte de las enfermedades, como tumores, infecciones y enfermedades desmielinizantes tienen mayor contenido de agua que el parénquima normal. Esta diferencia de contenido acuoso es muy importante por que las lesiones van a brillar en comparación al parénquima normal oscuro (Fig. 4).

Las imágenes radiológicas convencionales funcionan con el paradigma que las alteraciones anatomopatológicas producidas por las enfermedades van a provocar alteraciones estructurales que se representen en las imágenes, como en el caso de un paciente con cardiomegalia en la radiografía de tórax, secundaria a una alteración valvular cardiaca.

Sin embargo, muchas enfermedades no producen cambios estructurales significativos en las imágenes. Las imágenes funcionales son imágenes avanzadas de resonancia magnética que nos permiten ir algo más allá de las imágenes estructurales, en general intentan reproducir alteraciones fisiológicas, como las imágenes de difusión, perfusión y espectroscopia.

IMÁGENES DE DIFUSIÓN

Las moléculas de agua tienen un movimiento aleatorio normal, conocido como movimiento browniano. Este movimiento permite el desplazamiento de las moléculas desde un punto de inicio hasta algún punto en la periferia en un tiempo determinado. El desplazamiento de las moléculas de agua son la base para la formación de las imágenes de difusión [1].

En un medio tridimensional homogéneo o perfecto el movimiento de las moléculas tiende a formar una esfera.

En las imágenes ponderadas en difusión (DWI, Diffusion-weighted

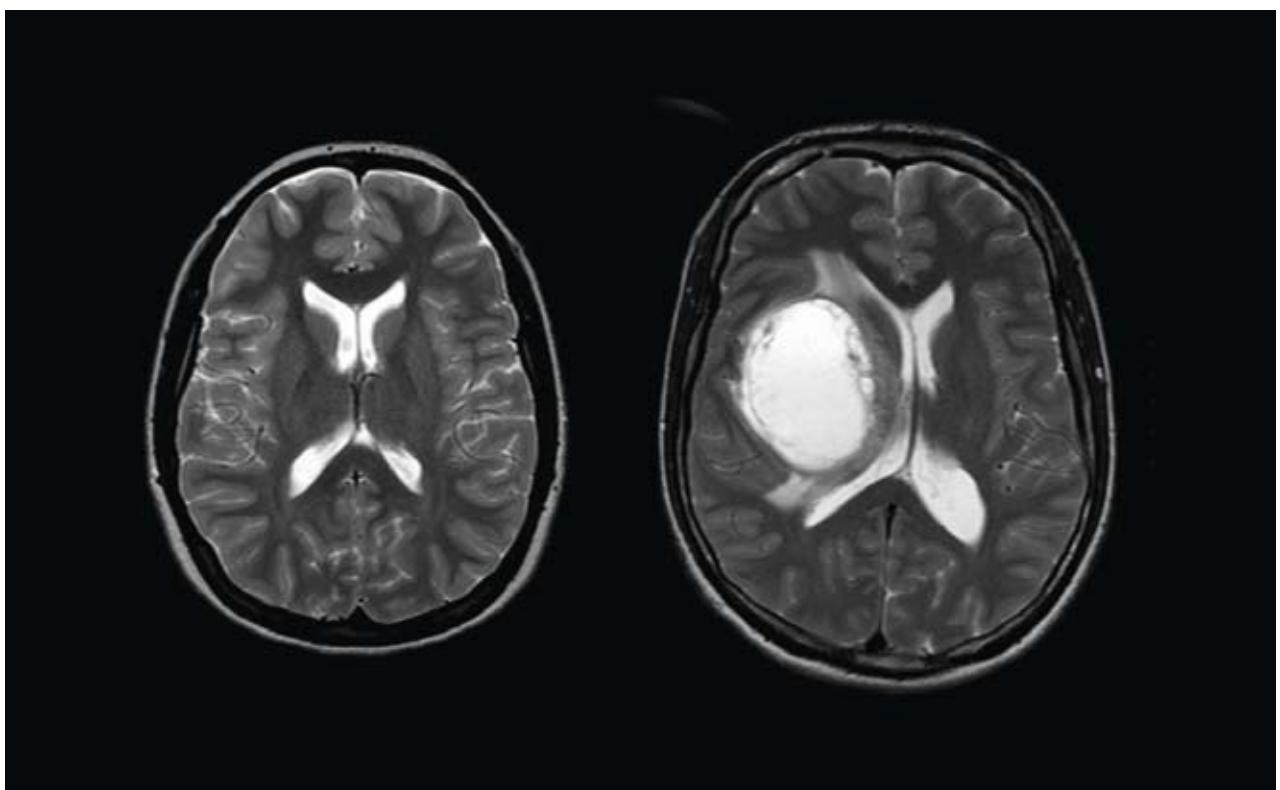


Figura 4: 4a Imagen T2 parénquima normal, 4b Imagen tumor cerebral de mayor señal que parénquima normal (hiperintenso).

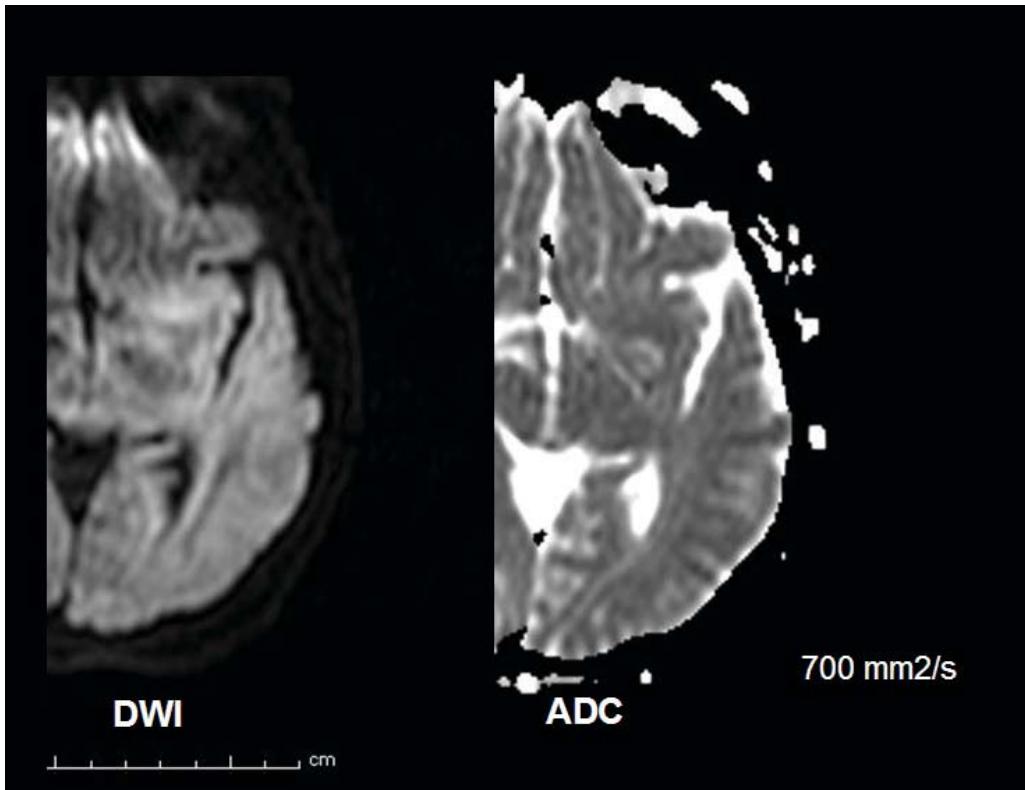


Figura 5: Imagen de cerebro normal ponderada en difusión (DWI) y Mapa ADC

imaging), la escala de tonos de grises representa el desplazamiento de las moléculas de agua secundarias al movimiento browniano, es así como las zonas en que las moléculas se desplazan fácilmente, como en el agua, se ven de baja señal (hipointensas), como en el líquido cefalorraquídeo de los ventrículos. En el caso del parénquima las moléculas no se desplazan tan fácilmente, ya que existen membranas y organelos que enlentecen su desplazamiento, por lo que se representa en tonos grises. El mapa ADC (coeficiente de difusión aparente), es el resultado del postproceso de las imágenes de difusión que eliminan algunos artefactos y permite hacer una evaluación cuantitativa de la difusión de las moléculas de agua. El valor de ADC normal es aproximadamente 700 mm²/seg (Fig. 5).

Estas imágenes se adquieren muy rápidamente por lo que no tienen mucho detalle estructural. No pretenden reproducir la anatomía sino que representan una función.

La mayor utilidad de este tipo de imágenes ha sido en el diagnóstico precoz del infarto cerebral [2, 3]. En el infarto agudo, se produce falla de la bomba sodio potasio, que produce edema intracelular y secundariamente disminuye la permeabilidad de las membranas celulares al agua de las neuronas afectadas. En este estado se produce restricción del desplazamiento de las moléculas de agua, las cuales colisionan con las membranas celulares y organelos, sin que se logre un desplazamiento normal, por lo que hablamos de restricción de la difusión. En las imágenes ponderadas en difusión es posible observar que las zonas

con restricción de la difusión se ven hiperintensas (más brillantes) en comparación al parénquima cerebral (Fig. 6).

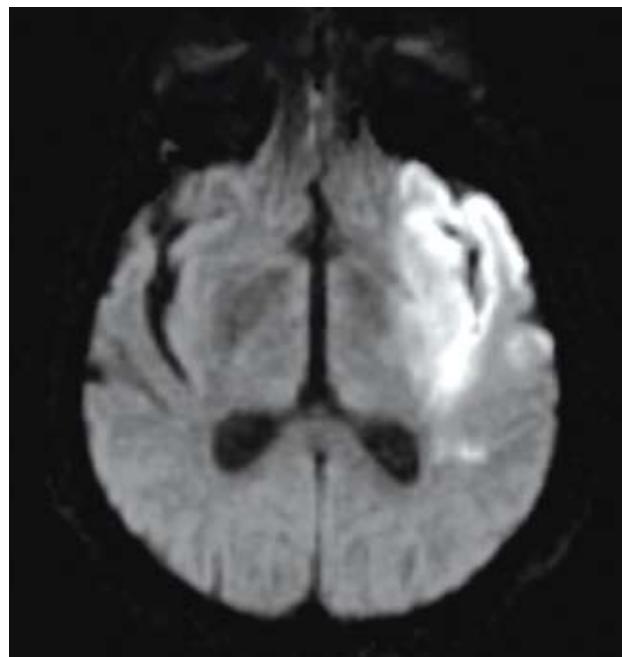


Figura 6: Imágenes de difusión en infarto cerebral.

Las imágenes ponderadas en difusión tienen además otras aplicaciones en neuroradiología. La restricción de la difusión puede ser producida por otras causas.

En los casos de abscesos cerebrales la presencia de macromoléculas y detritos celulares en su centro producen restricción de la difusibilidad del agua en comparación al parénquima normal [4] (Fig. 7).

La restricción de la difusión puede observarse también el interior de

algunos tumores, como los quiste epidermoideos, que corresponden a quistes de inclusión localizados por fuera del parénquima cerebral. En las imágenes convencionales estos tumores tienen un comportamiento muy similar al líquido cefalorraquídeo, sin embargo debido a que tienen múltiples tabiques en su espesor que dificultan el desplazamiento de las moléculas de agua brillan intensamente en las imágenes de difusión en comparación al contenido de los ventrículos [5] (Fig. 8).

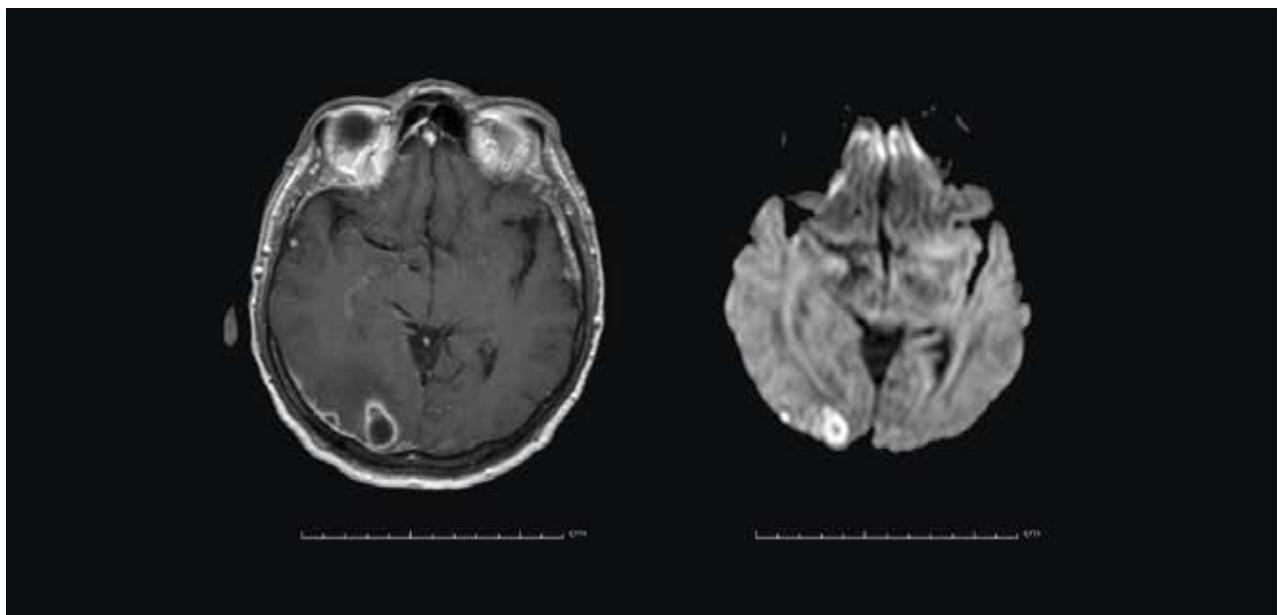


Figura 7: Absceso cerebral. 6a. Imágenes T1 post contraste (gadolino) que muestran una lesión de baja señal con captación anular. 6b. Imagen ponderada en difusión (DWI) que muestra alta señal en el interior de la lesión altamente sugerente de un absceso cerebral.



Figura 8: Tumor epidermoide. Se visualiza lesión de aspecto quístico en la cisterna cuadrigeminal. 8a imagen ponderada en T1. 8b Imagen ponderada en difusión (DWI) que muestra alta señal en el interior de la lesión.

Sin embargo el parénquima cerebral normal dista mucho de ser un medio perfecto para la difusión de las moléculas de agua. La presencia de múltiples tractos nerviosos y sus vainas producen que las moléculas de agua tiendan a moverse en forma asimétrica o anisotrópica [6]. Las moléculas se mueven más fácilmente en el sentido de las vías nerviosas. La difusión ya no tiene morfología de esfera, sino más bien en forma de elipsoide, que sigue el eje principal de las vías neuronales. Esta asimetría se representa en las imágenes de anisotropía fraccional (FA, fractional anisotropy), en las cuales las áreas con mayor anisotropía se ven hiperintensas (blancas), como los haces mielinizados (cuerpo calloso) y las áreas de baja anisotropía se ven hipointensas (oscuras), como la corteza cerebral por ausencia de fibras (Fig. 9).

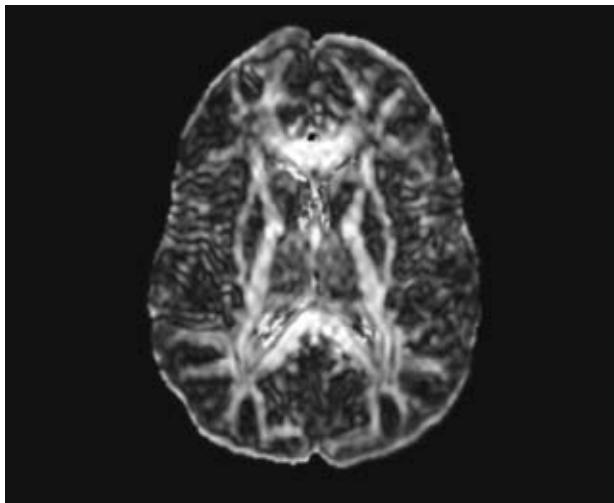


Figura 9: Imagen normal de anisotropía fraccional (FA), en la cual el cuerpo calloso y las coronas radiadas presentan alta señal.

Las imágenes FA muestran el grado de anisotropía independiente de la dirección principal del haz. Podemos agregar cierta direccionalidad a este tipo de imágenes a través de la codificación de colores. Los haces que se extienden de craneal a caudal van a tener color azul, como el haz córtico-espinal a nivel de las cápsulas internas. Las fibras que se dirigen de derecha a izquierda o viceversa, se verán rojas, como el cuerpo calloso. Por último las fibras que trascurren de delante hacia atrás se verán verdes, como las fibras visuales. Este tipo de imágenes tiene utilidad en el estudio del proceso de mielinización normal y envejecimiento cerebral. Así como en enfermedades desmielinizantes y degenerativas (Fig. 10).

Como en el caso de la radiografía de tórax en este tipo de imágenes no estamos viendo los haces nerviosos propiamente tales, sino vemos las zonas por las cuales las moléculas de agua se mueven preferentemente. Si conocemos las zonas del cerebro por donde las moléculas de agua se mueven preferencialmente, podemos predecir indirectamente por donde van las vías, que sirve como base para la tractografía (Fig. 11).

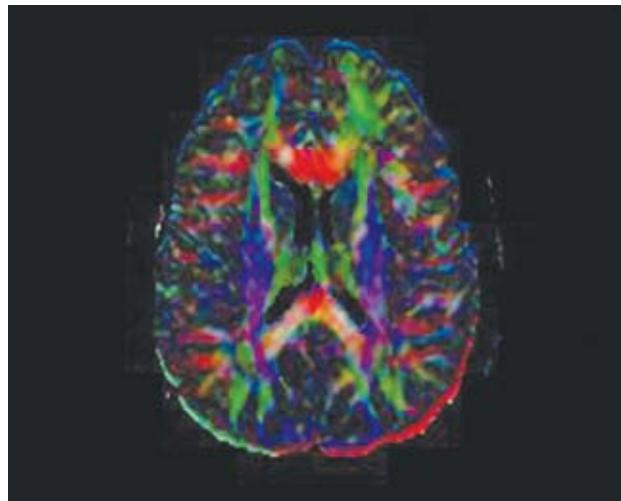


Figura 10: Imágenes FA con codificación de color.

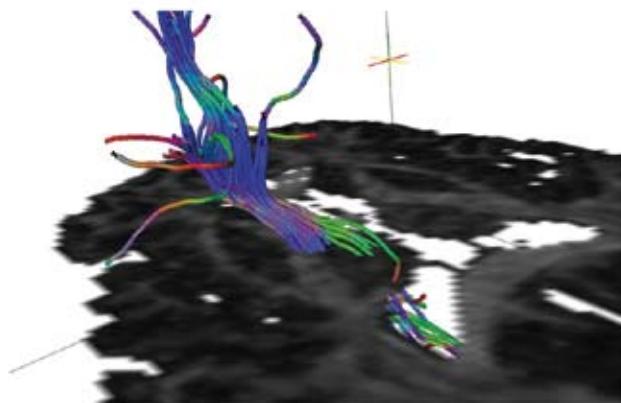


Figura 11: 11a Imágenes de tractografía del haz córtico bulbar, procesadas con Software del Laboratorio de Imágenes Médicas, FONDECYT 1070550 (Instituto de Neurocirugía Dr. Asenjo, Centro de Modelamiento Matemático – Universidad de Chile y Facultad de Ingeniería - Universidad de los Andes). 11b Fibras del cuerpo calloso, procesadas con software MedINRIA (Pierre Fillard y Nicolas Toussaint, Francia).

Este tipo de imágenes tienen mucha utilidad en la planeación de quirúrgica de tumores cerebrales [7].

IMÁGENES DE PERFUSIÓN CEREBRAL.

En las imágenes convencionales el parénquima cerebral normal no se modifica significativamente luego de la administración de contraste debido a la existencia de la barrera hemato-encefálica. En el caso de algunas lesiones como tumores o infecciones en que se produce extravasación e impregnación del contraste.

Para el estudio de perfusión cerebral se utilizan secuencias especiales. Este examen se realiza luego de la administración de un bolo de medio de contraste por vía endovenosa y se registra el efecto que produce en su paso por el parénquima cerebral. El efecto esperado consiste en caída de la señal en forma difusa. Al graficar la intensidad de señal en el tiempo podemos evaluar el estatus hemodinámico cerebral, calculando algunos índices hemodinámicos, como el tiempo que se demoró en pasar el medio de contraste (tiempo de tránsito medio), el volumen que representan los vasos al interior del tejido en estudio (volumen sanguíneo) y por último el flujo promedio del paso de contraste (flujo sanguíneo cerebral). En resonancia magnética estas medidas son cuantitativas y nos permiten comparar un lado con el otro.

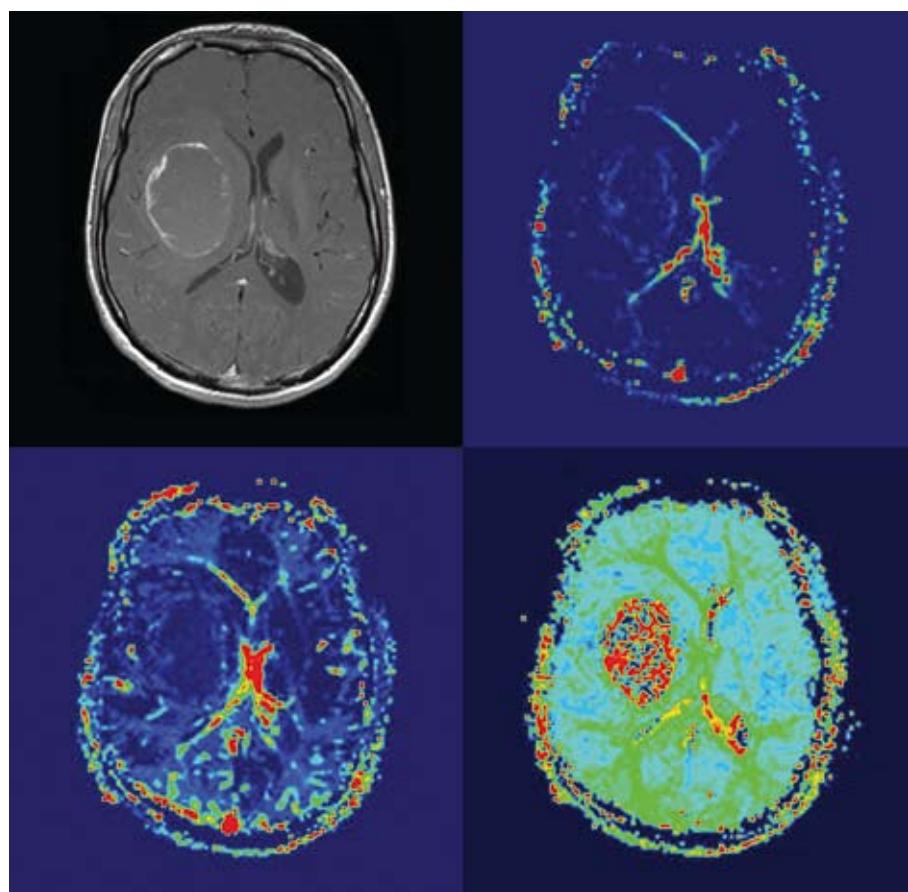


Figura 12: Perfusion cerebral en tumor cerebral.

Algunas patologías presentan alteraciones de la perfusión cerebral, por ejemplo los tumores cerebrales se caracterizan por presentar un aumento del flujo cerebral y en especial un aumento del volumen sanguíneo cerebral, ya que debido al proceso de angiogénesis se produce un aumento del número de vasos sanguíneos al interior del tumor. El volumen sanguíneo cerebral se correlaciona con el grado histológico de los astrocitomas [8]. También tienen utilidad en la diferenciación de radionecrosis versus recidiva tumoral [9] (Fig. 12).

ESPECTROSCOPIA CEREBRAL

Otra de las nuevas aplicaciones que contamos corresponde a las imágenes espectroscópicas. Esta técnica permite el estudio metabólico de los tejidos cerebrales normales y de las alteraciones que se presentan en algunas de las enfermedades [9].

Como está expresado previamente, los protones de hidrógeno son la fuente de información para la formación de las imágenes en resonancia magnética. Por lo que cabe la pregunta, ¿Cómo es posible reconocer los metabolitos en el interior del cerebro si sólo somos capaces de reconocer los protones de hidrógeno?

A pesar que desde el punto bioquímico los átomos de hidrógenos de las moléculas del agua, proteínas o lípidos son exactamente los mismos podemos diferenciarlos a través de espectroscopía por resonancia magnética.

Los protones de hidrógeno sometidos a un campo magnético comienzan a girar sobre sí mismo a una velocidad proporcional al campo magnético externo (resonador magnético) en el que se encuentran. Desde este punto de vista, todos los protones de hidrógeno del paciente debieran estar sometidos al mismo campo magnético durante el examen. Sin embargo las distintas moléculas de acuerdo a su configuración tridimensional generan por sí mismas micro campos magnéticos que se sobreponen al campo magnético generado por el resonador (Fig. 13).

Debido a este fenómeno, podemos por ejemplo diferenciar los protones de hidrógeno que se encuentran en las moléculas de agua con los que se encuentran en las moléculas de lípi-

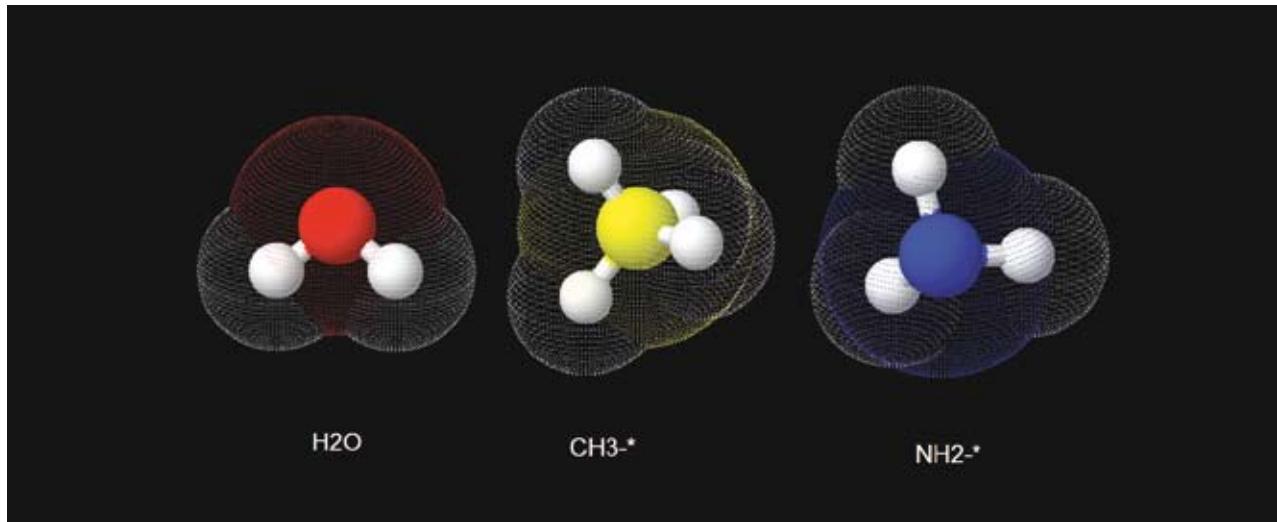


Figura 13: Protones de hidrógeno en distintas moléculas

dos, debido a que giran a una velocidad ligeramente diferente. Esta velocidad se mide en frecuencia de precesión o más comúnmente en partes por millón (PPM), para evitar la diferencia producida entre distintos resonadores.

La presencia de una gran cantidad de moléculas de agua en el cuerpo humano hace necesaria la supresión de la señal proveniente de estas, para poder detectar la pequeña señal proveniente de los protones de hidrógeno localizados de las otras moléculas.

Existen tres diferentes formas de adquisición y visualización de la información espectroscópica. La más simple, conocida como espectroscopia Single Voxel (SV) consisten en seleccionar un volumen de aproximadamente 2 x 2 x 2 cm. de diámetro dentro del tejido a estudiar con lo que se obtiene una gráfica de señal versus frecuencia de precesión (PPM) de todo el segmento. La localización en que aparece un metabolito en el eje X depende de la frecuencia característica de cada molécula. Su intensidad de señal se relaciona con la cantidad del metabolito presente en la muestra (Fig. 14).

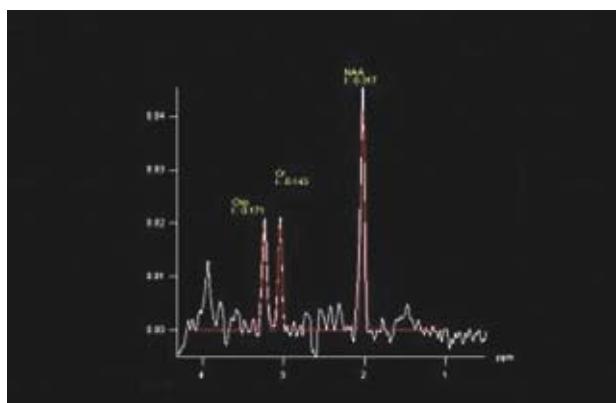


Figura 14: Espectroscopia Single Voxel normal.

Existen patrones de metabolitos normales en el tejido cerebral, es así por ejemplo que en pico más alto en el tejido cerebral normal corresponde a las moléculas de N-Acetyl aspartato, que se utiliza como marcador neuronal, ya que se encuentra presente exclusivamente en las neuronas. Este patrón característico nos permite comparar distintas funciones metabólicas a través de marcadores del metabolismo energético (creatina), replicación celular (Colina) y metabolismo anaerobio (lactato). Esta técnica es ideal en caso de lesiones difusas, algunas veces antes que se observe alteraciones en las imágenes convencionales.

La segunda forma de adquisición y visualización se conoce como espectroscopia Multivoxel (MV), que consiste en una subdivisión del cubo anterior en pequeños cuadrados de los cuales podemos obtener la misma gráfica. Son de gran utilidad cuando tenemos lesiones heterogéneas en que es necesario caracterizar cada una de sus componentes (Fig. 15).

La tercera forma de adquisición y visualización se conoce como Chemical Shift Imaging (CSI) que consiste en representar los metabolitos característicos en una escala de colores que se sobreponen a una ima-

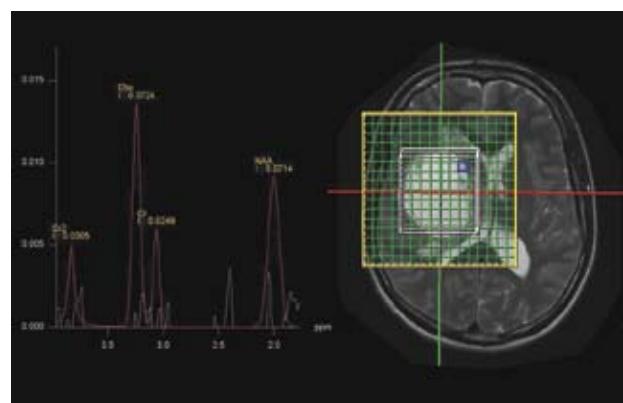


Figura 15: Espectroscopia Multivoxel tumor cerebral.

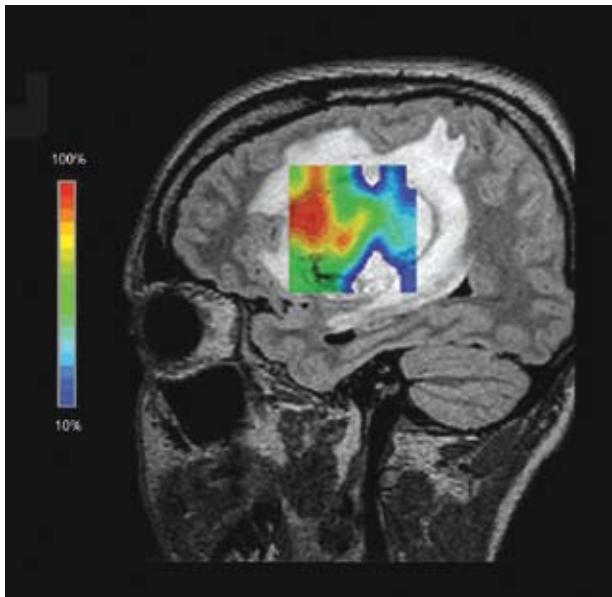


Figura 16: Chemical Shift imaging.

gen convencional referencial. Son de utilidad ya que muestran en forma gráfica la relación entre las imágenes convencionales y la presencia relativa del metabolismo en el interior de la lesión (Fig. 16).

Estas técnicas tienen aplicaciones en el estudio de tumores cerebrales [10, 11] y enfermedades metabólicas [12].

CONCLUSIONES

Las nuevas técnicas en resonancia magnéticas van más allá de las imágenes estructurales. Actualmente contamos con imágenes que se basan en la difusibilidad del agua, perfusión cerebral y estudio metabólico in vivo.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.** Conturo TE, McKinstry RC, Aronovitz JA, Neil JJ., Diffusion MRI: precision, accuracy and flow effects. *NMR Biomed.*, 1995. 8(7-8): p. 307-32.
- 2.** Rosenwasser RH, A.R., Diagnostic imaging for stroke. *Clin Neurosurg*, 2000. 46: p. 237-60.
- 3.** Galvez M, York GE, Eastwood JD., CT perfusion parameter values in regions of diffusion abnormalities. *AJNR Am J Neuroradiol.*, 2004. 25(7): p. 1205-10.
- 4.** Ebisu T, Tanaka C, Umeda M, Kitamura M, et al., Discrimination of brain abscess from necrotic or cystic tumors by diffusion-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Imaging*, 1996. 14(9): p. 1113-6.
- 5.** Koot RW, Jagtap AP, Akkerman EM, Den Heeten GJ, Majoor CB., Epider-
- moid of the lateral ventricle: evaluation with diffusion-weighted and diffusion tensor imaging. *Clin Neurol Neurosurg.*, 2003. 105(4): p. 270-3.
- 6.** Jones DK, Lythgoe D, Horsfield MA, Simmons A, Williams SC, Markus HS., Characterization of white matter damage in ischemic leukoaraiosis with diffusion tensor MRI. *Stroke.*, 1999. 30(2): p. 393-7.
- 7.** Holodny AI, Schwartz TH, Ollenschleger M, Liu WC, Schulder M., Tumor involvement of the corticospinal tract: diffusion magnetic resonance tractography with intraoperative correlation. *J Neurosurg.*, 2001. 95(6): p. 1082.
- 8.** Knopp EA, Cha S, Johnson G, Mazumdar A, Golfinos JG, Zagzag D, Miller DC, Kelly PJ, Kricheff II., Glial neoplasms: dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR imaging. *Radiology.*, 1999. 211(3): p. 791-8.
- 9.** Tsui EY, Chan JH, Leung TW, Yuen MK, Cheung YK, Luk SH, Tung SY., Radionecrosis of the temporal lobe: dynamic susceptibility contrast MRI. *Neuroradiology*, 2000. 42(2): p. 149-152.
- 10.** Fulham MJ, Buzzi A, Dietz MJ, Shih HH, Raman R, Sobering GS, Frank JA, Dwyer AJ, Alger JR, Di Chiro G., Mapping of brain tumor metabolites with proton MR spectroscopic imaging: clinical relevance. *Radiology*, 1992. 185(3): p. 675-86.
- 11.** Galanaud D, Nicoli F, Confort-Gouny S, Le Fur Y, Dormont D, Girard N, Ranjeva J, Cozzzone P., Brain magnetic resonance spectroscopy. *J Radiol.*, 2007. 88(3 Pt 2): p. 483-96.
- 12.** Wang ZJ, Zimmerman RA., Proton MR spectroscopy of pediatric brain metabolic disorders. *Neuroimaging Clin N Am.*, 1998. 8(4): p. 781-807.