

“USO DE IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA PARA EL DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS”.

Juan Alejandro Regalado Chico.

Medico Neurorradiólogo.

Servicios de Imagenología del Hospital Regional “Lic. Adolfo López Mateos”, ISSSTE y Hospital Regional de Tlalnepantla ISSEMYM.

INTRODUCCIÓN.

La Neuroimagen ha emergido como una herramienta invaluable en el estudio de la anatomía y función del Sistema Nervioso Central (SNC) pudiendo entonces definir cambios de tipo estructural y funcional.

Las pruebas de neuroimagen funcional y estructural como la Tomografía por Emisión de Positrones (**PET**), Tomografía por Emisión de Fotón Único (**SPECT**), Tomografía Computarizada (**TC**) y la Resonancia Magnética (**RM**) por medio de las Imágenes por Resonancia Magnética (**IRM**) aportan información complementaria de gran importancia para el diagnóstico y el tratamiento de pacientes con trastornos del SNC.

Las IRM proporcionan imágenes anatómicas cerebrales precisas sin el uso de radiación ionizante, lo que permite estudios multiplanares de morfometría cerebral.

Las **IRM** cerebrales se han establecido como herramienta muy valiosa para el diagnóstico de enfermedades neurológicas, debido a su capacidad de proveer excelente detalle y caracterización de los tejidos.

PRINCIPIOS FISICOS DE IRM.

La materia está conformada por átomos. Los átomos poseen un núcleo donde se encuentran neutrones y protones, en las orbitas los electrones. Los núcleos atómicos poseen un pequeño momento o campo magnético que es el que se utiliza para la obtención de **IRM**. Este magnetismo tiene su origen en el spin nuclear y el momento angular asociado a él y se encuentra relacionado con el número atómico y con el número másico del átomo.

Los átomos con número impar de electrones poseen un excedente de cargas positivas en el núcleo (protones), las cuales se encuentran girando en un movimiento llamado *spin*. Esta carga positiva produce una pequeña corriente eléctrica, que al estar en movimiento genera una fuerza magnética.

El hidrógeno es un buen elemento para obtener **IRM** ya que es el núcleo más abundante en el cuerpo, tiene un momento magnético muy grande, y emite bien una señal de radiofrecuencia cuando sea sometido a un campo magnético y estimulado por una señal de radiofrecuencia.

Cuando el paciente está dentro del campo magnético del imán, los núcleos de los átomos se orientan de acuerdo a las líneas de fuerza del campo, pueden alinearse paralelamente al campo magnético externo requiriendo menor energía para lograrlo o de forma antiparalela al campo magnético requiriendo más energía. La mayor alineación se da cuando implica menor energía (paralelo). Al alinearse de forma paralela o antiparalela al campo magnético y ser sometidos a un campo magnético externo se da el movimiento de precesión, cuya velocidad y frecuencia están determinadas por la intensidad del campo magnético al que se somete (**frecuencia de Larmor**).

Los protones orientados paralelamente producen una magnetización neta o longitudinal. Esta magnetización produce señal pero no hace discriminación sobre los diferentes tipos de tejidos. Para esto son necesarios pulsos de radiofrecuencias a través de antenas externas que se colocan en contacto con el paciente. Al aplicarles un estímulo de radiofrecuencia (tiene que ser igual al movimiento de precesión) se mueven cambiando de orientación. El pulso de radiofrecuencia hace que disminuya la magnetización longitudinal y se produce una magnetización transversal, a este proceso se llama **resonancia** y de esta forma dichos cambios en las magnetizaciones pueden ser medidos para aportar información sobre el contraste magnético de los tejidos. Los pulsos de radiofrecuencia más usados son de 90 y 180 grados en relación a la magnetización longitudinal inicial (vector inicial).

Cuando cesa el estímulo de radiofrecuencia, dichos núcleos liberan energía y vuelven a su situación inicial. Este proceso se conoce como relajación. Esta relajación se mide en tiempos T1 (cuando la magnetización longitudinal se restablece completamente) y T2 (cuando la magnetización transversal desaparece), estos factores van a influir en la formación de la imagen y diferenciar las diferentes propiedades de los tejidos. A los intervalos de tiempo entre los pulsos de radiofrecuencia se les llama tiempo de repetición (**TR**).

Se conoce como tiempo de eco o (**TE**) al intervalo de tiempo transcurrido entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y la captación de la señal de resonancia magnética o eco.

A la combinación de pulsos de radiofrecuencia que se aplica para modificar el movimiento del protón se le denomina secuencia.

Los parámetros físicos de cada secuencia deben ser ajustados para acentuar la diferencia entre los distintos tejidos, lo que se denomina **potenciación** o **ponderación**, siendo necesarias varias secuencias para poder determinar el tejido que se está representando. Lo obtenido de dichas secuencias existe como una matriz de datos sin procesar llamado **espacio K** que tras realizar una serie de transformadas matemáticas en ordenadores informáticos (**transformada de Fourier**) se representa en monitores como voxeles, que representan las 2 dimensiones habituales (alto y ancho) más profundidad.

Los grupos de secuencias básicas son los siguientes:

- *Spin echo (SE, espín eco)* Son las secuencias con las que generalmente se logra mejor resolución espacial en estudios estructurales. Su duración es mayor. Si se requieren secuencias más rápidas existe la variante *fast spin echo*. Representadas en T1, T2 y Densidad de Protones.
 - *Inversión Recuperación (IR)*. Variante de *spin echo*. Son secuencias que aplican pulsos con parámetros para que se anule selectivamente algún tipo de tejido (por ejemplo agua con FLAIR y grasa con STIR) generalmente añadiendo un pulso inicial de 180 grados antes de la secuencia *spin echo* a esto se le conoce como pulso de inversión o tiempo de inversión (**TI**).
- *Gradiente de echo (GE, Gradiente-eco) T2**. Existe gran variedad de secuencias derivadas de la misma. Menor resolución que SE pero más rapidez. Ideal para determinación de calcio o contenido hemático no reciente, pero más susceptible a la heterogeneidad del campo y los artefactos metálicos.

SECUENCIAS ESPECIALES.

Tenemos otras herramientas que apoyan la posibilidad de emitir diagnósticos complementarios o más específicos en el estudio de las enfermedades neurológicas, que derivan de las secuencias antes descritas, algunas de las más usadas son:

- **Angiografía por Resonancia Magnética (ARM) y Venografía por Resonancia Magnética (VRM).**

La obtención de imágenes sensibles a los movimientos macroscópicos de líquidos orgánicos con un flujo resultante. Esta sensibilidad de la RM al movimiento puede ser aprovechada para generar imágenes que sin utilizar medios de contraste logren identificar los voxels con flujo en su interior de los voxels sin movimiento.

Las técnicas más comunes en la evaluación vascular por RM son:

- Tiempo de Vuelo (Time of Flight, TOF): 2DTOF; 3DTOF/ Adquisiciones múltiples sobrepuestas (MOTSA 2D y 3D).
- Imagen por Contraste de Fase (Phase Contrast, PC): 2DPC y 3DPC y 2DPC cine.
- SPGR/3DT1 con contraste.
- Angiografía por RM con reforzamiento por contraste/TRICKS (Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics).
- NATIVE (Siemens), triggered angiography noncontrast enhanced, TRANCE (Philips) e Inhance 3D Deltaflow (GE).



Figura 1: Aspecto anatómico de las estructuras del Polígono de Willis mediante Angiografía por Resonancia Magnética, adquirido con técnica 3DTOF con reconstrucción Volume Rendering (VR).

- Imágenes Potenciadas en Difusión, *Diffusion weighted imaging (DWI)*.

Basada en los movimientos de translación de las moléculas del agua (movimiento Browniano), entre las células y los haces de fibras encéfalo. Dicho movimiento es en condiciones normales libre, pero puede verse restringido en el caso de edema citotóxico como en el infarto agudo o vasogénico como en el caso de abscesos y lesiones tumorales.

- Coeficiente de Difusión Aparente, *Apparent diffusion coefficient (ADC)*.

Basado en la adquisición de la secuencia de Difusión. Es una transformación mediante parámetros matemáticos para la verificación de la naturaleza del edema que cuando presenta coeficientes bajos se encuentra relacionada con movimiento del agua restringido de forma verdadera y su interpretación deberá asociarse con tejido sometido a hipoxia/isquemia en estado agudo. Los valores altos están relacionados con alteración del movimiento normal del líquido asociado a edema.

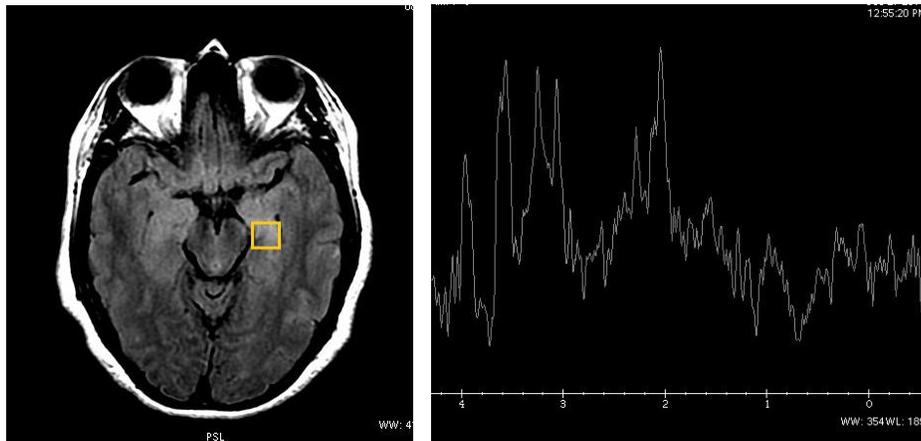
- Espectroscopia por Resonancia Magnética, *Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS)*:

Evalúa el comportamiento molecular de diversos metabolitos aplicado a diferentes enfermedades neurológicas. Para la obtención de la espectroscopia se centra en la señal de algunas moléculas específicas en células. Las moléculas que se analizan en los estudios de MRE se encuentran en concentraciones inferiores a las del agua, por lo que se debe anular o bloquear la señal de esta para que no oculte los picos de menor concentración.

Existen 2 técnicas de adquisición principales:

- Técnica Univóxel.
- Técnica Multivóxel.

Los metabolitos que se analizan más habitualmente son N-acetil aspartato (NAA), colina (Cho), creatina (Cr), Mioinositol (Mio) y lípidos-lactato (LL). El análisis de la elevación, disminución o supresión de dichos picos tiene una representación clínica y es sugestiva de la etiología de la lesión, pudiendo apoyar en el análisis de los diferentes diagnósticos diferenciales para patologías como epilepsia, infecciones, tumores, etc.



Figuras 2 y 3. Alteraciones espectroscópicas en una lesión hipocampal izquierda, muy evidente la disminución de la altura del pico de NAA.

- Imágenes por Tensor de Difusión, *Diffusion tensor imaging* (DTI):

Permite cuantificar el grado de anisotropía de los protones de agua en los tejidos.

La anisotropía es la propiedad del tejido cerebral normal que depende de la direccionalidad de las moléculas del agua y de la integridad de las fibras de sustancia blanca.

La *fracción de anisotropía (FA)* es una variable numérica cuyos valores oscilan entre 0 (máxima isotropía, donde el agua se moviliza libremente) y 1 (máxima anisotropía por restricción en el movimiento del agua tisular, como en los tractos de sustancia blanca).

Tiene como herramientas la FA, el mapa de Anisotropía y la tractografía.

- BOLD (Blood Oxygenation Level Dependence), Oxigenación nivel dependiente:

Es una de las más recientes técnicas en el área de la Neuroimagen.

Permite identificar cambios y mapear la respuesta neurofisiológica ante estímulos sensoriales, motores y cognitivos.

Su base física se sustenta en la detección de los cambios locales que suceden en la oxigenación y el flujo sanguíneo cerebral, en respuesta a la actividad neuronal, cuando se realiza una tarea específica el cerebro consume más oxígeno en áreas determinadas.

La desoxihemoglobina al ser una sustancia paramagnética, genera cambios locales en la homogeneidad del campo magnético, los cuales pueden detectarse y medirse por RM. La actividad neuronal en una zona específica del cerebro aumenta el consumo local de oxígeno, lo que produce aumento de la oxihemoglobina y reducción de desoxihemoglobina en la zona funcional o activada, estos cambios producen una señal detectable por RM en una secuencia base T2*.

Las implicaciones clínicas son múltiples, una de las más importantes en la evaluación prequirúrgica de lesiones tumorales para determinar las áreas motoras o sensitivas con riesgo potencial de daño y en eventos postquirúrgicos para evaluar el daño o recuperación hacia dichas áreas.

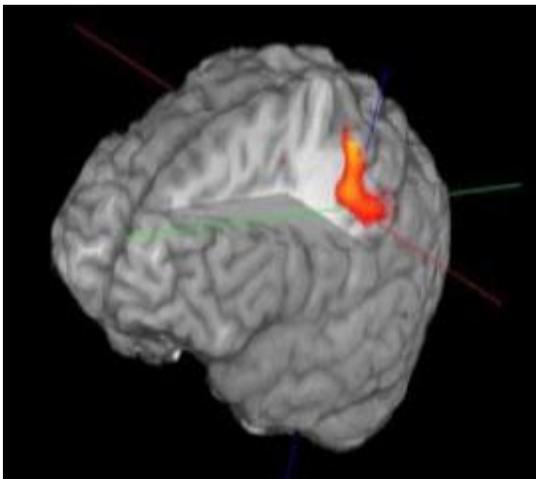


Figura 4. Detección de la región motora (precentral izquierda) mediante técnica de BOLD.

APLICACIONES DE RECIENTE INTRODUCCION Y DE USO MEDIATO PARA RESONANCIA MAGNETICA.

- Intervencionismo.
- Neurocirugía guiada por Resonancia Magnética.
- PET/MR.
- Ablación de tumoraciones mediante Resonancia Magnética.
- Incremento en tesla para equipos de Resonancia Magnética.

CONCLUSION.

El uso de la Resonancia Magnética como método diagnóstico de las enfermedades neurológicas es una herramienta invaluable, que se extiende cada vez más a lo largo de nuestro país, aunque aún en muchos de los Hospitales con población importante no se cuenta con equipos de Resonancia Magnética, o se cuenta con los mismos pero no siempre se tiene el software necesario o el personal capacitado para la correcta adquisición o evaluación.

Las técnicas diagnósticas comentadas son en manos expertas herramientas que tienen alta sensibilidad para el diagnóstico no solo topográfico, sino en ocasiones etiológico y en la actualidad con alta sensibilidad y especificidad para patologías específicas.

El futuro para la resonancia Magnética es optimista ya que se prevén equipos con mayor cantidad de unidades Tesla a precios más económicos. La calidad que pudiera tener la imagen tal vez superara las expectativas actuales, con posibilidad de definir algunas lesiones no evidentes en los equipos de hoy en día.

De igual forma el poder realizar procedimientos terapéuticos con ayuda de los equipos de Resonancia Magnética y material quirúrgico o de intervención compatibles, pronto pudieran ser opciones de uso cotidiano.

BIBLIOGRAFIA.

- Nacher PJ. **Magnetic Resonance Imaging: From Spin Physics to Medical Diagnosis.** *Quantum Spaces* 2007;1-35. (Poincaré Seminar 2007)
- Hanson LG, **Introduction to Magnetic Resonance Imaging Techniques, Danish Research Centre for Magnetic Resonance (DRCMR).** *Copenhagen University Hospital Hvidovre.* August, 2009
- Sood S, Gupta A, Tsiouris AJ. **Advanced magnetic resonance techniques in neuroimaging:diffusion, spectroscopy, and perfusion.** *Semin Roentgenol* 2010;45(2):137-46
- Moseley ME, Liu C, Rodriguez S, et al. **Advances in Magnetic Resonance Neuroimaging** *Neurol Clin* 2009;27(1):1-19
- Tran T, Ross B, Lin A. **Magnetic Resonance Spectroscopy in Neurological Diagnosis.** *Neurol Clin* 2009;27(1):21-60
- Downes A, Pouratian N. **Advanced Neuroimaging Techniques for Central Neuromodulation.** *Neurosurg Clin N Am* 2014;25(1):173-185

- Smits M, Visch-Brink EG, van de Sandt-Koenderman ME, et al. **Advanced magnetic resonance neuroimaging of language function recovery after aphasic stroke: a technical review.** *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(1 Suppl):S4-14
- Sven H, Lovblad K. **Multivariate Pattern Recognition for Diagnosis and Prognosis in Clinical Neuroimaging: State of the Art, Current Challenges and Future Trends.** *Brain Topogr* 2014;27:329–337
- Mishra AM, Bai H, Gribizis A, Blumenfeld H. **Neuroimaging biomarkers of epileptogenesis.** *Neurosci Lett.* 2011;497(3):194-204
- Tartaglia MC, Rosen HJ, Miller BL. **Neuroimaging in Dementia.** *Neurotherapeutics* 2001;8(1):82-92
- Brandão LA, Shiroishi MS, Law M. **Brain tumors: a multimodality approach with diffusion-weighted imaging, diffusion tensor imaging, magnetic resonance spectroscopy, dynamic susceptibility contrast and dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging.** *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2013;21(2):199-239
- Pillai JJ. **The evolution of clinical functional imaging during the past 2 decades and its current impact on neurosurgical planning.** *Am J Neuroradiol.* 2010;31(2):219-25