



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO E INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE MEDICINA

CENTRO MÉDICO ABC

ESPECTROSCOPIA EN RESONANCIA MAGNETICA DE CRANEO
EXPERIENCIA DE CINCO AÑOS
EN EL CENTRO MEDICO ABC OBSERVATORIO.

TESIS DE POSGRADO

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
ESPECIALISTA EN RADIOLOGIA E IMAGEN
PRESENTA.

DR. OBED MELENDEZ CRUZ.

ASESOR:

DRA. ELIA GARCIA TORRES
JEFE DEL SERVICIO DE RESONANCIA MAGNETICA
CENTRO MÉDICO ABC.



MÉXICO, D. F.
SEPTIEMBRE 2010



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 HALABE CHEREM
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN
CENTRO MÉDICO ABC

DR. JORGE VAZQUEZ LA MADRID
JEFE DEL SERVICIO DE RADIOLOGIA E IMAGEN
MOLECULAR
CENTRO MÉDICO ABC

DRA. ELIA GARCIA TORRES.
PROFESORA TITULAR DEL CURSO Y JEFE DEL
SERVICIO DE RESONANCIA MAGNETICA
ASESOR DE TESIS
CENTRO MÉDICO ABC

AGRADECIMIENTOS:

A DIOS POR HABERME DADO LA EXISTENCIA Y POR LAS INCONTABLES BENDICIONES DIARIAS.

A MIS PADRES, POR SU EJEMPLO, FORTALEZA Y SU INCANSABLE APOYO.

A MIS HERMANOS POR SU APOYO Y COMPAÑÍA.

A MI ESPOSA ESTHER MI BASTIÓN Y FORTALEZA DE CASI TODA MI VIDA, QUIEN CONJUNTAMENTE CON MIS HIJOS, SAÚL OBED, DIEGO ANTONIO Y EMILIANO, SON MI MOTIVO Y ORGULLO, QUIENES HAN SUFRIDO CONMIGO EL ESTAR SEPARADOS, LE PIDO A DÍOS LA OPORTUNIDAD DE RECOMPENSARLOS.

A MI TÍA DOREYDA POR SU CONSTANTE APOYO.

A DIEGO POR LAS ENSEÑANZAS, Y SU APOYO POR EL CUAL ESTOY SUMAMENTE AGRADECIDO.

A MIS COMPAÑEROS Y AMIGOS DE GENERACION.

A LA DOCTORA ELIA GARCIA TORRES, POR SUS ENSEÑANZAS, PACIENCIA Y COMPRESION.

A TODOS MIS PROFESORES RADIOLOGOS DEL CENTRO MEDICO ABC POR SUS ENSEÑANZAS.

A TODO EL PERSONAL TÉCNICO Y HUMANO DEL AREA DE RADIOLOGIA E IMAGEN DEL CENTRO MEDICO ABC POR SU APOYO.

Y A TODO AQUEL QUE DE MANERA DIRECTA O INDIRECTA ME DIO LA OPORTUNIDAD DE ESTAR EN DONDE ME ENCUENTRO AHORA.

GRACIAS.

INDICE

I. INTRODUCCIÓN	5
II. MARCO TEORICO	6
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
IV. JUSTIFICACIÓN	31
V. HIPÓTESIS	32
VI. OBJETIVOS	32
VII. MATERIAL Y MÉTODOS	33
VIII. CONSIDERACIONES ÉTICAS	35
IX. RECURSOS.....	35
X. RESULTADOS	36
XI. DISCUSIÓN.....	45
XII. CONCLUSIONES.....	47
XIII. GLOSARIO DE IMÁGENES.....	48
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57

I. INTRODUCCION.

La Espectroscopía por resonancia magnética (ERM) se inicia en los numerosos equipos de investigación que tras el descubrimiento del fenómeno de la RM, estudiaron las variaciones de la frecuencia de resonancia en función del tipo de núcleo (hidrogeno-1, fósforo-31, carbono-13, sodio-23, etc.) y para un mismo núcleo, en función de la molécula en que estaba integrado.

Rápidamente los químicos detectaron la gran potencialidad de esta nueva técnica y la incorporaron como una metodología rutinaria para el análisis estructural de los compuestos químicos y para el seguimiento de las transformaciones que ocurren durante los procesos de síntesis de compuestos.

El gran auge de la IRM relego a un segundo término los estudios espectroscópicos.

En la actualidad, la posibilidad de obtener espectros con suficiente resolución y sensibilidad, mediante imanes de 1.5T, utilizados en las exploraciones por IRM, junto con la posibilidad que ofrece la ERM, de estudiar de forma directa algunos procesos metabólicos “*in vivo*” sin interferir en ellos, hace de esta metodología una herramienta de trabajo en alza, que trata de definir sus verdaderas posibilidades en el campo clínico.¹

Esta metodología diagnóstica es usada habitualmente en el área de IRM, la cual se encuentra en el centro Médico ABC, institución de prestigio y de carácter privado, la cual ha brindado a través de los años, atención multidisciplinaria a pacientes con patología neurológica; en la actualidad, no se cuenta con una estadística que determine las patologías diagnosticadas ni que establezca un protocolo estándar a seguir en la detección de estas.

II. MARCO TEORICO.

Instrumentación: Imanes, bobinas y hardware.¹⁶

Introducción Histórica.

Transcurrieron más de 40 años desde la propuesta de la Resonancia Nuclear Magnética (RNM) y la adquisición de las primeras imágenes con relevancia clínica. El contraste entre el tiempo y el esfuerzo requerido para desarrollar la imagen por Rx y el requerido para desarrollar la imagen por resonancia es una indicación de la complejidad inherente de la ciencia básica y tecnología de la RM. Las primeras aplicaciones de la RM fueron principalmente para la investigación en ciencias básicas sobre las propiedades físicas y químicas de la materia.

Entre la II Guerra Mundial y los años 70 se describieron unos pocos estudios de RM en tejidos humanos y animales 2-6. Sin embargo, la clave para el moderno uso clínico la aportó Lauterbur en 1973 7. Según este autor, los gradientes del campo magnético controlados por un operador podían utilizarse para codificar la información dependiente de la posición de la señal de RM; esto sugirió la posibilidad de generar imágenes anatómicas humanas en sección transversa. Las primeras imágenes surgieron en 1976 y 77 en dos laboratorios independientes 8-10. Se hizo preciso el uso de campos magnéticos muy potentes, uniformes y estables para tal fin, con el enorme volumen que eso supone para albergar un cuerpo humano. 10,11. Esto fue posible a finales de los años 70 y principios de los 80.

Esta compleja información de señales obtenidas es determinada por un elaborado conjunto de corrientes dependientes del tiempo, suministradas a una cadena de bobinas especializadas en transmitir y recibir, localizadas a lo largo del paciente en el interior del imán.

Estos métodos incluían la retroproyección 6, el punto sensible 13 y la focalización del campo¹⁴⁻¹⁶. No obstante, la mayoría de estudios se desarrollaron según la técnica de Fourier, desarrollados inicialmente para la espectroscopía con RM, para después adoptarlo para imágenes 17.

En su forma más utilizada, esta técnica se ha conocido como bajo el nombre de imagen del eco del espín o por el giro del espín¹⁸. Todo este desarrollo no hubiera sido posible sin el avance paralelo de la informática los avances en computadores e ingeniería hicieron posible la construcción de máquinas y la obtención de imágenes de calidad.

Tipos de campos magnéticos y bobinas.

La materia en general posee un número enorme de átomos de hidrógeno con un espín magnético, particularmente en sus componentes de agua (H₂O) y lípidos. Estos espines pueden manipularse aplicando campos magnéticos, pudiendo detectarse la señal emitida por el movimiento de los espines (precesión) fuera del cuerpo.

Cada equipo de RM contiene varios tipos de bobinas que generan campos magnéticos, los cuales manipulan los espines magnéticos del paciente. Un equipo receptor detecta y amplifica el débil campo de radiofrecuencia (RF) que se origina en el paciente una vez preparada la configuración apropiada de los espines.

Los campos magnéticos se producen al hacer pasar una corriente eléctrica a través de una bobina de alambre, la cual al tener un elevado número de espiras genera un campo magnético intenso con una corriente relativamente pequeña. Por eso, a las fuentes de los campos del interior del equipo se les denomina bobinas, aunque no siempre están formadas por vueltas de alambre. Para construir un equipo de RM son necesarias cinco bobinas, para el campo principal, tres bobinas de gradientes y una bobina de RF.

Imanes del campo principal.

El propósito del imán del campo principal es producir un campo magnético estático intenso que se utiliza para magnetizar los espines nucleares del paciente. Estos imanes son el componente clave de los equipos de RM y determinan la apariencia, coste y capacidad de los equipos. La característica de estos imanes es la intensidad del campo magnético, siendo su estabilidad el factor más importante. La unidad de medida de intensidad del campo magnético según el Sistema Internacional de Medidas es el Tesla. El magnetismo de la Tierra equivale a 0,05 mT. Los campos necesarios para crear señal de RM útil son mucho más intensos que el de la Tierra.

En presencia de un campo estable, los espines magnéticos precesan alrededor de la dirección del campo a velocidad constante. Esta frecuencia es linealmente proporcional a la intensidad del campo magnético; los estudios sobre el cuerpo humano se han descrito dentro de un rango entre 0,02 T y 8 T. ¹⁹⁻²⁰.

La señal de RM es proporcional al grado de magnetización del espín y a la intensidad del campo B_0 , por lo cual la señal de RM aumenta con el cuadrado de este campo. Sin embargo, el ruido generado por el paciente aumenta de forma lineal con la frecuencia. Esto da lugar a una relación señal-ruido (RSR) que aumenta en los campos intensos en proporción directa a B_0 . Esto da ventaja intrínseca a los equipos de alto campo.

Además de la magnitud, homogeneidad espacial y estabilidad temporal del campo, otro requerimiento importante del campo del imán principal es que tenga el tamaño adecuado para que quepa el paciente y pueda explorarse cualquier región de forma segura y confortable durante el estudio, a menudo superior a una hora de duración. Por esto, se explora mejor a pacientes pequeños, siendo difícil el proceso en personas con peso superior a 100 Kg.

El aumento de tamaño del orificio del imán es posible, pero tremendamente costoso siendo poco probable su diseño en un futuro próximo.

Hay cuatro elecciones básicas de tipos de imanes asequibles para RM:

1.- Imanes permanentes hechos de materiales magnéticos duros. No requieren ninguna fuente externa de energía.

2.- Electroimanes (núcleo de hierro) hechos de material magnético blando y energizados por corrientes eléctricas que circulan por alambres que rodean una parte del imán.

3.- Imanes resistivos (núcleo de aire) que utilizan corrientes eléctricas que circulan en alambres metálicos arrollados en una serie de bobinas concéntricas. Las bobinas tienen simetría cilíndrica y rodean al paciente.

4.- Imanes superconductores similares en la geometría de las bobinas a los imanes resistivos pero que utilizan una aleación superconductor con resistencia cero al paso de la corriente. Al igual que los primeros, no necesitan alimentación externa una vez energizados.

Por su capacidad de alcanzar altas intensidades, mantener gran estabilidad temporal y alto grado de homogeneidad de campo, los imanes superconductores son los que dominan la RM desde mitad de los años 80.

Imanes permanentes y electroimanes.

Ambos tipos cuentan con materiales magnetizados para producir campos. Los materiales duros son difíciles de magnetizar, pero una vez logrado, se mantienen indefinidamente sin gasto energético.

Los materiales magnéticos blandos son por el contrario, fáciles de magnetizar pero mantienen sus propiedades hasta que se corta la corriente.

En ambos casos se producen campos magnéticos por el alineamiento de dominios ferromagnéticos microscópicos²⁰ dentro de ellos y ambos exhiben saturación.

Por tanto, hay límite máximo en la intensidad de campo a utilizar con estos materiales.

Los materiales utilizados habitualmente en el pasado fueron hierro con alto contenido en carbono; actualmente se emplean aleaciones metálicas, Alnico; cerámicas, ferritina de bario ($Ba F_{12} O_{19}$); aleaciones de tierras raras, Cobalto Samario ($Sm Co_5$). La magnetización de los materiales disminuye con el tiempo, pero sucede lentamente y sin afectar al funcionamiento.

La limitación de los materiales hace que los equipos de imán permanente operen con una intensidad de 0,3 T o menos, junto con un elevado volumen y peso, hasta 100 toneladas.

En 1984 se descubrió una nueva aleación de hierro, neodimio y boro, desarrollando un equipo de 0,2 T, con espacio aéreo de 50 cm y un peso de 9 toneladas. Persiste el elevado coste pero mejora el rendimiento global.

Todos los materiales de imanes permanentes son sensibles a la temperatura; la intensidad del campo disminuye al aumentar esta a un ritmo de 100 ppm por cada grado centígrado.

Con los electroimanes se consiguen campos de hasta 0,4 T.

Imanes resistivos

Se basan en sistemas de 4 a 6 bobinas que llevan arrollado un alambre o lámina de cobre o aluminio. Son técnicamente directos y tienen un coste bajo comparados con los superconductores. Las principales limitaciones surgen del calor que generan por las corrientes de las espiras. Típicamente los imanes resistivos requieren de 40 a 100 Kw continuos de una fuente de corriente directa

durante la operación. Esto requiere así mismo un flujo de agua alrededor de las bobinas para enfriar el sistema.

Estos problemas limitan estos imanes a un máximo de intensidad de campo de 0,15

T.

El orificio del sistema suele ser de 60 a 80 cm, poco comparado con los 100 cm de los superconductores.

Imanes superconductores

La superconductividad se describió como una propiedad exótica de ciertos materiales en 1911, siendo su propiedad clave el no ofrecer ninguna resistencia eléctrica cuando se enfrían por debajo de su temperatura de transición. Sin embargo, esta temperatura es tan baja que requiere helio líquido como refrigerante, próximo al cero absoluto. Hasta 1950 los superconductores conocidos, (mercurio, plomo y estaño) una vez que la densidad de corriente excede de un valor bastante bajo desaparece su propiedad y vuelve la resistencia. Los imanes hechos de estos materiales no pueden producir un campo superior a unos pocos cientos de Gauss.

Una nueva clase de superconductores de alto campo fueron descubiertos en 1950; fue posible la construcción de imanes de alto campo tras experimentar con raros metales como titanio-niobio²¹. No hubo ninguna aplicación comercial significativa de estos superconductores hasta el desarrollo de la RM. Tras esto, se han descubierto superconductores con altas temperaturas de transición evitando así el refrigerante de helio aunque no obstante no han demostrado aún ser útiles para ser usados como imanes de alto campo.

Estos imanes pueden funcionar con un campo máximo de seguridad, pudiendo producir intensidades de campo de cualquier valor hasta ese límite.

En la práctica funcionan con un campo fijo cercano a su límite máximo, que se mantiene estable durante meses o años. Los imanes superconductores de cuerpo entero usados actualmente en los equipos de RM funcionan con unos campos de 0,15 a 8 T; los más comunes en la práctica diaria son de 1 ó 1,5 T

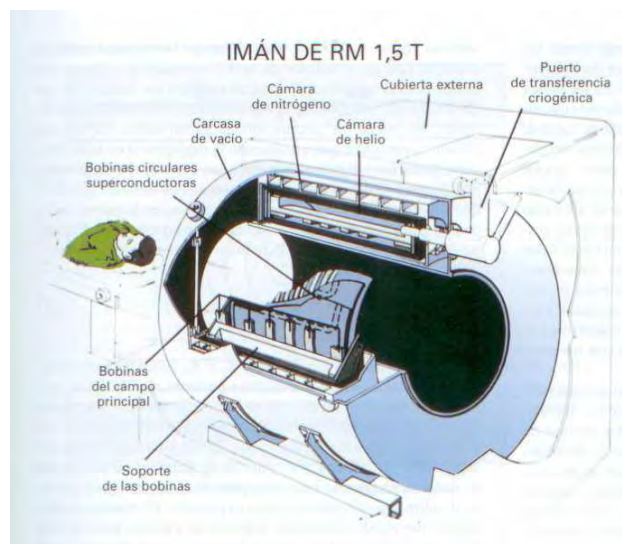


Figura 1.- Esquema de aparato de resonancia superconductor

Un imán superconductor típico tiene unas 17.000 vueltas de alambre arrollado en una bobina de 0,65 m de radio. La longitud total del alambre es de unos 65 Km. El peso total supone unas tres toneladas. Todo ello está sumergido en helio líquido a unos 4,2 K para enfriar el alambre titanio-niobio por debajo de su temperatura de transición superconductor, unos 10 K. Se rodea de Nitrógeno líquido como transición de temperatura y por encima, una cámara de vacío para minimizar la pérdida de calor.

Para mantener el estado superconductor, debe mantenerse la temperatura por debajo del punto de transición del metal. Incluso si una pequeña región del alambre se calienta por encima de esa temperatura, empieza a disipar el calor y aumenta más aún.

El resultado puede ser un proceso de autopropagación que lleva al imán a la extinción y toda la energía almacenada se convierte en calor.

El helio entra en ebullición y se evapora, desapareciendo el campo magnético. Los imanes están diseñados para detectar el comienzo de este proceso y activan unos calentadores que disipan el calor por todo el imán.

La homogeneidad de estos diseños es intrínsecamente buena debido a la simetría cilíndrica de cada bobina y el hecho de que las bobinas se encuentren a pares idénticos a lo largo del eje z y a cada lado del centro²²⁻²³. El campo estático del interior del imán puede analizarse como una superposición de campos armónicos independientes. La simetría cilíndrica garantiza que admitiendo la negligencia en la fabricación, todos los campos armónicos sean cero en el centro.

Bobinas de radiofrecuencia.

Las bobinas de RF se requieren para realizar dos funciones: transmitir y recibir las señales de los espines precesando^{24,25}.

Muchos de los componentes electrónicos en la cadena de RM de transmitir y recibir, tales como los cables coaxiales, las redes de sintonización y adaptación, los amplificadores de potencia y los preamplificadores de bajo nivel son similares a los de los sistemas de radio y televisión, lo que explica también la necesidad de un blindaje cuidadoso de las salas de exploración de RM para prevenir la contaminación de las señales de RMN extremadamente débiles, que se originan en el interior del paciente, con señales extrañas a la misma frecuencia. Los campos de RF contaminantes pueden originarse bien durante e funcionamiento de las estaciones de radio o como ruido electromagnético accidental creados durante el funcionamiento de los equipos electrónicos, como el computador. Es habitual en los equipos de RM rodear las salas con unas mallas apantalladas de cobre para que las señales de RMN que se reciban puedan pasar a través al menos de un estadio de amplificación antes de encontrarse con el ruido electromagnético ambiental.

Para evitar que este ruido entre en la sala de exploración a lo largo de los cables eléctricos, están conectados a filtros electrónicos para quitar los componentes del ruido de alta frecuencia en el punto donde los cables entran en la sala apantallada.

Los estudios iniciales de RMN fueron realizados utilizando técnicas de ondas continuas. En esta técnica, la energía de RF se suministra de forma continua a los espines y el campo o la frecuencia se varían lentamente dentro del rango en que ocurre la resonancia.

Sin embargo, la RM moderna se hace casi siempre utilizando la llamada técnica de la transformada de Fourier, donde un breve pulso de energía de RF (que dura al menos unos pocos milisegundos) de un transmisor de RF se utiliza para excitar los espines, a lo que sigue la detección de una señal (caída libre de la inducción) que dura aproximadamente de 10 ms a 1.000 ms.

Es posible utilizar la misma bobina para ambas funciones de transmitir y recibir.

Se utiliza un amplio rango de bobinas de RF en RM. Sin embargo, todas se basan en principios similares y todas ellas, al menos teóricamente, pueden utilizarse como bobinas transmisoras, bobinas receptoras o ambas. Las bobinas de cabeza y cuello se diseñan para rodear la región a explorar.

Las bobinas de cuerpo deben ser lo suficientemente grandes para rodear el tórax y el abdomen del paciente y a menudo también la mesa donde se encuentra el paciente. Las bobinas de cuerpo se construyen habitualmente de forma cilíndrica, con un diámetro de 50 cm a 60 cm y una longitud de 70 cm a 80 cm. Las bobinas de cabeza, por supuesto, pueden ser más pequeñas y tienen típicamente un diámetro de 28cm y una longitud de 40 cm.

Seguridad de la imagen por resonancia magnética.

La seguridad del paciente y del operador es de gran importancia en el diseño y funcionamiento de los equipos de RM²⁶⁻²⁹. Si se toman las debidas precauciones para evitar la presencia de cuerpos extraños ferro magnéticos, una velocidad excesiva de cambio de los campos de gradientes, unos niveles excesivos de ruido acústico y un acumulo excesivo de energía de RF, la RM es de por sí una modalidad muy segura. Por ejemplo, debe recordarse siempre que durante la transmisión del pulso de RF, están presentes grandes voltajes instantáneos en las bobinas transmisoras y en los cables, Debe tenerse cuidado para evitar el acoplamiento entre estas bobinas y cables y otros conductores tales como los cables del electrocardiograma y los cables de las bobinas de superficie en la proximidad del paciente.

Por otra parte, existe la posibilidad de lesionar al paciente a través del arco de RF³⁰. Se han publicado artículos de revisión sobre la seguridad de los campos magnéticos estáticos, la variación en el tiempo de los gradientes de campo³¹, el calentamiento de RF³² y el ruido acústico³³ asociados con el funcionamiento de los equipos de RM.

Tendencias en la instrumentación de la resonancia magnética

Durante los años 80 y 90 ha habido intensos esfuerzos por parte de miles de clínicos, científicos e ingenieros para aumentar las capacidades de los equipos de RM, reduciendo sus costes, mejorando la calidad de imagen, acortando los tiempos de exploración y aumentando las aplicaciones clínicas útiles. Estas actividades han sido extremadamente productivas y parece probable que continuarán durante los años venideros.

Equipos de alto campo

Desde su introducción a principios de los 80, los equipos que trabajan con 1.5 T han sido el “gold standard” para la imagen por RM. A finales de los 80 algunos centros de investigación han experimentado con equipos de cuerpo entero trabajando con 4 T³⁴⁻³⁵. Las primeras imágenes de cuerpo entero de 4 T fueron mucho más grandes físicamente que los equipos clínicos convencionales y debido al coste y los requerimientos de espacio, estos sistemas fueron utilizados más para investigación que para aplicaciones clínicas directas.

Al final de los 90, sin embargo, se han establecido dos nuevas tendencias. La primera es que al mejorar la tecnología para la fabricación y alojamiento de los equipos de alto campo³⁶ ha empezado a desarrollarse un mercado clínico sustancial para que los equipos de cuerpo entero operen con campos que están por encima del de 1.5 T, particularmente con campos de 3 T y 4 T. Estas tendencias estaban dirigidas inicialmente al interés de la comunidad de la neurociencia. Con la llegada de las bobinas de imagen de cuerpo, con estas intensidades de campo³⁷ sin embargo, los equipos que trabajan con 3 T a 4 T tienen ahora el potencial de servir como equipos generales con fines clínicos de altas prestaciones.

La segunda tendencia fue la existencia en pocos lugares de equipos de investigación de cuerpo entero, trabajando con campos por encima de los 4 T. En diciembre de 1997, se logró un avance significativo con la instalación de un equipo de 8 T de cuerpo entero en la Universidad del Estado de Ohio. Desde entonces, se han instalado varios equipos de 7 T de cuerpo entero y se está discutiendo la posibilidad de que varios equipos de cuerpo entero trabajen en el rango de 9 T a 10 T. Aunque estos imanes tienen el espacio para pacientes lo suficientemente grande para admitir el cuerpo entero, la mayoría de las primeras aplicaciones para investigación se referían a la imagen cerebral utilizando bobinas de cráneo³⁸⁻³⁹.

Los equipos de cuerpo entero operan con 7 T y más probablemente se utilizarán predominantemente para la investigación más que con fines de diagnóstico clínico durante los años venideros.

Tendencias en las bobinas de gradientes y bobinas receptoras

El tiempo requerido para acumular los datos para una imagen convencional es habitualmente del orden de 1 a 10 minutos. La propiedad física que motiva estos tiempos relativamente largos es el tiempo de relajación T₁ tan largo de los protones en los tejidos humanos, el cual requiere un intervalo de recuperación relativamente largo entre los sucesivos ciclos de excitación. Las técnicas rápidas utilizan secuencias de pulsos que están diseñadas para extraer más información por unidad de tiempo del sistema del espín. La primera de estas técnicas propuestas fue la imagen de eco planar (EPI) la cual se ha ido utilizando cada vez más ampliamente⁴⁰⁻⁴² hasta que se han introducido recientemente otras nuevas técnicas⁴³⁻⁴⁶. Las limitaciones se compensan por las ventajas de la exploración rápida, que mejoran la aceptación del paciente, el evitar los movimientos fisiológicos como la respiración y actividad cardíaca y el coste en la realización del estudio. El tiempo de exploración para un solo corte con las técnicas rápidas de eco del espín es del orden de 20 segundos y en la práctica este método es cerca de dos a cuatro veces más rápido que los métodos de eco del espín convencionales⁴¹. El uso de las técnicas de eco de gradiente puede reducir el tiempo de exploración a unos pocos segundos por corte. Las imágenes por EPI de un solo corte pueden también realizarse en un tiempo corto de 40 ms a 60 ms. La

relevancia clínica del procedimiento de eco del espín rápido es predominantemente el acortamiento de las exploraciones convencionales, mientras que las técnicas EPI y eco de gradiente permiten el tiempo real o estudios «instantáneos» que evitan parcialmente los efectos del movimiento.

Se requieren sistemas de gradientes especiales y hardware digital para conseguir todos los beneficios de la EPI. En esta, se utilizan unos gradientes de campo muy intensos que son activados muy rápidamente, lo que aumenta la velocidad de generación de los datos.

El aumento de la potencia de los gradientes de lectura de datos requiere un aumento

en la anchura de banda receptora, tanto como hasta 400 kHz a 600 kHz en lugar de los valores estándar del orden de 16 kHz a 32 kHz. Debido a la gran velocidad en la

adquisición de datos y el enorme número de imágenes que pueden generarse rápidamente con la EPI, es deseable aumentar las capacidades del computador para la reconstrucción de la imagen. También es deseable tener un mecanismo para la visualización, tal como una estación de trabajo independiente para permitir el examen rápido de un gran número de imágenes sin retrasar la exploración.

La generación de equipos de EPI actual puede ser capaz de estimular en pequeño

grado los nervios periféricos y se requiere prudencia para una cierta garantía.

Sin embargo, al contrastar los riesgos y beneficios de la EPI, hay que tener en cuenta que la supuesta estimulación magnética del tejido nervioso tanto central como periférico se ha utilizado ampliamente en la práctica clínica sin evidencia de lesión⁴⁷⁻⁴⁸.

Hasta el momento, los equipos de RM han sido diseñados casi universalmente para alojar todo el cuerpo humano y poder explorar cualquier región anatómica. Es difícil diseñar un sistema práctico, que contenga una parte del paciente tal como una rodilla, la mama o la cabeza dentro del imán y el resto del paciente fuera. Una solución que utilizan los imanes superconductores convencionales de orificio grande y bobinas de gradientes pequeñas para cabeza es proporcionar un procedimiento más inmediato para el desarrollo de equipos solamente de cabeza

49.

Espectroscopía por RM.

Fundamentos bioquímicos de la patología neurológica.

Principios básicos de la espectroscopía por RM

La utilización de la resonancia magnética nuclear (RMN) en medicina se ha centrado en dos aplicaciones principales. La imagen por RM genera cualquier imagen basándose en la distribución y el estado físico-químico del agua en los tejidos. El segundo gran campo de la RMN se basa en la utilización de las propiedades magnéticas del núcleo para obtener datos sobre la naturaleza y la concentración de los metabolitos dentro de los tejidos. La teoría fundamental es la misma tanto para la imagen por RM como para las técnicas de ERM. Este capítulo se centrará en los principios básicos que distinguen a la ERM.

Repasaremos primero los conceptos fundamentales necesarios para comprender la ERM.

Conceptos fundamentales

El primer concepto esencial radica en comprender que la base de la ERM es el *magnetismo nuclear*. Los núcleos biológicamente relevantes que son susceptibles de ser analizados por la RM incluyen el ^1H , ^{31}P , ^{13}C , ^{19}F y el ^{23}Na . De éstos, los más ampliamente estudiados son el ^1H y el ^{31}P . Los átomos cuyos núcleos poseen un número par de protones y neutrones no son magnéticos y por lo tanto, no son activos en la RMN. Sin embargo, éstos incluyen los isótopos más abundantes de carbono y oxígeno (^{12}C y ^{16}O). Para obtener un espectro de RM de estos últimos elementos, es necesario utilizar un isótopo que posea un número impar de electrones como el ^{13}C o el ^{17}O .

El segundo concepto esencial es el de *resonancia*. La resonancia en RM se refiere al estado en el que la frecuencia de una señal estimuladora de radiofrecuencia se acopla a la frecuencia a la que los núcleos están precesando (u oscilando) alrededor del eje del campo magnético aplicado externamente. Esta frecuencia, conocida como la frecuencia de Larmor (ω_0), depende tanto de la intensidad del campo magnético externo como de la naturaleza misma del núcleo. Se describe mediante la ecuación: $\omega_0 = \gamma B_0$ (γ = constante específica del núcleo o constante giromagnética)

(B_0 = Intensidad del campo magnético)

Para el núcleo del hidrógeno a 1.5 Teslas, la frecuencia de Larmor es de 64 MHz. Para el núcleo del fósforo a 1,5 Teslas, la frecuencia de Larmor es de 25 MHz. Ajustando la radiofrecuencia de estimulación y recepción a la frecuencia de Larmor de un núcleo específico conseguimos una transferencia eficiente de energía hacia ese núcleo y de ese núcleo hacia otro. Las diferencias en la frecuencia de resonancia de diferentes núcleos (p.ej., 64 Mhz para los protones y 25 MHz para el fósforo) permiten la selección específica de diferentes núcleos a excitar para observarlos en los estudios de ERM.

Desplazamiento químico

El tercer concepto fundamental es el de *desplazamiento químico*. Como establece la ecuación de Larmor, la frecuencia de resonancia de un núcleo es proporcional a la intensidad del campo magnético experimentado por ese núcleo. En la espectroscopía, el campo magnético neto experimentado por un núcleo se determina a partir de dos fuentes principales:

1. El campo magnético aplicado. En la mayoría de los estudios de ERM in vivo en humanos, éste es igual o mayor de 1,5 Teslas.
2. El campo magnético producido por las nubes de electrones que giran alrededor de cada núcleo. Basándose en esta simple descripción, uno esperaría que todos los protones o todos los núcleos ^{31}P absorberían energía a la misma frecuencia. Si esto fuera cierto, tan sólo se generaría una única señal de RM independientemente de la estructura química. La capacidad de la RM para determinar la estructura química de los componentes se basa en el concepto de desplazamiento químico, que se produce debido al fenómeno de «blindaje» de los electrones. Todos los núcleos dentro de una determinada molécula están rodeados por «nubes de electrones». Cuando se aplica un campo magnético externo, las cargas circulantes de las nubes de electrones crean diminutos

campos magnéticos a su alrededor que se oponen al campo magnético externo. Estos campos magnéticos contrarios reducen el campo experimentado por el núcleo y, en efecto, «blindan» el núcleo de la intensidad total del campo magnético externo. El campo magnético experimentado por un núcleo blindado es menor que el campo magnético aplicado y, por tanto, su frecuencia de resonancia es menor.

$H_{\text{efectivo}} = H_{\text{aplicado}} - H_{\text{local}}$ (H = campo magnético)

Debido a que cada núcleo en el interior de una molécula se encuentra en un ambiente electrónico ligeramente distinto, cada núcleo está blindado del campo magnético externo con una intensidad ligeramente distinta y, por ello, resuena a una frecuencia ligeramente distinta. Ya que los efectos del blindaje son muy pequeños en comparación con la intensidad del campo magnético externo, la disminución de la frecuencia de resonancia es tan sólo del orden de 1 Hz por millón de Hz. Por ello, de forma convencional, se describen estas frecuencias de resonancia en partes por millón (ppm). Estas normalmente se expresan con respecto a la frecuencia de resonancia de un compuesto de referencia, el tetrametilsilano (TMS). Debido a que el desplazamiento químico es proporcional a B_0 , al expresarlo en ppm hace que su valor sea independiente de la intensidad del campo magnético aplicado. Por ejemplo, si una sustancia posee un desplazamiento químico de 64 Hz a 1,5 Tesla y de 42 Hz a 1 Tesla, expresaremos ambos como 1 ppm.

La intensidad de señal (o amplitud) de cada resonancia (o pico espectral) viene expresada por el área bajo el pico y es una función del número relativo de átomos que constituyen el pico.

Como ejemplo, podemos considerar el espectro protónico del metanol. El metanol contiene átomos de hidrógeno en dos ambientes químicos distintos: tres átomos de hidrógeno ligados al carbono en el grupo CH_3 y uno ligado al oxígeno en el grupo OH.

Debido a que el oxígeno es más electronegativo que el carbono, repele electrones del núcleo del hidrógeno en mayor grado que el carbono. Por tanto, los hidrógenos del OH están menos blindados que los hidrógenos del CH_3 y experimentan un campo magnético neto (H_{efectivo}) más alto que los hidrógenos del grupo del carbono. Debido a que la frecuencia de resonancia es proporcional al H_{efectivo} , la frecuencia de resonancia de los átomos de hidrógeno del grupo del carbono es menor que la de los del grupo OH y el pico de CH_3 está desplazado con respecto al pico del OH. La relación de las áreas bajo los dos picos es de 3:1 porque existen tres protones resonando en el grupo metilo (CH_3) y un protón resonando en el grupo hidroxilo (OH).

Adquisición y representación del espectro de RM

La señal de RM recibida por la antena tras un pulso estimulador de radiofrecuencia es, en sí misma, una señal de radiofrecuencia muy pequeña que disminuye a un ritmo, T_2^* . Este valor se determina por el T_2 intrínseco de cada núcleo y los efectos del campo magnético que rodea al núcleo. Si existen varios componentes distintos en la muestra, la señal del campo medida en el tiempo representa la suma de muchas señales de radiofrecuencia distintas disminuyendo. Estas señales de campo normalmente se trasladan a un espectro de frecuencias en el que pueden ser más fácilmente visualizadas. Esta conversión de tiempo a

frecuencia se realiza mediante la transformación de Fourier de la suma de las señales. Este fue desarrollado por el matemático francés J.B. Fourier, este entramado de intensidades de señal y frecuencias es lo que habitualmente se conoce como espectro de RM.

Espectroscopía por RM in vivo: Metabolitos visibles.

Componentes observables en el espectro del ^{31}P

Un espectro típico de ^{31}P obtenido del cerebro de un sujeto voluntario a 1,5 Teslas muestra siete picos diferentes. Estos se originan de: monoésteres fosfóricos (MEP); fosfato inorgánico (Pi); diésteres fosfóricos (DEP); fosfocreatina (PCr); y los átomos de fósforo α , β y γ del ATP. También es posible medir indirectamente el pH a partir del desplazamiento químico del Pi y el Mg^{2+} libre a partir del desplazamiento químico del ATP.

Componentes observables en el espectro protónico

El espectro protónico localizado por RM, con supresión del agua, del cerebro humano con tiempos de eco «largos» (TE 136 ó TE 272 ms) muestra cuatro resonancias principales:

1. Una, a 3,2 ppm, proviene fundamentalmente de las tetrametilaminas, especialmente de los fosfolípidos que contienen colina (Cho);
2. Una, a 3,0 ppm, proviene fundamentalmente de la creatina (Cr), sola o como PCr;
3. Una, a 2,0 ppm, proviene de los grupos N-acilos, especialmente del N-acetilaspártato (NAA);
4. Una, a 1,3 ppm, proviene de la resonancia del metilo del lactato (LA). El LA puede visualizarse en condiciones normales por encima del ruido de base, pero puede aumentar de forma patológica hasta por 10 o por 100 en determinadas circunstancias (p. ej. en el ictus). La resonancia del lactato es un doble pico que cambia de fase dependiendo del tiempo de eco. Los dos picos del lactato se encuentran en fase uno con el otro y con el resto de picos simples con un TE de 272, pero están 180 grados fuera de fase con los picos simples a un TE de 136. Por esta razón, los espectros con «tiempos de eco largos» normalmente se adquieren en uno de estos dos intervalos. En determinadas situaciones patológicas, la resonancia del metilo de los lípidos o de la alanina también puede detectarse en esta región del espectro. Si la resonancia del metilo proviene de los lípidos.

Normalmente existe un pico asociado de metileno a 0,9 ppm. Debido a que el T2 de los lípidos es corto, sólo los aumentos muy grandes en contenido lipídico son observables con tiempos de eco «largos».

Los tiempos de eco cortos son mejores para detectar los componentes con T2 cortos como los lípidos, el mioinositol (MI), el glutamato, la glutamina y el GABA (ácido gamma-amino-butírico). El glutamato y la glutamina son difíciles de cuantificar debido a que se solapan el uno sobre el otro y poseen múltiples y complejas estructuras con compleja modulación de fase. El GABA se encuentra presente a bajas concentraciones cerca del límite de la detectabilidad y se observa y cuantifica mejor utilizando secuencias «de edición» especiales. Muchas otras moléculas, por supuesto, pueden aparecer en un espectro *in vivo*, pero éstas tienden a ser menos obvias y más difíciles de medir. También debería tenerse en cuenta que las diferencias regionales en las concentraciones de metabolitos se producen por todo el cerebro, incluyendo las diferencias entre la

sustancia gris y blanca así como las diferencias propias de cada región anatómica.

Esto posee cierta importancia práctica en la ERM protónica clínica, debido a que la comparación de un vóxel en la región de interés se hace típicamente con un vóxel en el hemisferio contralateral.

DESPLAZAMIENTO QUÍMICO DE LOS PRINCIPALES COMPUESTOS QUE SE PUEDEN DETECTAR EN DIFERENTES TEJIDOS MEDIANTE ¹H-ERM "IN VIVO"

(ppm)	Metabolitos
0,8 - 1,1	Leucina (Leu), isoleucina (Ile), valina (Val)
0,8 - 2,5	Ácidos grasos (Lip)
1,15	Propilenglicol, etanol
1,3	Ácido Láctico (Lac)
1,45	Alanina (Ala)
1,85	Ácido acético (Ac)
2,02	N-acetilaspártato (NAA), N-acetilaspártilglutamato (NAAG)
2,1 - 2,5	Ácido glutámico (Glu), glutamina (Gln)
2,25	GABA
2,6	N-acetilaspártato, citrato (Cit)
2,8	Ácido aspártico (Asp)
3,02	Creatina (Cr), fosfocreatina (PCr)
3,2	Colina, etanolamina, fosforilcolina, fosforiletanolamina, Glicerofosforilcolina, glicerofosforiletanolamina (Cho),
3,3	Taurina (Tau), scyllo-inositol (sIno)
3,4	Glucosa (Glc)
3,55	Myo-inositol (mlns), glicina (Gly)
3,6 - 3,8	Ácido glutámico, glutamina
3,5 - 4,0	Arabitol, ribitol
3,8	Glucosa, manitol
3,9	Creatina, fosfocreatina
5,3 - 5,7	Ácidos grasos
7,3	Fenilalanina (Phe)

1

Colina (Cho) y otros lípidos marcadores de la destrucción de la mielina

Los cambios en la intensidad de resonancia de la Cho parecen producirse por el aumento de los niveles del estado estacionario de los compuestos de colina soluble que incluyen la colina, la fosfocolina, la glicerofosfocolina⁵⁰⁻⁵¹ y, en algunos casos, la betaína⁷¹.

La colina aumenta en los estadios de desmielinización activa⁵² debido a que se liberan fosfolípidos de membrana durante la destrucción activa de la mielina. Muchos tumores cerebrales también producen altas señales de Cho, presumiblemente asociados a su elevada densidad celular y a la compresión de tejido cerebral adyacente. La desmielinización activa en los niños también asocia niveles elevados de Cho y Mi en la ERM, en comparación con los adultos.

Patología cerebral y variaciones en la intensidad de la creatina

La concentración total de Cr es relativamente constante a lo largo de todo el cerebro y tiende a ser relativamente resistente a los cambios. Por tanto, la Cr a menudo se utiliza como un estándar interno al que las intensidades de otros metabolitos se normalizan. Sin embargo, debe evitarse el utilizar señales locales de Cr como estándar interno para patologías destructivas agudas como los tumores malignos, ya que estos pueden producir disminuciones focales de Cr. La

imagen espectroscópica permite visualizar estas disminuciones focales de la Cr y proporciona la opción de comparar con la región normal homóloga del cerebro en aquellas situaciones en las que es dudosa la existencia de patología.

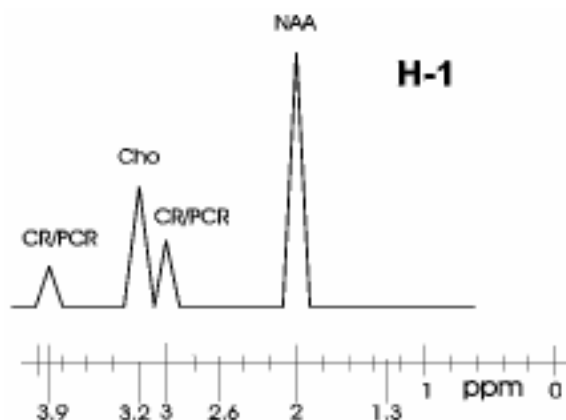
La intensidad del N-Acetilaspato es un marcador de integridad neuronal

La resonancia del NAA es, sin discusión, la señal de ERM – ^1H más importante para

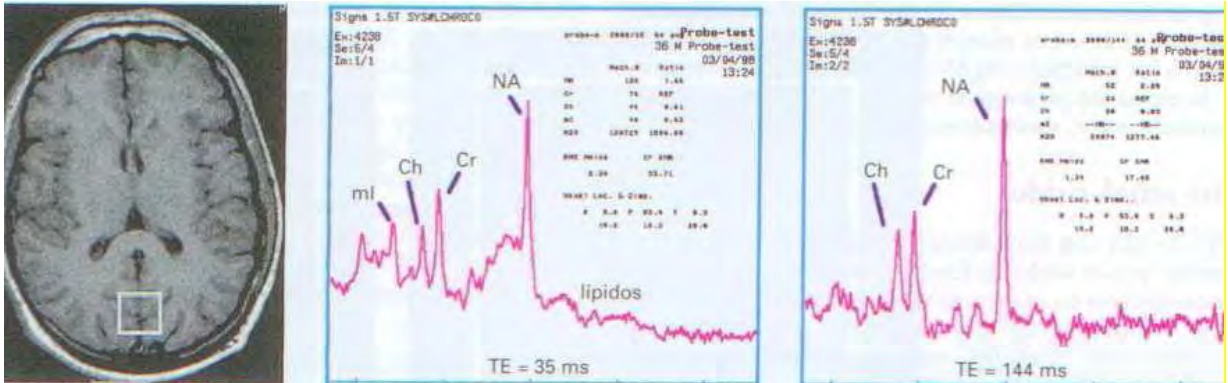
la evaluación de la patología cerebral. El NAA se encuentra principalmente en las neuronas maduras y en las prolongaciones neuronales como los axones. Por tanto, el NAA puede utilizarse como un marcador indicativo de integridad neuronal. En el espectro protónico también se han descrito los cambios normales del desarrollo⁵³⁻⁵⁵. El NAA puede detectarse en la corteza cerebral y en la sustancia blanca de los fetos tan pronto como a las 16 semanas de gestación. Los niveles de NAA/Cr aumentan rápidamente durante las primeras semanas de vida. Después, los niveles aumentan menos de un 1% al año hasta alcanzar los valores del adulto hacia los 16 años⁵⁵. Se observan disminuciones en las concentraciones relativas de NAA en patologías en las que se sabe que existe pérdida o daño neuronal, por ejemplo, las enfermedades degenerativas y el ictus. En otras patologías en las que la pérdida o el daño neuronal y axonal es menos conocido o menos evidente, incluso en el examen *posmortem*, (p. ej., en la esclerosis múltiple) también se observan bajas señales de NAA. La capacidad de cuantificar la pérdida o el daño neuronal *in vivo* es una de las aplicaciones potenciales más importantes de la ERM en las enfermedades cerebrales.

El lactato es un marcador del metabolismo anaerobio

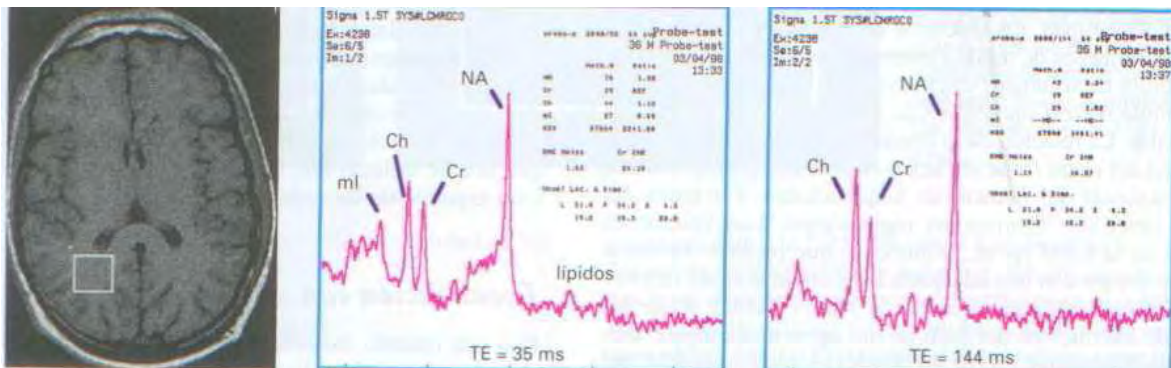
El lactato (LA) es el producto final de la glucólisis y tiende a acumularse al acelerarse la misma, cuando el metabolismo oxidativo es incapaz de responder a los requerimientos de energía. Determinadas neoplasias cerebrales como los gliomas poseen elevadas concentraciones de LA debido a que tienen índices de glucólisis relativamente elevados, independientemente de la capacidad funcional de su metabolismo oxidativo. El LA tiende a acumularse en el ambiente extracelular del tejido necrótico y en los quistes llenos de líquido, que actúan como «contenedores» de LA. Los niveles de LA también pueden elevarse debido a los infiltrados de células inflamatorias. Presumiblemente, la elevación prolongada del LA tras el infarto isquémico se produce por el metabolismo de los macrófagos.



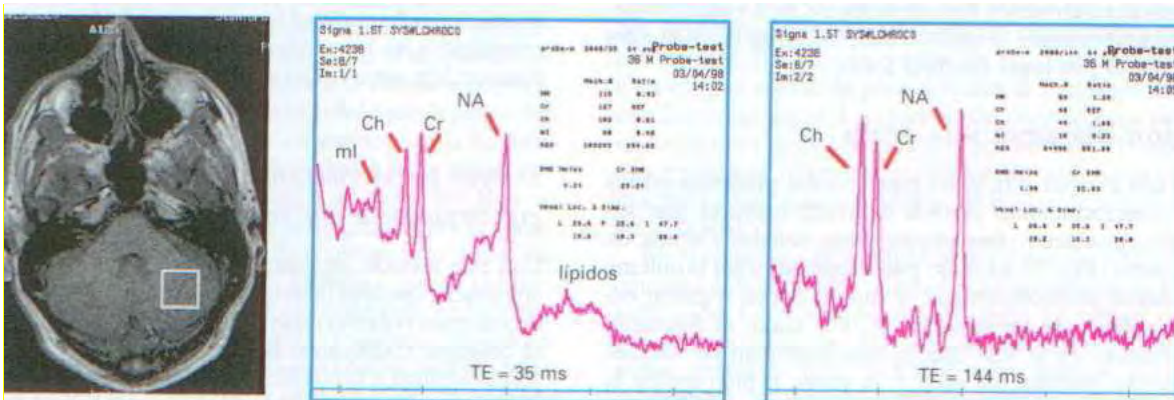
Espectro cerebral normal



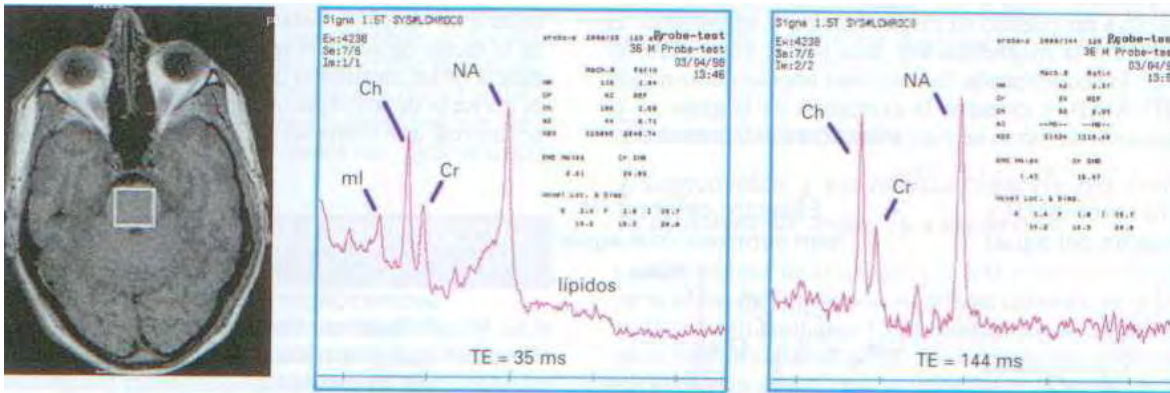
Espectro cerebral de la sustancia gris



Espectro cerebral de sustancia blanca



Espectro de cerebelo



Espectro de protuberancia

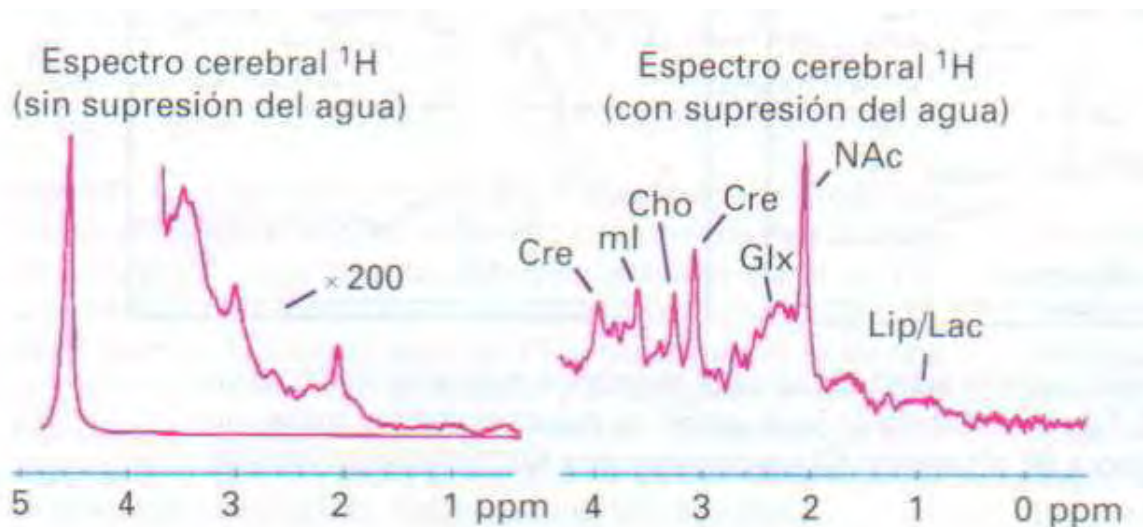
Relación señal-ruido

Las señales de RM son muy débiles y pueden ser enmascaradas fácilmente por el ruido de fondo. Este problema es especialmente conflictivo en la espectroscopía, porque la fuente de las señales (los metabolitos en los tejidos) están presentes a concentraciones muy bajas, del orden de milimoles por litro. Por ello, en comparación con los protones del agua que están presentes a una concentración de casi 100 molar, la intensidad de las señales de los metabolitos es cientos de veces más débil. Para compensar esto, los espectros normalmente se obtienen a partir de volúmenes de tejido cientos de veces más grandes que los elementos de volumen (vóxeles) de la RM basada en el agua. Es posible realzar las señales de RMN sumando las señales individuales. La relación de la intensidad de señal respecto a la intensidad del ruido (relación señal-ruido [RSR]) aumenta con la raíz cuadrada del número de adquisiciones. Por tanto, las mejoras obtenidas disminuyen rápidamente. Los volúmenes mínimos en la ERM (p. ej., volúmenes que pueden obtenerse de cada espectro con una adecuada RSR en un período razonable de tiempo), están en el orden de 1 cm³. Debido a que las señales de los núcleos del fósforo son aproximadamente diez veces más débiles que las del núcleo del hidrógeno, la RSR del fósforo es proporcionalmente más baja y los volúmenes mínimos de interés observables son del orden de diez veces mayor. Esto limita severamente la utilidad del fósforo en la ERM para el estudio de la patología cerebral focal.

Supresión del agua y la grasa

Debido a que el agua y la grasa pueden estar presentes en los tejidos a concentraciones cientos de veces mayores que los metabolitos, producen consecuentemente señales cientos de veces mayores. Esto puede constituir un problema en los sistemas electrónicos que se supone deben registrar estas sutiles señales de los metabolitos. Por tanto, es frecuente utilizar «trucos» en la RM que,

o bien supriman las señales excesivamente grandes del agua y la grasa, o bien eviten la excitación del agua y la grasa en primer lugar. Estos trucos incluyen la saturación de la resonancia del agua o la grasa de forma selectiva invirtiendo su magnetización y adquiriendo el espectro cuando la magnetización pasa por el valor cero (el principio de la reorientación del eco con ángulo corto rápido (imagen [FLAIR]), o evitando la excitación de la grasa en el cráneo excitando de forma selectiva un volumen de interés dentro del cráneo. A diferencia de los lípidos del cráneo y el cuero cabelludo, los lípidos localizados dentro del cerebro normalmente no constituyen un problema, ya que se encuentran relativamente inmóviles dentro de las membranas y generan señales con T2 muy cortos que mueren antes de que el espectro se adquiera. Los lípidos intracerebrales pueden hacerse visibles en ciertas situaciones patológicas. Si se desea ver y evaluar estas situaciones, debe utilizarse un método de supresión de la grasa que no interfiera con las señales de los lípidos que se producen dentro del cerebro, como la excitación de un volumen selectivo o la llamada supresión de la grasa «del volumen exterior».



Espectros cerebrales sin y con supresión de señal del agua

Localización espacial

Para que los datos espectroscópicos sean clínicamente útiles, es importante que sea posible localizar el origen espacial de las señales obtenidas. Esto supone limitar la extensión del volumen del que se adquiere la señal y después relacionar ese volumen con la anatomía del área que se pretende estudiar. En la práctica se utilizan dos métodos principales para la localización espacial de las señales.

a. Localización con vóxel simple

Con este método, las señales se adquieren a partir de un único volumen de interés

utilizando pulsos de RF selectivos y gradientes de campo magnético activados. Este método es similar al de selección de corte en la imagen por RM

convencional, pero extendido a las tres dimensiones del espacio, de forma que la intersección entre los tres cortes forma el volumen de interés.

b. Imagen por desplazamiento químico (IDQ) o imagen espectroscópica por resonancia magnética (IERM.)

Con este método, se generan imágenes de los metabolitos que contienen espectros individuales para cada uno de los elementos de volumen (vóxeles) que forman la imagen.

Esto normalmente se consigue codificando la fase de la información espectral, de forma análoga a la codificación de fase de la información espacial en la imagen por RM convencional. Las imágenes espectroscópicas pueden mostrarse en escala de grises (de forma similar a las imágenes basadas en el agua) en las que la intensidad de la escala de grises es proporcional a la intensidad de la resonancia de un metabolito determinado. Sin embargo, la mayoría de los espectroscopistas prefieren visualizar el espectro real que contribuye a la formación de cada vóxel individual, de forma que puedan evaluar la calidad de los datos y realizar medidas cuantitativas.

Cuantificación de metabolitos

La cuantificación de metabolitos in vivo utilizando la ERM es difícil. La cuantificación absoluta requiere el conocimiento y la corrección de muchos factores incluyendo la inhomogeneidad del pulso estimulador de radiofrecuencia, el acoplamiento de

las diferentes regiones de la muestra a la antena receptora, el volumen a partir del que se origina la señal (que depende del perfil de corte y, en la imagen espectroscópica, de la función de distribución de los puntos), y de los efectos de la relajación T1 y T2 (que dependen de la secuencia de pulso utilizada, y que pueden cambiar en situaciones patológicas). Para la cuantificación absoluta, además de todo lo anterior, se requiere un estándar de concentración conocido. Debido a que el conocimiento completo de todos estos factores raramente es factible, la cuantificación absoluta normalmente se estima basándose en premisas de las que se sabe que no son completamente válidas. Por esta razón, normalmente se utilizan métodos simples basados en estándares de referencia internos como el agua del líquido cefalorraquídeo o la Cr. La Cr posee la ventaja de su gran simplicidad debido a que:

- (I) generalmente se localiza junto a los metabolitos de interés.
- (II) es esperable que se altere de forma similar por los cambios patológicos del T1 y el T2,
- (III) su distribución es relativamente homogénea y estable dentro del cerebro (excepto en las lesiones muy destructivas).

Aplicaciones clínicas de la espectroscopía por RM

Aunque la RM-³¹P es muy útil en la investigación de las enfermedades del músculo

y las mitocondrias, en la mayoría de los centros en los que se estudia el cerebro y la médula se utiliza de forma cada vez más habitual la ERM-¹H. Existen varias razones para ello. En primer lugar, el *hardware* requerido para realizar la ERM-¹H es el mismo que el utilizado en la imagen por RM convencional y la ERM-¹H puede instalarse en la mayoría de los equipos comerciales estándar que funcionan con 1,5 Teslas sin la necesidad de realizar modificaciones en el *hardware* que requerirían funcionar a frecuencias distintas que la utilizada para el hidrógeno. En segundo lugar, debido a que la sensibilidad de la RM es mucho mayor para los protones que para el fósforo, la ERM-¹H permite una resolución espacial del orden de 1 cm³ frente a los 10-20 cm³ requeridos para la ERM con fósforo. Por ello, la resolución espacial de la ERM protónica es más adecuada para estudiar la patología cerebral focal. En tercer lugar, la información obtenida por los cambios en los niveles de NAA, medidos por la ERM-¹H, proporciona una evidencia químico-patológica de daño neuronal, información que no puede ser obtenida mediante ninguna otra técnica de RM.

En ciertas patologías como los tumores cerebrales y la epilepsia, existen hoy en día indicaciones clínicas claramente definidas para la ERM como método diagnóstico y como parte del estudio prequirúrgico. En otras enfermedades neurológicas, la ERM es una herramienta útil y ha inspirado teorías acerca de la fisiopatología subyacente y se ha utilizado también para monitorizar la progresión de la enfermedad.

Tumores cerebrales

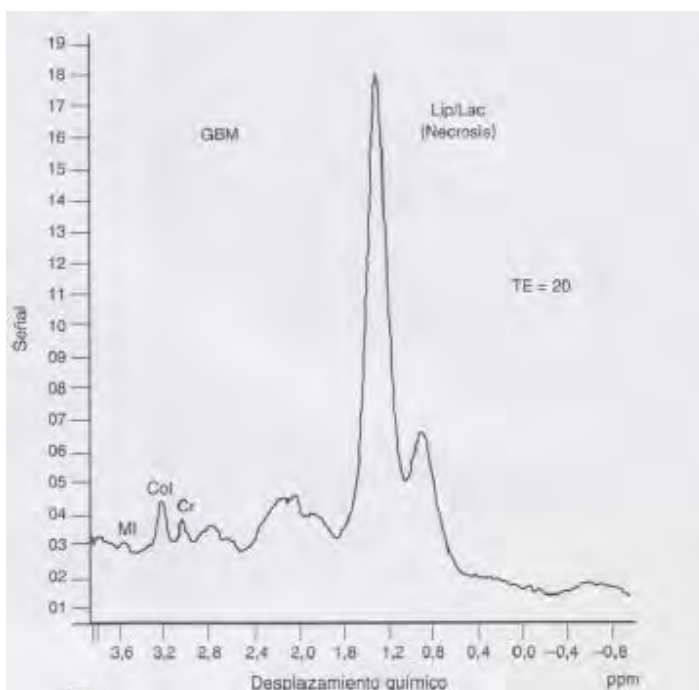
Diagnóstico y estadificación de las lesiones ocupantes de espacio cerebrales

La sensibilidad de la imagen por RM convencional para detectar tumores ha aumentado significativamente, pero los avances en la sensibilidad no se han acompañado de avances paralelos en la especificidad. La distinción entre un GBM intraaxial y una lesión extraaxial como el meningioma no resulta difícil en la gran mayoría de los casos, pero ocasionalmente esta distinción es problemática. Es estos casos, la ERM-¹H aporta otra dimensión diagnóstica, en la que los tumores pueden diferenciarse en función de su perfil bioquímico. El espectro del meningioma muestra hallazgos compatibles con destrucción neuronal (bajo NAA)⁵⁶⁻⁵⁷ así como resonancia de la alanina (Ala). Aunque la Ala puede estar presente en distintos tipos de tumores, sólo claramente visible separada del LA en los meningiomas⁵⁸⁻⁵⁹. El espectro del GBM presenta un perfil metabólico distinto sugestivo de malignidad con bajo NAA, alto LA y señales persistentes de lípidos con un T2 corto, que debe estar presente a concentraciones muy altas. Adicionalmente, los GBM, los meningiomas y otros tumores muestran a menudo una Cho muy alta, que refleja fielmente un aumento de la concentración de compuestos solubles asociados a la presencia de células tumorales ^{50,51,59,60}.

Los cambios en la intensidad de los picos individuales en el espectro de RM generalmente no son suficientemente específicos para la clasificación diagnóstica. Por tanto, es necesario observar el patrón a través de múltiples picos. En estudios de ERM con buenos datos de imagen, ha sido posible distinguir tumores cerebrales frecuentes ⁵⁹⁻⁶¹, necrosis por radiación⁶²⁻⁶⁵, abscesos ⁶⁶⁻⁶⁹ y lesiones focales en el síndrome de inmunodeficiencia adquirida (SIDA)⁷⁰. En una serie de estudios de pacientes con gliomas, tuberculomas y abscesos, el análisis artificial

de los datos de ERM-¹H evidenció una especificidad del 92% al 100%⁷¹. Una de las posibilidades más prometedoras de la ERM-¹H es, por tanto, la posibilidad potencial de mejorar la precisión diagnóstica en los tumores cerebrales y evitar la necesidad de biopsia estereotáxica en algunos casos.

La distinción entre necrosis por radiación y recidiva tumoral en los pacientes con tumores cerebrales tratados en los que aparecen nuevas lesiones con efecto de masa es probablemente el ámbito clínico más frecuente de utilización de la ERM⁶²⁻⁶⁵. Este dilema diagnóstico no ha sido resuelto por ninguno de los numerosos avances en la imagen por RM, debido a que ambas patologías se evidencian como lesiones heterogéneas con efecto de masa, refuerzo y edema. Más aún, ambas se producen en los límites de la resección quirúrgica previa. La ERM se ha utilizado para diagnosticar la recidiva tumoral, principalmente basándose en los aumentos relativos de Cho, a diferencia de la ERM en la necrosis por radiación, que generalmente muestra niveles muy bajos de metabolitos.



Ej. GBM espectro clásico tumoral

Concentraciones relativas de metabolitos

En el análisis de las lesiones tumorales no sólo posee relevancia la concentración absoluta de los metabolitos a estudio, sino que también cobra importancia capital la relación de concentración entre ellos, es decir sus concentraciones relativas.

En este sentido debe reseñarse como comparativa fundamental la concentración de

Colina como indicador base, comparando la concentración de otros metabolitos en relación a este.

En los tumores gliales de bajo grado de malignidad se obtiene un descenso leve de

Cho y Cr y moderado de NAA. La relación Cho / NAA establece un valor medio de 2.6 +/- 0.8. La relación Cho / Cr se centra en un valor medio de 2.2 +/- 0.9.

En los tumores de alto grado de malignidad el descenso de Cr y NAA es mucho más evidente, aumentando por tanto estas relaciones. Los valores medios son para el índice Cho/ NAA de 4.1 +- 1.3 y para el índice Ch / Cr de 4.4 +- 1.8.

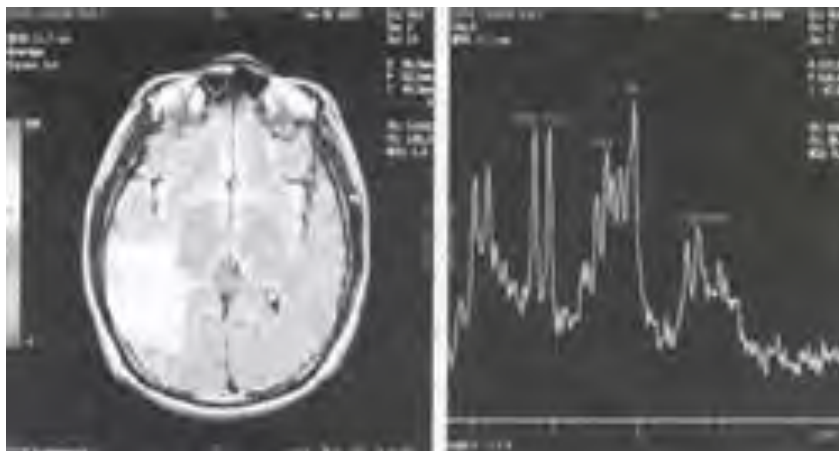
Planificación quirúrgica y monitorización de la respuesta terapéutica

La ERM protónica también se ha utilizado para predecir la existencia de hallazgos histopatológicos importantes en los tumores cerebrales que pueden utilizarse para planificar biopsias estereotáxicas y resecciones tumorales selectivas¹²⁸. Los mapas de metabolitos pueden utilizarse para sugerir aquellas regiones de mayor «grado» histológico en los tumores cerebrales primarios, y gracias a ello, dirigir la biopsia. Los cambios metabólicos en el perfil bioquímico de la lesión también se han utilizado para predecir la quimiosensibilidad de forma previa a la intervención terapéutica¹²⁹, así como para monitorizar la respuesta a los fármacos o a la radioterapia¹³⁰⁻¹³².

Tuberculomas

Entre los procesos infecciosos del sistema nervioso se incluye la presencia de tuberculosis en nuestro medio es muy importante poder hacer el diagnóstico diferencial entre un tuberculoma y un glioma de bajo grado.

En los tuberculomas se observa una disminución del NAA, sin aumento de la colina. Se observa además, de manera característica un aumento importante del pico de lípidos, esto debido probablemente a la necrosis caseosa que se produce en este tipo de lesiones, además un aumento en el pico de glutamina, que podría estar en relación a zona irritativa o de actividad eléctrica anormal.



Ubicación del voxel en la lesión. Aumento de lípidos y glutamina con disminución del NAA, característicos de tuberculoma.

Neurocisticercosis

Aunque la neurocisticercosis no ha sido ampliamente estudiada aún por espectroscopía, es muy importante en el diagnóstico diferencial de lesión cerebral única. En su fase granulomatosa es muy difícil diferenciarla sólo por criterio de imágenes de un tuberculoma y aun de un glioma.

La espectroscopía nos permite observar algunas características que nos indican el diagnóstico, puede existir una disminución M NAA, pero ésta es más bien leve, se observa además un pico de lípidos, pero mucho más pequeño que el que se observa en tuberculomas y en muchos casos se aprecia también un aumento de la glutamina, producido posiblemente por el mismo tipo de actividad irritativa mencionado en los tuberculomas.

Infarto cerebral

Aunque el cerebro puede metabolizar glucosa en forma anaeróbica por breves periodos de tiempo, esto lo hace a expensas de acumular lactato. Este lactato o la acidosis que se asocia al mismo pueden exacerbar el daño neuronal. El NAA puede utilizarse para evaluar la extensión del daño neuronal, tanto de manera inmediata como en los estadios posteriores que siguen al evento isquémico agudo.

En el infarto se observa una disminución NAA y de la relación NAA/Cr, sin aumento de la colina", se observa además un pico de lactato bastante elevado', debido a que la falta de oxigenación en los tejidos, producida por la isquemia hace que se utilice la glicólisis anaeróbica para el metabolismo de la glucosa, con la consiguiente acumulación de lactato. Se produce además necrosis que también origina un aumento de este metabolito.

Epilepsia

La epilepsia del lóbulo temporal es la forma más común de crisis epilépticas parciales y es resistente al tratamiento en aproximadamente 40% de los pacientes. Muchos de estos pacientes pueden ser ayudados con una remoción quirúrgica del foco epileptógeno, a condición de que:

- 1) todas o la mayoría de las crisis se originen en el lóbulo temporal; y,
- 2) el lóbulo temporal restante pueda compensar la función del lado extirpado.

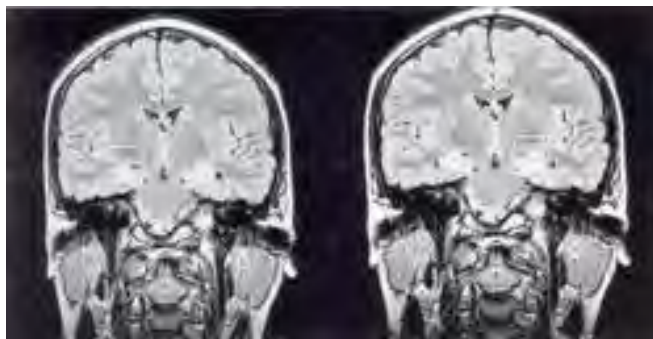
La lateralización de las crisis se ha basado generalmente en la información clínica y electroencefalográfica, este enfoque tradicional ha sido modificado por las técnicas de neuroimágenes: tanto la RM convencional como el PET se han usado con algún éxito para la lateralización del foco epileptógeno, pero sus resultados

pueden ser muy variables.

En espectroscopía la detección de una disminución de NAA en uno o ambos lóbulos temporales se compara muy ventajosamente con las técnicas descritas y es el método más sensible y específico de lateralización de epilepsia del lóbulo temporal.

Interesantemente, en aquellos pacientes que no han tenido convulsiones por al menos seis meses después de una operación al lóbulo temporal anterior, la disminución del NAA en la parte media y posterior, tiende a normalizarse. Esto debe de significar que la disminución regional inter ictal del Nacetilaspártato que se detecta, refleja una disfunción neuronal asociada con el estado epiléptico, en lugar de una pérdida neuronal irreversible, asociada con esclerosis del hipocampo.

Otro hallazgo a mencionar es la presencia de glutamina, que se encuentra mucho más elevada en el lado afectado" y ayuda también en la lateralización de la crisis epilépticas.



Ubicación del voxel en ambos hipocampos.

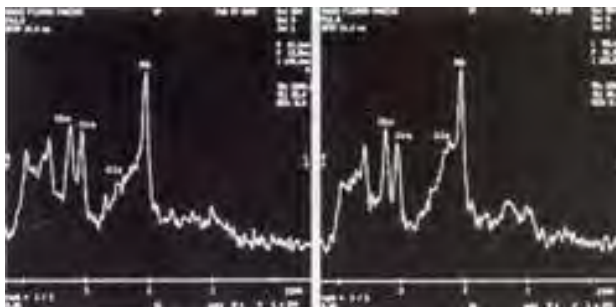


Figura. Leve disminución de NAA. Aumento de glutamina con leve disminución de NAA.

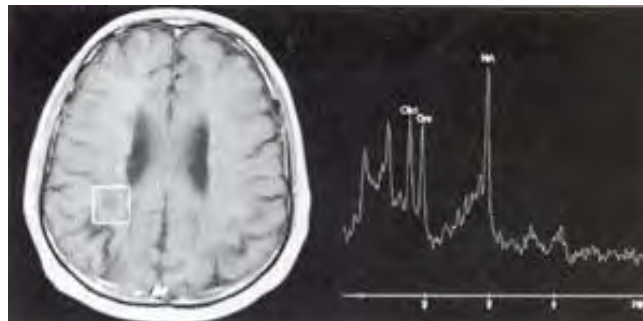
Esclerosis múltiple

La espectroscopía muestra que el NAA está substancialmente reducido en las lesiones agudas, esta reducción muestra una recuperación parcial a través del tiempo. Tanto la disminución como la recuperación del NAA tienen una estrecha correlación con las alteraciones neurológicas observadas en pacientes con esclerosis múltiple (EM).

Estos resultados refuerzan la hipótesis de que la disfunción axonal está asociada con la disfunción neurológica y su subsiguiente recuperación en la fase aguda de la EM. En la fase aguda también se observa un gran incremento de la Colina debido en gran parte a un movimiento de fosfolípidos de la membrana celular. También puede observarse un moderado incremento del lactato, probablemente como resultado de la presencia de un infiltrado inflamatorio y de su efecto en la vasculatura local.

Es posible también observar un cierto aumento del mioinositol y de los lípidos.

Datos preliminares sugieren que este aumento de los lípidos detectado por espectroscopía puede ocurrir antes que el desarrollo de las lesiones hiperintensas en T2.



Ubicación del voxel en la lesión. Aumento de colina con disminución del NAA característicos de esclerosis múltiple.



T1 sagital mostrando las lesiones pericallosas de esclerosis múltiples, conocidos como los dedos de Dawson'. b. Estudio multivoxel mostrando aumento de la relación colina/ creatina en la región periventricular y pericallosa donde se encontraron las lesiones descritas.

En la fase crónica de la EM, puede observarse una disminución del NAA no solo en las placas sino también en zonas adyacentes de apariencia normal.

De hecho, esta reducción del NAA en las zonas aparentemente no afectadas guarda gran correlación con la gravedad de la incapacidad en pacientes con EM crónica.

Enfermedad de Alzheimer

La tomografía computarizada y la resonancia magnética han tenido una contribución muy pequeña en el diagnóstico de enfermedad de Alzheimer como métodos directos de diagnóstico. Con algunas mediciones específicas M lóbulo temporal, sin embargo, se ha logrado mejorar la sensibilidad y la especificidad de estos métodos, pero solamente cuando la enfermedad ya se encuentra muy avanzada.

La espectroscopía se muestra muy promisoría en definir demencia (por la reducción de NAA y NAA/Cr). Sin embargo, este hallazgo es común a varios tipos de demencia, el aumento en el mioinositol (ml) y de la relación mi/cre distingue a la enfermedad de Alzheimer del envejecimiento y de otras causas de demencia'.

La demencia que se produce en el síndrome de Down que es patogénicamente similar a la del Alzheimer, también está marcada por un incremento de la relación ml/ cr., por lo tanto es posible eliminar el diagnóstico de demencia por envejecimiento en el caso del Alzheimer y hacer un diagnóstico temprano de demencia senil.

PRINCIPALES ALTERACIONES METABOLICAS DEL ESPECTRO DEL PROTON DESCRITAS EN ENFERMEDADES NEUROLOGICAS.

METABOLITO	CONCENTRACION	
	ELEVADA	DISMINUIDA
Lactato	Hipoxia, anoxia, infarto, déficits del metabolismo energético, infarto, hemorragia intracerebral, hipoventilación, Canavan, Alexander, hidrocefalia, leucoaraiosis, esclerosis múltiple (EM), leucoencefalopatía multifocal progresiva (LMP)	
N-acetilaspártato	Canavan, hiperosmolaridad	Retraso en el desarrollo, hipoxia, anoxia, isquemia, infarto, hemorragia intracerebral, encefalitis herpética II, hidrocefalia, Alexander, EM, demencias, Alzheimer, hiponatremia, hidrocefalia normotensiva, diabetes mellitus (DM), traumatismo craneal, encefalitis aguda asociadas al VIH, LMP, síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética
Glutamato	Encefalopatía hepática crónica y aguda, hipoxia, deficiencia ornitina	Síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética, Alzheimer
Glutamina	transcarbamilasa	(posible), hiponatremia
Myo-inositol	Neonatos, Alzheimer, fallo renal, DM, recuperación de hipoxia, hiperosmolaridad, EM, LMP	Encefalopatía hepática crónica y subclínica, leucoaraiosis, infarto, encefalopatía hipóxica, infarto, hiponatremia, síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética
Creatina	Trauma, hiperosmolaridad, aumenta con la edad	Hipoxia, infarto, hiponatremia, LMP
Fosfocreatina	DM, encefalopatía hipóxica ?	
Glucosa		
Colina	Trauma, diabetes, post-trasplante hepático, leucoaraiosis, hipoxia crónica, hiperosmolaridad, personas mayores, Enfermedades asociadas al VIH, esclerosis múltiple, Alzheimer ?	Enfermedades hepáticas asintomáticas, encefalopatía hepática crónica, infarto, demencias no específicas
Glicina	Hiperglicinemia nocetótica	
Fenilalanina	Fenilcetonuria	

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El objeto del presente trabajo de investigación es conocer cuál es la utilidad y finalidad de la Resonancia Magnética complementada con la Espectroscopía para complementar el diagnóstico en patologías cerebrales.

Para lo cual se establece la siguiente pregunta de investigación:

¿Es de utilidad realizar la Espectroscopía como complemento de la Resonancia Magnética en el diagnóstico de patología del Sistema Nervioso Central?

IV. JUSTIFICACIÓN

En nuestra institución es importante la cantidad de estudios relacionados a patología del sistema nervioso central, atendiendo una gran gama de patologías y en pacientes de todas las edades, por lo cual se cuenta con un Centro Neurológico en el campus Santa Fe, sin embargo en el campus Observatorio sigue siendo importante la cantidad de estudios de Resonancia Magnética cerebral.

No contamos con alguna estadística en cuanto al uso y aplicación de la espectroscopía por resonancia magnética, en este campus desde su utilización y diagnósticos en el Centro Médico ABC, que permita conocer la frecuencia de la patología diagnosticada.

V. HIPÓTESIS.

NULA.

Los estudios de Resonancia Magnética de Cráneo complementada con la espectroscopía no elevan la sensibilidad ni especificidad para el diagnóstico de patología del Sistema Nervioso Central.

ALTERNA.

Los estudios de Resonancia Magnética de Cráneo, elevan la sensibilidad y Especificidad para el diagnóstico de patología del Sistema Nervioso Central.

VI. OBJETIVO GENERAL.

Recabar los diagnósticos radiológicos en los que la espectroscopía ayudo a establecer el diagnóstico y la frecuencia de las patologías encontradas, en los estudios de resonancia magnética más espectroscopías realizadas en el periodo del 1ro de Enero del 2005 hasta el 31 de diciembre del 2009,

VI. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la utilidad de la espectroscopía complementaria a la resonancia magnética en el diagnostico de patología del sistema nervioso central en el Centro médico ABC campus observatorio.
- Conocer las patologías más frecuentes por sexo y edad en las cuales se ha usado la espectroscopía como complemento en el diagnostico de patología del sistema nervioso central en el Centro Médico ABC campus observatorio.

VII. MATERIAL Y MÉTODOS.

Para este estudio se han revisado las interpretaciones radiológicas de los pacientes vistos en el centro médico ABC campus observatorio, durante un período de observación de cinco años (de 2005 a 2009) se han recogido y analizado todos los pacientes que han sido sometidos a resonancia magnética de cráneo mas secuencia de espectroscopía.

En total 244 casos de estudios cerebrales globalmente, en las que el proceso diagnóstico incluyó la espectroscopía.

Otros casos como metástasis cerebrales múltiples de primario conocido, enfermos de edad extrema, moribundos al ingreso y sin posibilidades de tratamiento o simplemente meningiomas que por su tamaño o claridad diagnóstica no precisaron mayor aclaración, no han sido incluidos en el trabajo, ya que no se efectuó espectroscopía en estos pacientes, así como a los estudios de control postquirúrgico o de seguimiento.

Queda reducido el estudio a una serie de pacientes formada por 215 casos, analizados retrospectivamente.

Las interpretaciones son revisadas sistemáticamente obteniéndose de las mismas una serie de datos:

Datos obtenidos del análisis:

Edad

Sexo

Resonancia

Espectroscopía

Análisis de los metabolitos.

Diagnostico presuntivo.

Todos estos datos son útiles en la evaluación del paciente por cuanto suponen modular el diagnóstico espectroscópico.

Son recogidas las imágenes de RM morfológica, espectroscopía, así como sus informes radiológicos correspondientes

CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Pacientes con Resonancia Magnética de cráneo mas secuencias de espectroscopías realizadas en el Centro Médico ABC en el área de Radiología e imagen, en el periodo del 1ro de Enero del 2005 al 31 de Diciembre de 2009.

CRITERIOS DE NO INCLUSIÓN.

- Estudios de Pacientes con diagnóstico radiológico establecido y a los cuales se les realizo el estudio como seguimiento del tratamiento en el centro Médico ABC.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

- No se excluyeron pacientes aunque no se logro recabar las imágenes anatómicas y de espectroscopía por el sistema PACS, ya que el estudio es descriptivo y se basa principalmente en la descripción del informe radiológico, y solo se adquirieron imágenes representativas.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.

- Pacientes a los cuales se les considero en rangos normales.

DISEÑO DEL ESTUDIO.

- Retrospectivo, observacional

Los estudios de Resonancia Magnética de Cráneo en el centro Médico ABC, se realizaron conforme al protocolo establecido por el servicio.

Existen ciertas variaciones que son determinadas por el personal médico a cargo, y a condiciones particulares como estado clínico del paciente o indicaciones especiales por el médico tratante.

En forma general, se tienen los siguientes lineamientos:

1) Previo al estudio. Protocolo general para todo tipo de estudio de RM cerebral y que requiera que

2) Adquisición y procesamiento de imágenes:

Equipo:

SIGNA EXCITE 1.5 T General Electric Medical Systems.

Estación de trabajo Genie P&R 2001, GE Medical Systems.

Secuencias realizadas con antena de cráneo o neovascular de 8 canales: siendo usado el protocolo estándar de RM de cráneo más espectroscopía.

T1 FLAIR.

T2 FAST ESPIN ECO.

DIFUSION.

T2 FLAIR.

3 D TOF EN EL POLIGONO DE WILLIS.

ESPECTROSCOPIA. Utilizando técnica univoxel

T1 AXIAL Y CORONAL POST CONTRASTE

3) Interpretación de imágenes:

Al finalizar la adquisición, el médico responsable del servicio verifica la calidad de las imágenes obtenidas y en caso necesario, la solicitud de secuencias adicionales.

4) Reporte Final:

Se realiza un análisis detallado de cada una de las secuencias obtenidas, para llegar a una conclusión final.

Los médicos adscritos al servicio de resonancia, realizan las revisiones pertinentes de los estudios interpretados en el área, por otros médicos especialistas en el campo, a fin de contar con una “~~do~~le lectura” que permita la disminución en errores diagnósticos.

VIII. CONSIDERACIONES ÉTICAS:

De acuerdo al tipo de estudio y sus implicaciones, el autor no tiene conflictos éticos y

no se requirió el consentimiento informado de los pacientes estudiados.

IX. RECURSOS:

Los estudios fueron realizados por personal del Departamento de Resonancia magnética del Centro Médico A.B.C, mismo que cuenta con:

- Médicos radiólogos (2) adscritos a los turnos matutino y vespertino respectivamente.
- Técnicos en Resonancia magnética (2) uno por cada turno
- Enfermeras (2) una por cada turno

Los casos recabados del área de imagenología fueron concentrados por el titular de esta investigación.

Por medio de ellos, se recabaron los datos en los archivos del servicio, acción que fue realizada siempre bajo la autorización del Jefe de esta área.

X. RESULTADOS.

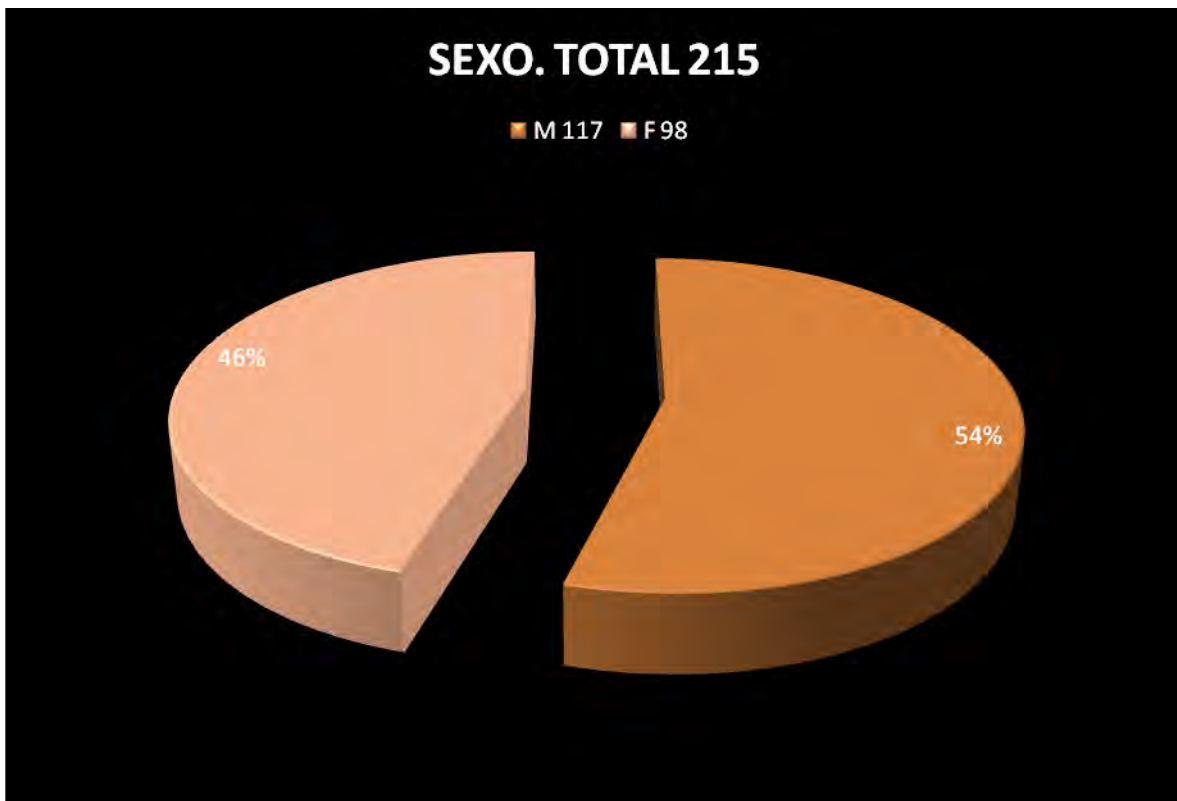
Se encontraron 244 casos con reporte por resonancia magnética y uso de espectroscopía en Sistema Nervioso Central en el Centro médico ABC en el periodo del 2005-2009, de los cuales:

Se excluyeron:

- 29 casos por ser estudios de control en los cuales ya se conocía el diagnóstico.

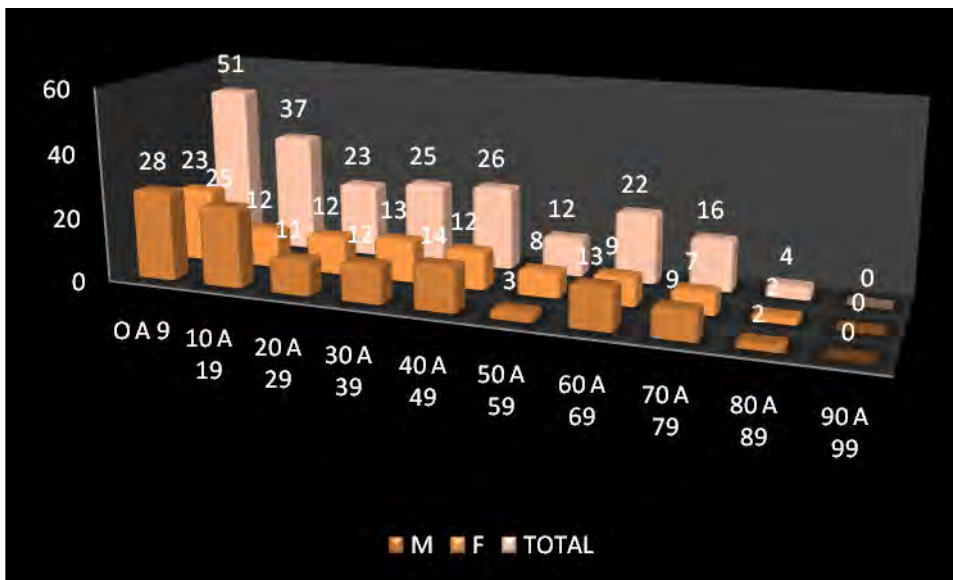
Se obtuvieron 215 casos que contaron con los criterios de inclusión del presente trabajo.

En relación al sexo el 54% de los casos se presentó en hombres y el 46% en mujeres, lo que correspondió a 117 y 98 pacientes respectivamente.



MEDIANA	42.5
MODA	3
PROMEDIO	32.13
DVP	20.62

La serie se compone de 117 hombres y 98 mujeres, con unas edades comprendidas entre los 0 y los 85 años, como se expone en el Gráfico

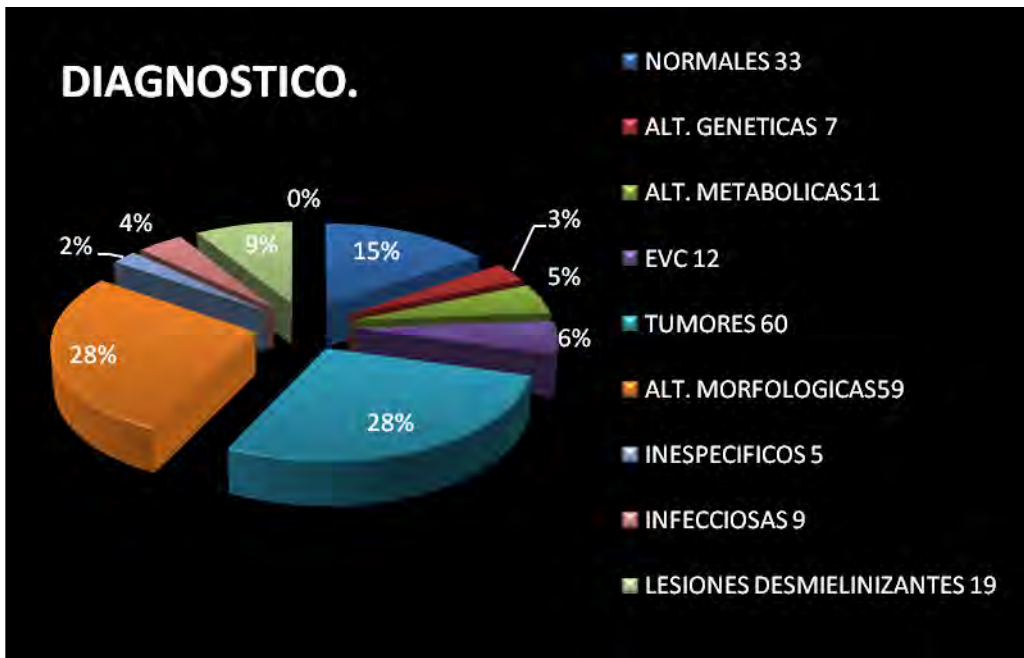


Proporción Hombres-Mujeres

La edad media de los 117 hombres es de 31 años, con un rango entre los 0.1 y los 87 años y una desviación típica de 23.65 años.

La edad media de las 98 mujeres resultó de 31 años, con un rango entre los 0.1 y los 86 años y una desviación típica de 19.96 años.

Los diagnósticos referidos por la resonancia magnética y la espectroscopía en los 215 pacientes se grafica de la siguiente manera



En resumen de los 215 casos estudiados los tres diagnósticos principales fueron:
Tumores en un 28%.

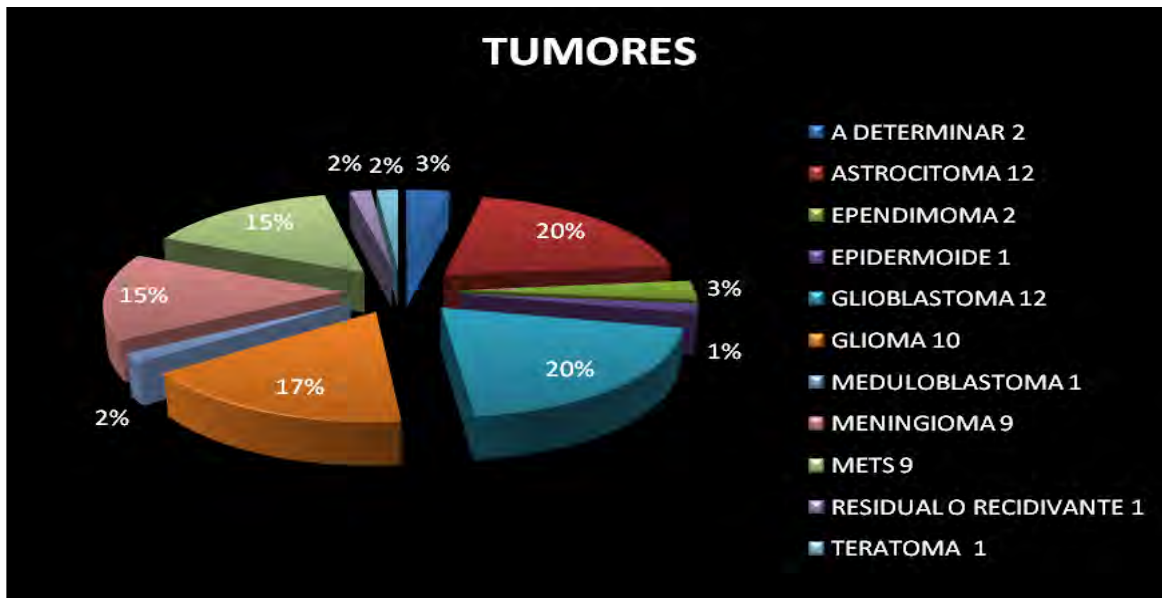
Alteraciones morfológicas en un 28 %.

Lesiones desmielinizantes en un 19 %.

Y es de notoria importancia que un 15 % son reportados como normales.

De los estudios reportados compatibles con lesión tumoral

Los tres principales diagnósticos fueron:



Astrocitoma en un 20 %.

Glioblastoma en un 20%

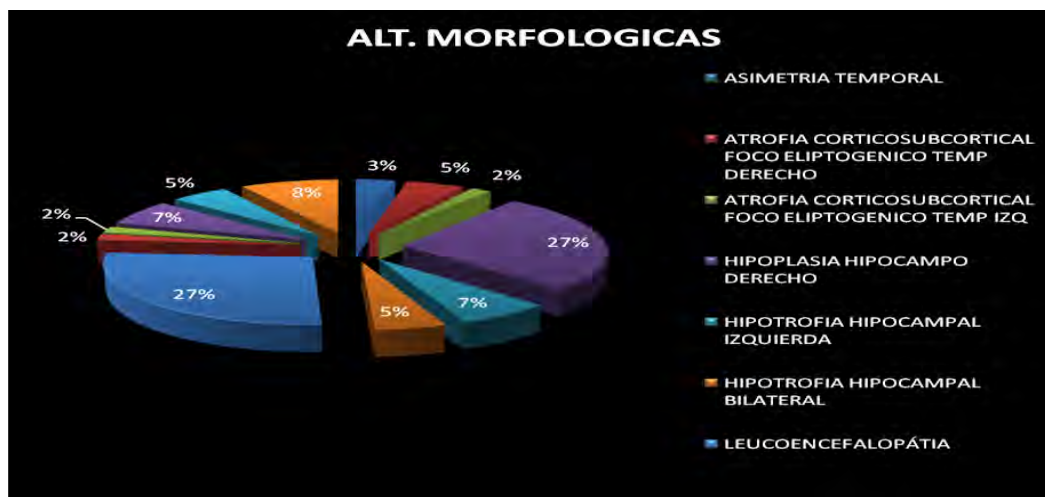
Glioma en un 17%.

De las alteraciones morfológicas más frecuentes y que fueron dadas como probables focos epileptogénicos fueron:

Asimetría temporal en un 27 %

Hipoplasia hipocampal derecha. 27%

Hipoplasia hipocampal bilateral. 8%



De las lesiones desmielinizantes las más frecuentes fueron:

Esclerosis mesial con un 53%.

Enfermedad desmielinizante a determinar en un 26%.

Esclerosis múltiple en un 16%.



En la espectroscopía los metabolitos más estudiados y comentados en el reporte fueron:

NAA, Colina, Creatina, Lactato, Mioinositol y Lactato principalmente, a continuación se grafican según el reporte radiológico de los 215 estudios todos los metabolitos comentados en al menos una interpretación:

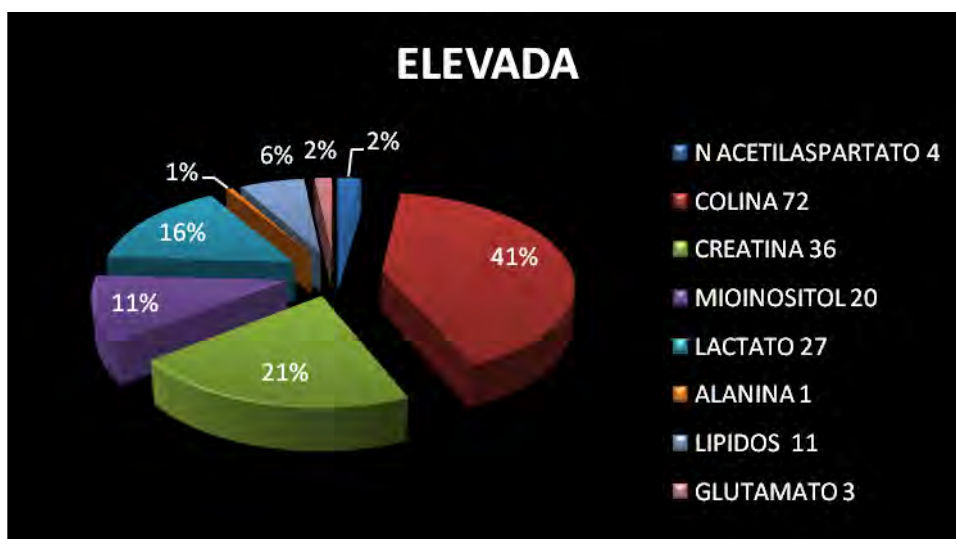
Siendo reportados con pico elevado o pronunciado, principalmente

La colina en un 41%.

La creatina en un 21%.

Lactato en un 16%

Mioinositol en un 11%



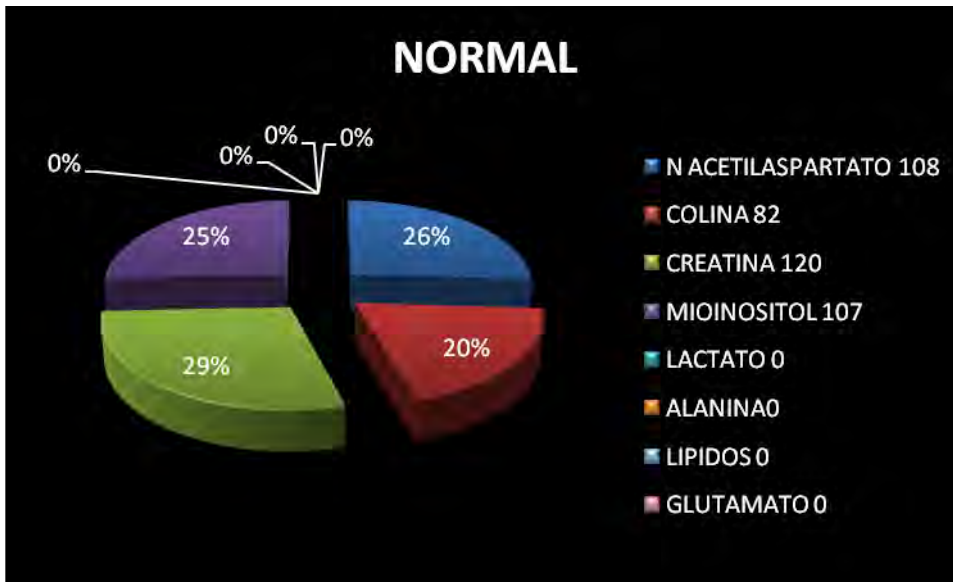
Como normal casi es similar en los cuatro metabolitos mas valorados

Creatina en un 29%

N acetilaspártato en un 26%

Mioinositol en un 25%.

Colina en un 20%.

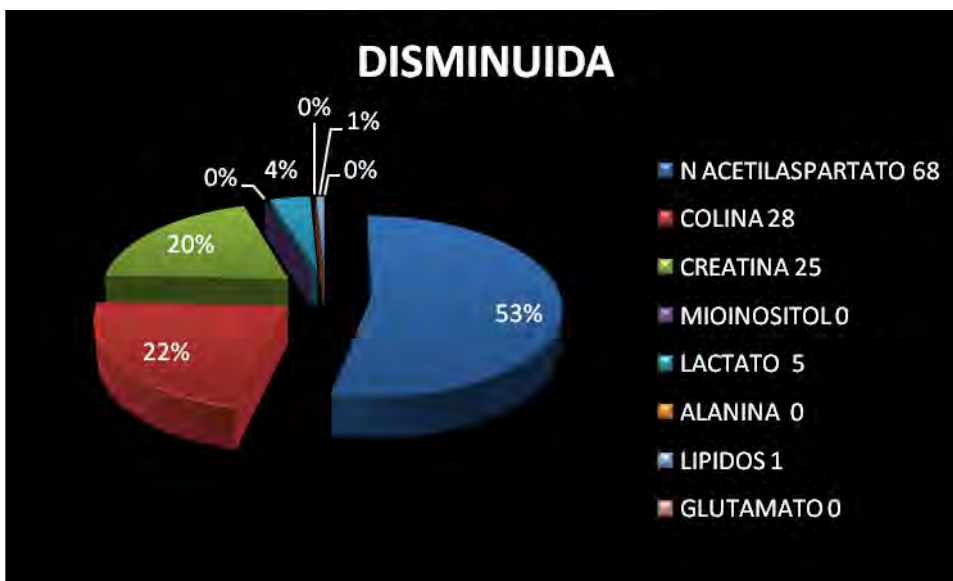


En cuanto a la disminución en el pico fueron reportados:

Principalmente el Nacetilaspártato en un 53%.

Colina en un 22%

Creatina en un 20%

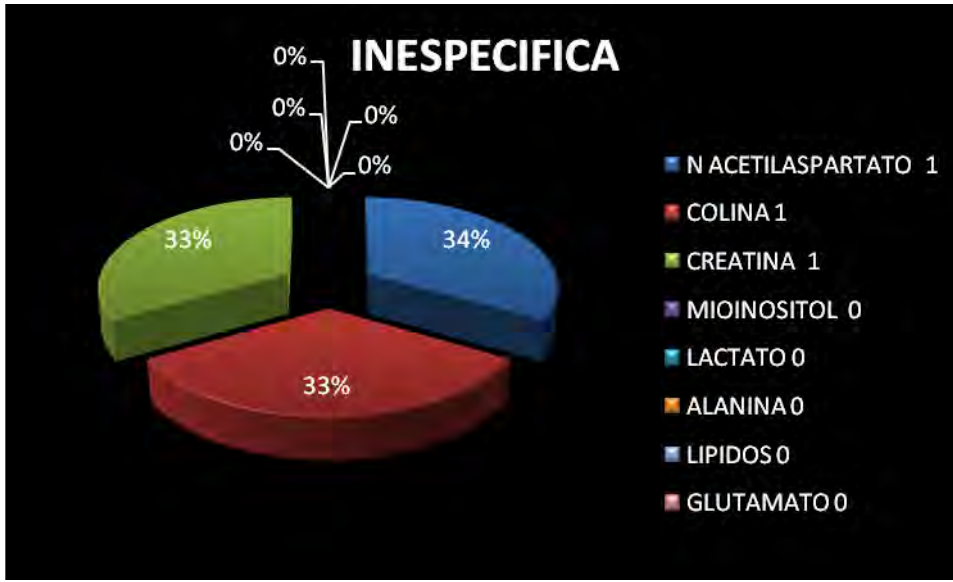


Reportados como inespecificos solamente.

Nacetil aspartato 1 ocacion.

Colina 1 ocacion.

Creatina. 1 ocacion.



Como es de esperarse ante solo casos especiales se observan el resto de metabolitos valorables por espectroscopía y que en la mayor parte de los estudios no fueron valorados como son:

Glutamato 27%.

Alanina 24%

Lipidos 23%.

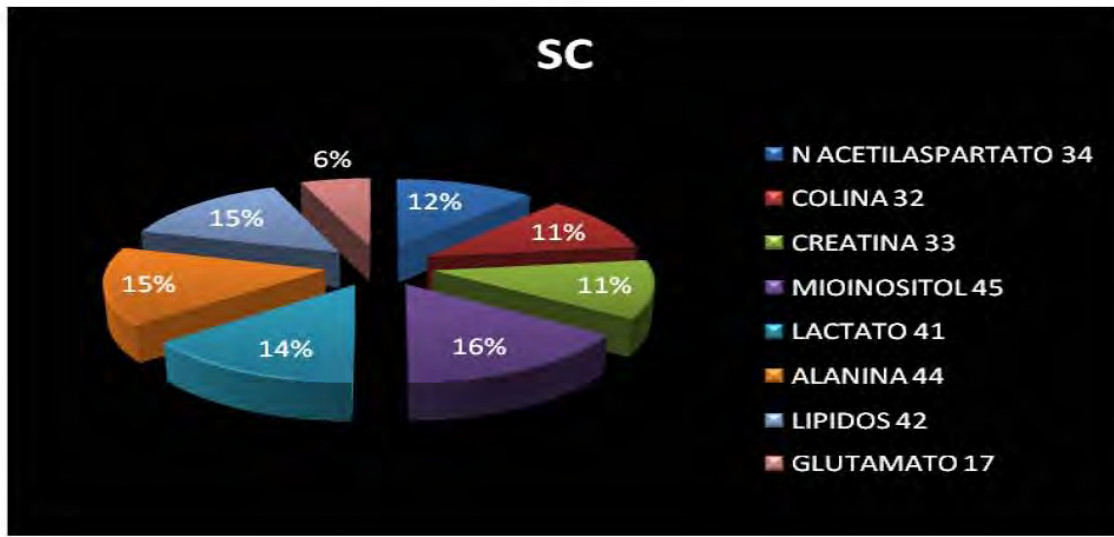
Lactato 20%

Mioinositol en un 6%



Y no fueron valorados o comentados en el reporte el resultado de la espectroscopía aunque en la interpretación si se menciona efectuar la secuencia.

Siendo en rangos similares para todos es decir en los mismos estudios no se comenta el resultado de ningún metabolito.



XI. DISCUSIÓN:

Se revisaron todos los reportes de Resonancia Magnética de Cráneo en el periodo comprendido del 1 de Enero del 2005- 31 Diciembre del 2009 en el sistema RIS y bajo el rubro de “cráneo resonancia” y cráneo resonancia mas espectroscopía, del Centro Médico ABC. Campus Observatorio.

De éstos 29 pacientes tenían diagnóstico inicial y estudios de control o seguimiento a los cuales no se les tomo en cuenta.

El Centro Médico ABC es una institución de carácter privado que atiende a un gran

Porcentaje de pacientes extranjeros y de alto nivel socioeconómico.

Es bien sabida la importante cantidad y variedad de pacientes con patología neurológica que son enviados a esta institución, solamente para realizarse estudios de imagen, siendo establecido su tratamiento y control posterior en otras instituciones ya sea tanto públicas como privadas, lo cual impide correlacionar adecuadamente los hallazgos radiológicos con estudios de gabinete complementarios.

La principal limitante se establece en aquellos pacientes en los que se realiza un estudio imagenológico único, donde pese al diagnóstico, no existe seguimiento del caso, de los cuales es debido a múltiples factores en la atención medica.

El mayor problema en el caso del servicio de imagen, fue la falta de visualización de casos en el sistema PACS de aquellos pacientes con descripción de la secuencia de espectroscopía en donde en algunos no se logran visualizar las imágenes anatómicas principalmente del año 2005 y 2006, y en los cuales si es posible visualizarlas, no se cuenta con la imagen de planeación de la espectroscopía así como la grafica de metabolitos. Esto es una gran limitante en la búsqueda de uniformidad diagnostica.

De forma general, la frecuencia de patología del SNC en los 215 pacientes valorados se presentó de la siguiente forma.

Tumores en un 28% del global de los pacientes siendo los más frecuentes

- Glioblastoma en un 20%
- Astrocitoma en un 20%.
- Gliomas en un 17%
- Meningiomas 15 %
- Mets en un 15%
- Otros que conforman el 13%.

Alteraciones morfológicas, en un 28%.

De las alteraciones morfológicas más frecuentes y que fueron dadas como probables focos epileptogénicos fueron:

Asimetría temporal en un 27 %
Hipoplasia hipocampal derecha. 27%
Hipoplasia hipocampal bilateral. 8%
Otros 38 %

De las lesiones desmielinizantes 9%.

Las más frecuentes fueron:

Esclerosis mesial con un 53%.
Enfermedad desmielinizante a determinar en un 26%.
Esclerosis múltiple en un 16%.
Otras 5%

Es de importancia destacar que un 15% fueron diagnosticados como normales.

Los otros diagnósticos reportados en la interpretación final del estudio de RM más espectroscopía fueron:

ALT. GENÉTICAS 3%

ALT. METABÓLICAS 9%

EVC 6%

INFECCIOSAS 4%

INESPECÍFICAS 2%

Se empleó la espectroscopía en 14 de los 31 pacientes de este estudio, esta herramienta permitió el apoyo diagnóstico y en todos los casos los resultados sugirieron origen tumoral.

Por la sensibilidad y especificidad para la Resonancia Magnética sumada la espectroscopía es el método de imagen de elección y el más empleado para la evaluación de tumores cerebrales.

XII. CONCLUSIONES.

Sin duda alguna la espectroscopía a por resonancia magnética es una herramienta muy valiosa en el diagnóstico en la patología del sistema nervioso central.

Sin embargo se debe de establecer un protocolo dirigido y secuencial ante las posibles lesiones encontradas, lo cual lleve a uniformar el diagnóstico entre los implicados en el diagnóstico radiológico.

La espectroscopía por resonancia magnética resulta un método seguro en la evaluación de las lesiones cerebrales.

La espectroscopía por resonancia magnética obtiene un diagnóstico fiable con un amplio margen de seguridad en los tumores cerebrales, especialmente en las lesiones de alto grado de malignidad.

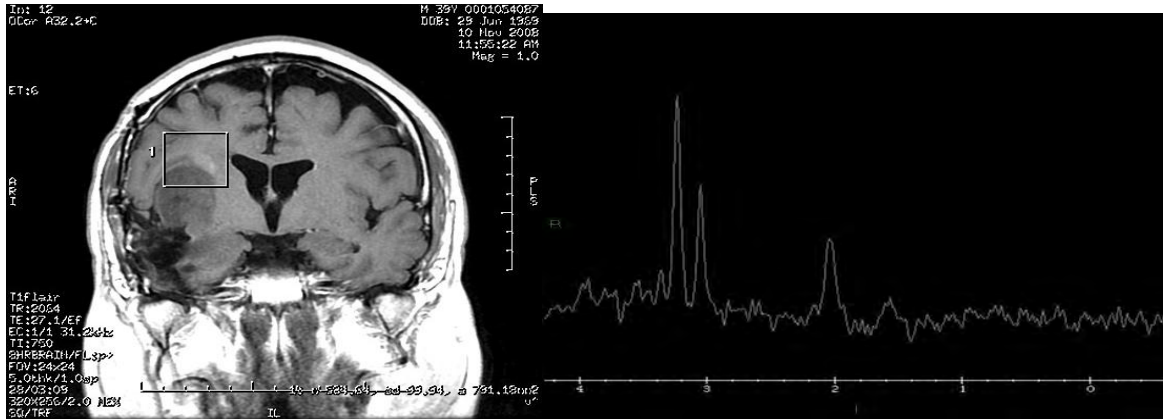
Es recomendable añadir el estudio espectroscópico en el protocolo de estudio general de una tumoración cerebral, o lesión cerebral, no sólo en los casos dudosos, dada su disponibilidad, seguridad y mínimo aumento de costes al realizarse con la IRM convencional y tanto la gráfica como la imagen de planeación de la espectroscopía enviarlas al PACS, como referencia y enseñanza.

No es posible realizar una correlación real de todos los diagnósticos referidos como posibles sin involucrar a las especialidades afines tales como Neurofisiología, Histopatología etc. Y en específico para cada patología ya que se requiere un grupo más amplio de pacientes, correlacionar de forma adecuada la mayoría de los casos en cuanto la frecuencia, edad de presentación y sexo, con los reportados en la bibliografía.

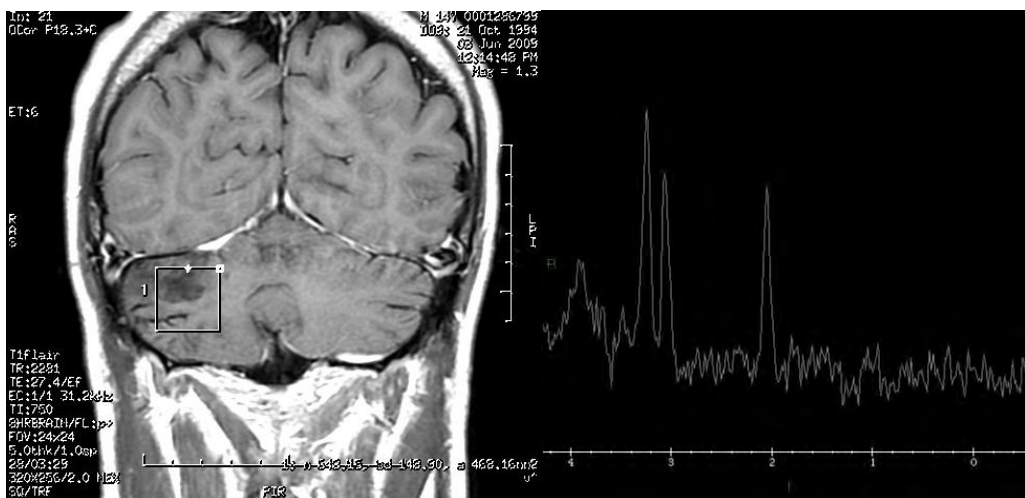
Una posibilidad real y de gran utilidad sería contar con un sistema interno de información en donde además de tener acceso al expediente personal del paciente, se pueda acceder a las notas clínicas, también contar con todo el expediente de imagen, laboratorio y patológico, que conllevaría a una excelente correlación para la Imagenología diagnóstica.

XII. IMÁGENES

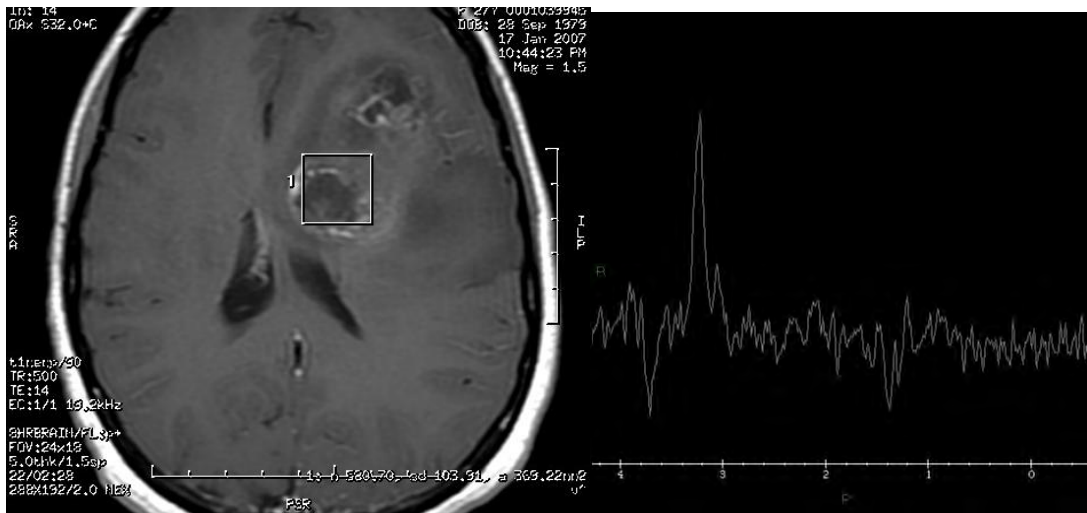
1. Tumoraes



Px masculino de 39 años. Lesión lóbulo temporal derecho. Espectroscopia con pico de colina elevado y descenso de NAA, Dx de Astrocitoma.



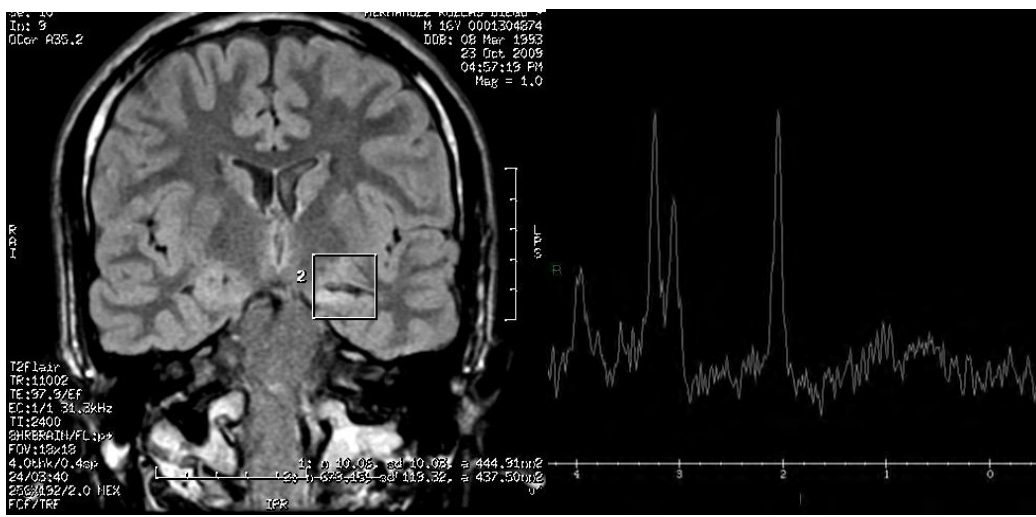
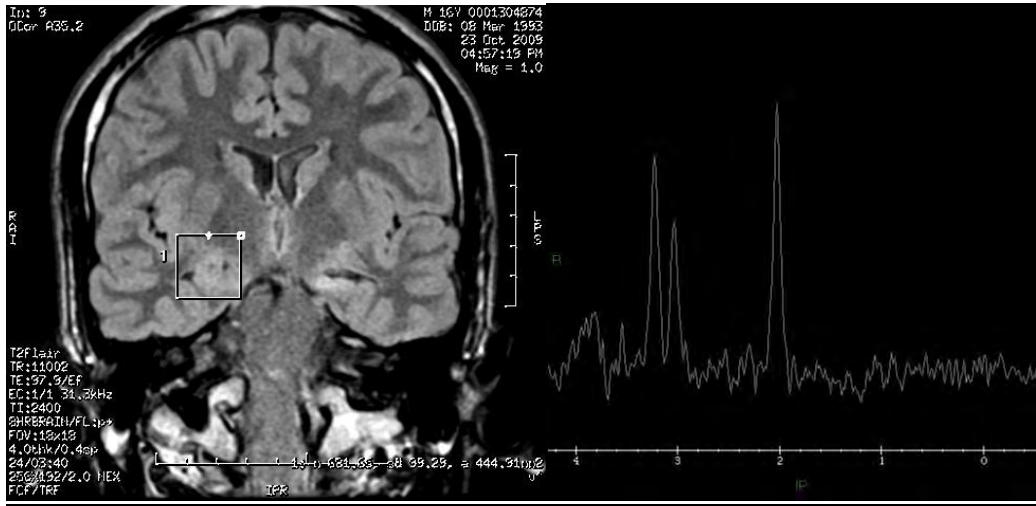
Px masculino de 14 años. Lesión hipointensa en hemisferio cerebeloso derecho con captación importante del medio de contraste, secuencia de espectroscopía muestra elevación de colina, y disminución de NAA, patrón clásico tumoral.



Px femenino de 27 años. Lesión frontal izquierda de componente mixto, con efecto de masa, en la espectroscopia se observa pico elevado de colina, con disminución de creatina y ausencia de NAA, con pico invertido de lactato. Dx de Glioblastoma multiforme.

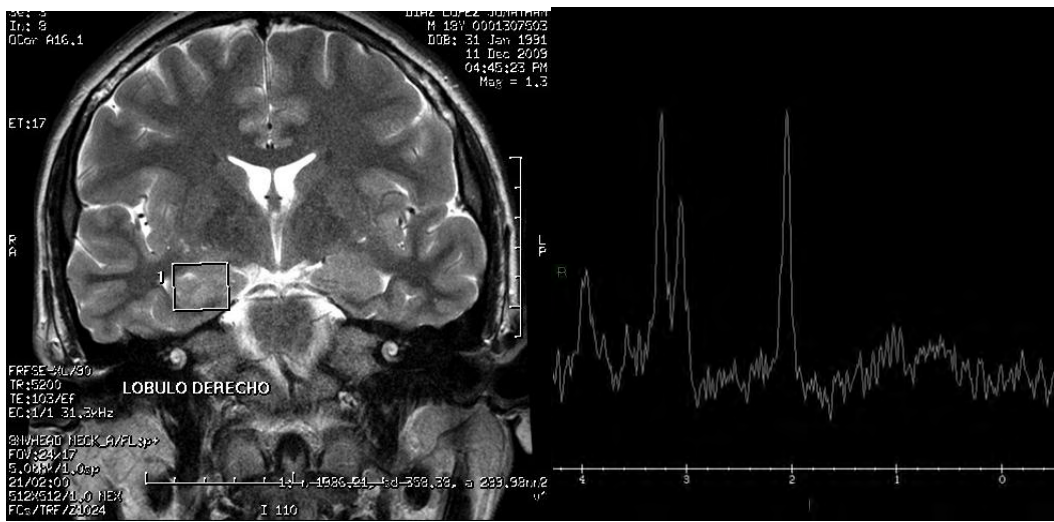
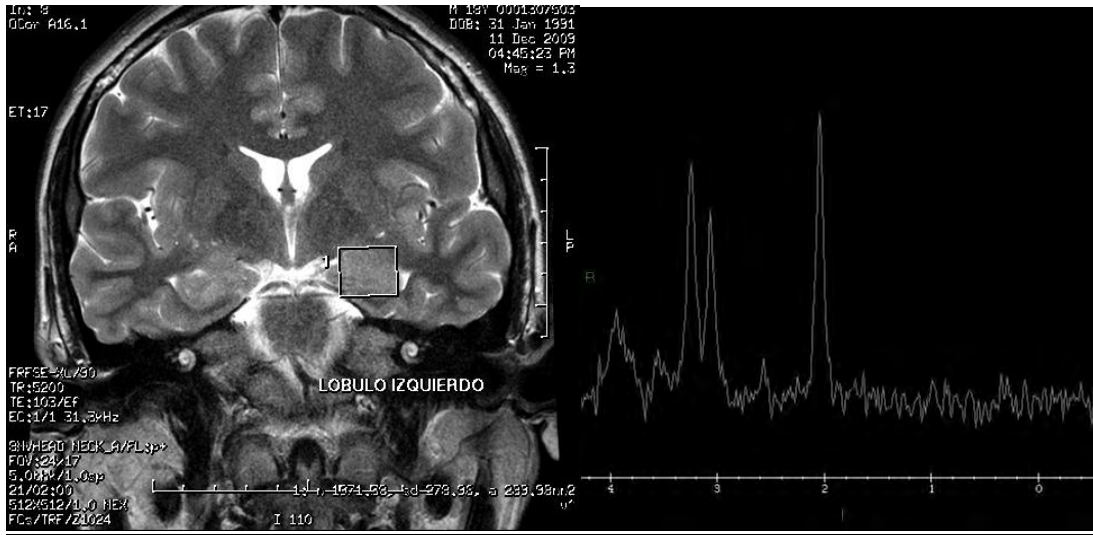
2. Alteraciones morfológicas

Asimetría temporal



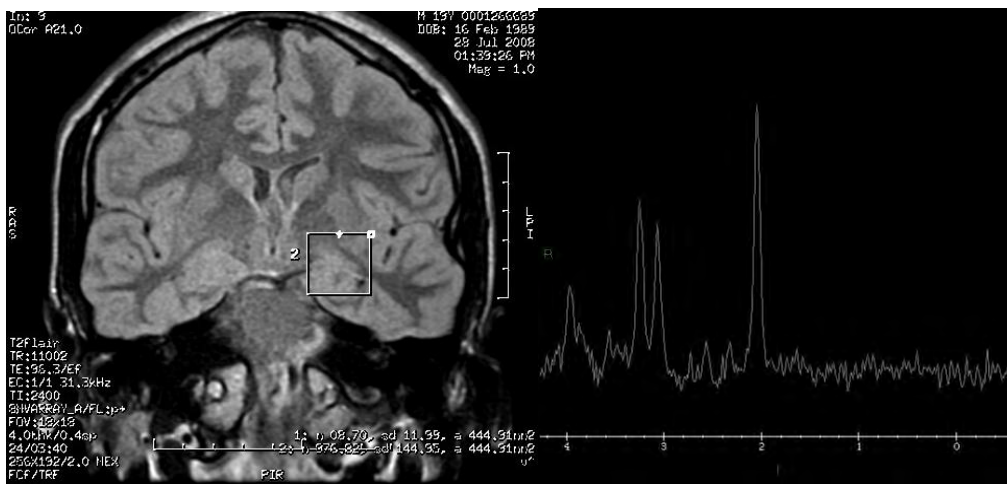
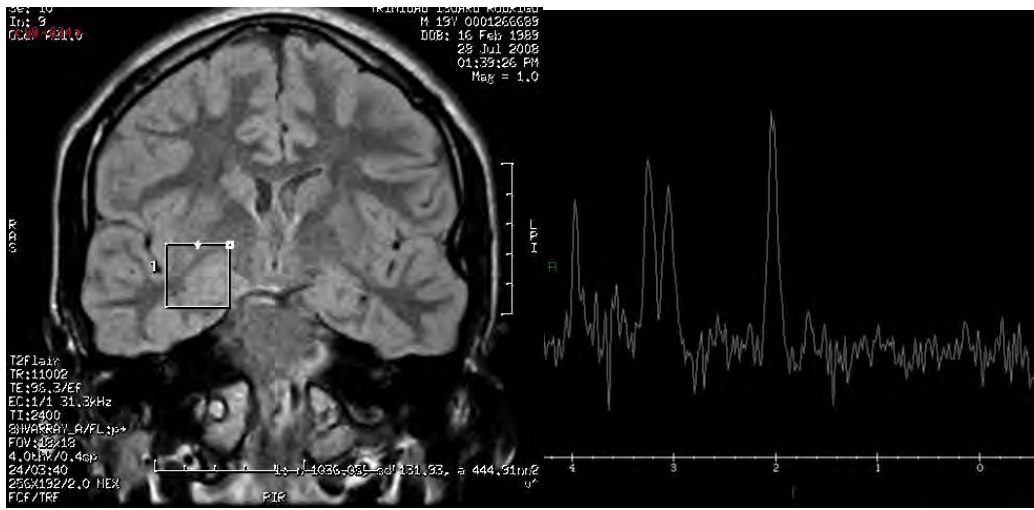
Px masculino de 16 años, antecedente de cc parciales.
Morfológicamente con asimetría del lóbulo temporal izquierdo en relación al contra lateral, en la espectroscopia se observa disminución de los picos de creatinina con respecto al contra lateral.

Hipoplasia Hipocampal Derecha

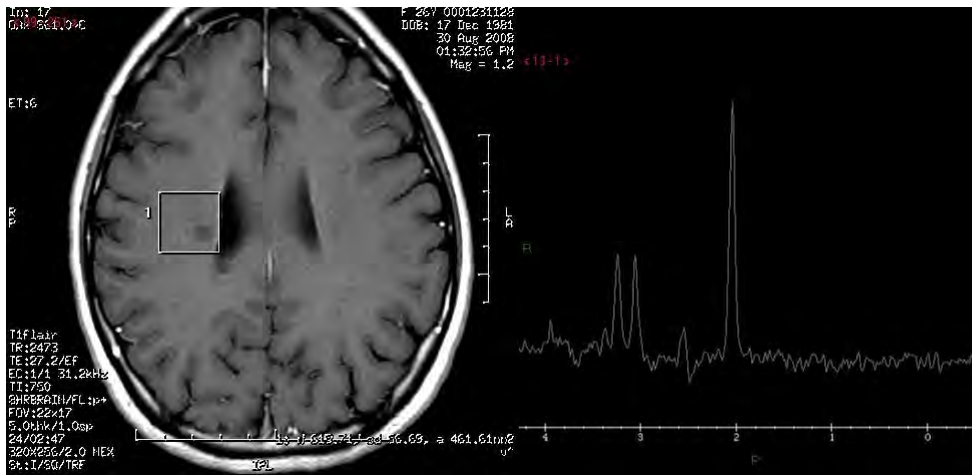


Px masculino de 18^a asimetría del hipocampo derecho de menor dimensión, a la espectroscopia con normalidad en el lado izquierdo y el lado derecho presenta aumento en el pico de colina, creatina y de lípidos, probablemente en relación a proliferación celular.

3. Lesiones desmielinizantes.

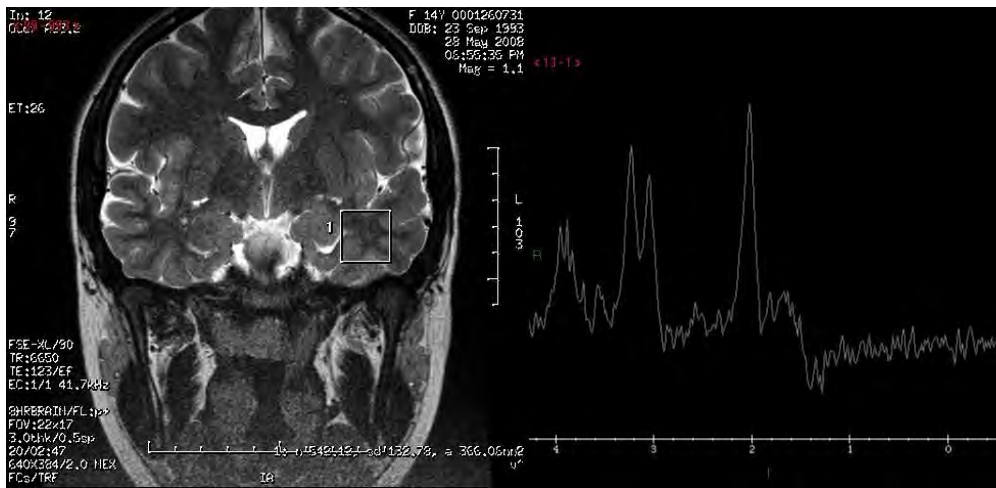
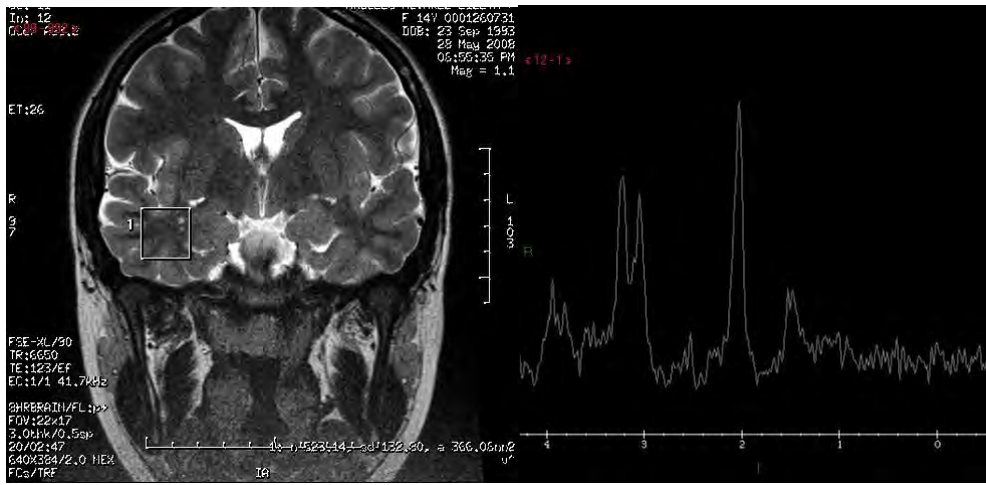


Px de 19 años, con incremento en la señal del hipocampo derecho, en la secuencia de espectroscopía leve incremento del pico de colina, creatina y NAA normal, incremento de lípidos y mioinositol, lado izquierdo normal. Dx sugestivo de Esclerosis mesial



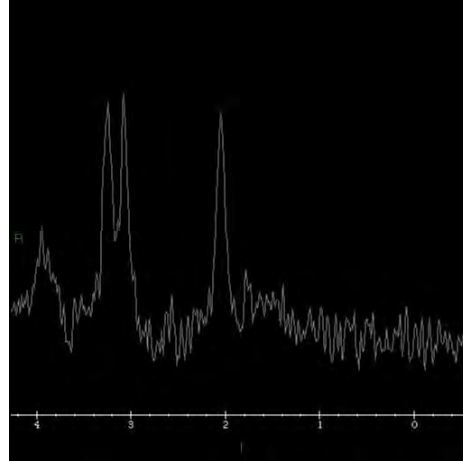
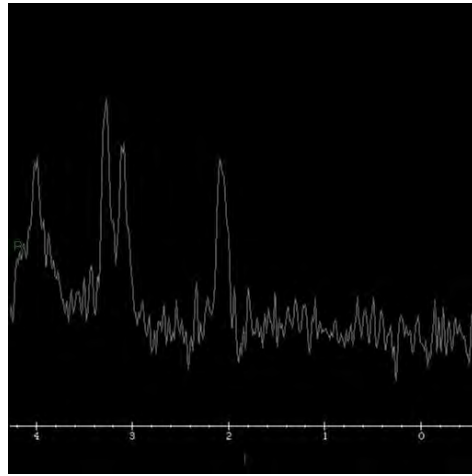
Px femenino de 26 años, presenta lesiones peri ventriculares sugestivas de desmielinización a la espectroscopía se observa disminución de la relación creatina colina, y presencia de glutamato-glutamina. Dx presuntivo de Esclerosis múltiple

4 Alteraciones metabólicas



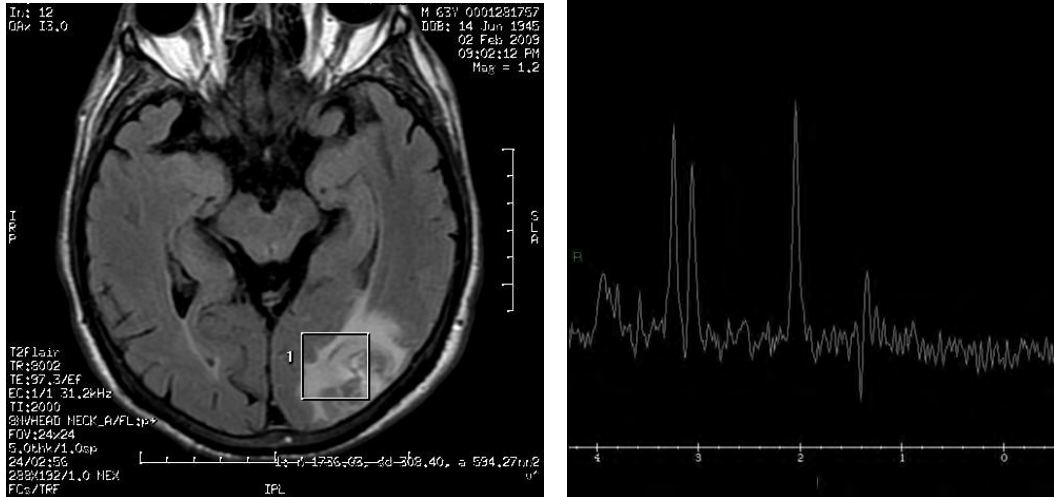
Px femenino de 15 años de edad anatómicamente normal, a la espectroscopia con disminución de la relación creatina colina temporal derecha, con incremento del pico de lípidos, en el lado izquierdo con inversión en el pico del lactato. Dx de alteraciones metabólicas.

5 INFECCIONES.



Masculino de 43^a, presenta hiperintensidad en lóbulos temporales de predominio derecho, espectroscopia en hipocampo derecho sugestiva de proceso inflamatorio.
Dx presuntivo de cerebritis.

6. Alteraciones vasculares.



Masculino de 63 años, que muestra zona de hemorragia aguda en lóbulo occipital izquierdo, edema importante perilesional, la espectroscopia muestra zona de hipoxia.

11. Bibliografía.

1. Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen Dr. Jaume Gili cap 17-18.
- 2.- Bratton CB. Hopkins AL. Weinberg JW. Nuclear magnetic resonance studies of living muscles. *Science* 1965;147:738.
3. Damadian R. Tumor detection by magnetic resonance. *Science*, 1971: 171: 1151—1153.
- 4.- Jackson JA. Langham WH. Whole-body NMR spectrometer. *Rev Sci Instrum* 1968;39:510—513.
- 5.- Singer J. Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements. *Science* 1959;130:1652—1653.
- 6.- Weisman ID. Bennett LH. Maxwell L.R. et al. Recognition of cancer in vivo by nuclear magnetic resonance. *Science* 1972;178:1288—1290.
- 7.- Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973;242:190—191.
- 8.- Hinshaw WS. Bottomley PA. Holland GN. Radiologic thin-section image of the human wrist by nuclear magnetic resonance. *Nature* 1977;270:722—723.
- 9.- Mansfield P. Maudsley AA. Medical imaging by NMR. *Br J Radiol* 1977;50:188—194.
- 10.- Mansfield P. Pykett IL Biological and medical imaging by NMR. *J Magn Reson* 1978;29:355—373.
- 11.- Lauterbur PC. Medical imaging by nuclear magnetic resonance ,zeugmatography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1979;NS-26:2808—2809.
- 12.- Morris PG. Mansfield P. Pykett IL. et al. Human whole body line scan imaging by nuclear magnetic resonance. *IEEE Trans Nucl Sci* 1979;NS-26:2817—2820.
- 13.- Hinshaw WS. Image formation by nuclear magnetic resonance: the sensitivepoint method. *J Appl Phys* 1976;47:3709—3721.
- 14.- Damadian R. Goldsmidt M. Minkoff L. NMR in cancer. XVI. FONAR image of the live human body. *Physiol Chem Phys Med NMR* 1977;9:97—100, 108.
- 15.- Damadian R. Minkoff L. Goldsmith M. et al. Field-focusing nuclear magnetic resonance (FONAR) formation of chemical scans in man. *Naturwissenschaften* 1978;65:250—252.
- 16.- Damadian R. Minkoff L, Goldsmith M. et al. Field focusing nuclear magnetic resonance (FONAR): visualization of a tumor in a live animal. *Science* 1976: 194: 1430—1432.
- 17.- Robitaille P-ML. Abdujalil AM. Kangarlu A. et al. Human magnetic resonance imaging at 8T. *NMR Biomed* 1998;11:263—265.
- 18.- Wahlund L-O. Agartz I. Almquist O. et al. The brain in healthy aged individuals: MR imaging. *Radiology* 1990;174:675—679.
- 19.- Garret MW. Axially symmetric systems for generating and measuring magnetic fields. Part 1. *J Appl Phys* 1951;22:1091—1107.
- 20.- Garrett MW. Thick cylindrical coil systems for strong magnetic fields with field or gradient homogeneities of the 6th to 20th order. *J Apl Phys* 1967;38:2563—2586.
- 21.- McKeehan LW. Gaugain-Helmholt coils for uniform magnetic fields. *Nature* 1934;133:832—833.
- 22.- Hoult DI. Lauterbur PC. The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J Magn Reson* 1979;23:630—643.
- 23.- Schenck JF. Radiofrequency coils: types and characteristics. In: Bronskill MJ. Sprawls P. eds. *The physics of MRI*. Woodbury, NY. American Institute of Physics, 1993:98—134.
- 24.- Kanal E. Shellock FG. Talagala L. Safety considerations in magnetic resonance imaging. Part I. An overview of current knowledge. *Radiology* 1990;176:593—606.
- 25.- Shellock FG, ed. *Magnetic resonance procedures: health effects and safety*. Boca Raton. FL: CRC Press. 2001.
- 26.- Shellock FG. Kanal E. *Magnetic resonance: bioeffects, patient safety, and patient management*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996.

- 27.- Shellock FG, Morisoli S, Kanal M. MR procedures and biomedical implants, materials and devices: 1993 update. *Radiology* 1993;189:587—599.
- 28.- Kanal E, Shellock FG. Burns associated with clinical MR examinations. *Radiology* 1990;175:585.
- 29.- Schenck JF. Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:2—19.
- 30.- Schaefer DJ, Bourland JD, Nyenhuis JA. Review of patient safety in timevarying gradient fields. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:20—29.
- 31.- Shellock FG. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:30—36.
- 32.- McJury M, Shellock, FG. Auditory noise associated with MR procedures. *J Magn Reson imaging* 2000: 12:37—45.
- 33.- Schenck JF, Dumoulin CL, Redington RW, et al. Human exposure to 4.0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys* 1992;19:1089—1098.
- 34.- Ugurbil K, Garwood M, Ellerman J, et al. Imaging at high magnetic fields: initial experiences at 4 T. *Magn Reson Q* 1993;9:259—277.
- 35.- Kelley DAC, Schenck JF. Very-high-field magnetic resonance imaging: instrumentation and safety issues. *Top Magn Reson Imaging* 1999;10:79—89.
- 36.- Watkins RD, Schenck JF, Rohling KW, et al. Whole body RF coil for 3 testa MRI system. *Book of Abstracts International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. Berkeley, CA: International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2001.
- 37.- Robitaille P-ML, Abdujalil AM, Kangarlu A, et al. Human magnetic resonance imaging at 8T. *NMR Biomed* 1998;11:263—265.
- 38.- Vaughn JT, Garwood M, Merkle H, et al. First 9.4 T homogeneous head imaging of a monkey. *Radiology* 1996;202:890.
- 39.- Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C Solid State Phys* 1977;10:L55—LL58.
- 40.- Mansfield P, Ordidge RJ, Coxon R. Zonally magnified EPI in real time by NMR. *J Phys E* 1988;21:275—280.
- 41.- Pykett IL, Rzedzian RR. Instant images of the body by magnetic resonance. *Magn Reson Med* 1987;5:563—571.
- 42.- Atlas SW, Hackney DB, Listerud J. Fast spin-echo imaging of the brain and spine. *Magn Reson Q* 1993;9:61-63.
- 43.- Cohen MS, Weisskoff. Ultra-fast imaging, *Magn Reson Imaging* 1991;9:1—37.
- 44.- Hennig J, Friedburg H. Clinical applications and methodological developments of the RARE technique. *Magn Reson imaging* 1988;6:391—395.
- 45.- Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986;3:823—833.
- 46.- Wehrli FW. Fat-scan magnetic resonance: principles and applications. *Magn Reson Q* 1990;6:165—236.
- 47.- Baker AT. An introduction to the basic principles of magnetic nerve stimulation. *J Clin Neurophysiol* 1991;8:26—37.
- 48.- Jalinous R. Technical and practical aspects of magnetic nerve stimulation. *J Clin Neurophysiol* 1991;8:10—25.
- 49.- Roemer PB. Transverse gradient coils for imaging the head US Patent 5,177,442:1993.
- 50.- Chang L, McBride D, Miller BL, et al. Localized in vivo ¹H magnetic resonance spectroscopy and in vitro analyses of heterogeneous brain tumors. *J Neuroimaging* 1995;5:157—163.
- 51.- Miller BL, Chang L, Booth R, et al. In vivo ¹H MRS choline: correlation with in vitro chemistry/histology. *Life Sciences* 1996;58:1929—1935.
- 52.- Matthews PM, Francis G, Antel J, et al. Proton magnetic resonance spectroscopy for metabolic characterization of plaques in multiple. *Neurology* 1991;41:1251—1256.
- 53.- Huppi PS, Posse S, Lazeyras F, et al. Magnetic resonance in preterm and term

- newborns: 1 H-spectroscopy in developing human brain. *Pediatr Res* 1991;30:574—578.
- 54.- Kato T, Nishina M, Matsushita K, et al. Neuronal maturation and N-acetyl-Laspartic acid development in human fetal and child brains *Brain Dev* 1997;19:131—133.
- 55.- Van der Knaap MS, van der Grond J, van Rijen PC, et al. Age-dependent changes in localized proton and phosphorus MR spectroscopy of the brain. *Radiology* 1990;176:509—515.
- 56.- Kuesel AC, Briere KM, Halliday WC, et al. Mobile lipid accumulation in necrotic tissue of high grade astrocytomas. *Anticancer Res* 1996;16:1485-1489.
- 57.- Remy C, Fouilhe N, Barba I, et al. Evidence that mobile lipids detected in rat brain glioma by 1H nuclear magnetic resonance correspond to lipid droplets. *Cancer Res* 1997;57:407—414.
- 58.- Kugel H, Heindel W, Ernestus RI, et al. Human brain tumors: spectral patterns detected with localized H-1 MR spectroscopy. *Radiology* 1992;183:701—709.
- 59.- Preul MC, Caramanos Z, Collins DL, et al. Accurate, noninvasive diagnosis of human brain tumors by using proton magnetic resonance spectroscopy. *Nat Med* 1996;2:323—325.
- 60.- Tedeschi G, Lundbom N, Raman R, et al. Increased choline signal coinciding with malignant degeneration of cerebral gliomas: a serial proton magnetic resonance spectroscopy imaging study. *J Neurosurg* 1997;87:516—524.
- 61.- Byrd SE, Tomita T, Palka PS, et al. Magnetic resonance spectroscopy (MRS) in the evaluation of pediatric brain tumors. Part II: Clinical analysis. *J Natk Med Assoc* 1996;88:717—723.
- 62.- Kamada K, Houkin K, Abe H, et al. Differentiation of cerebral radiation necrosis from tumor recurrence by proton magnetic resonance spectroscopy. *Neurologia Medico-Chirurgica* 1997;37:250—256.
- 63.- Kinoshita K, Tada E, Matsumoto K, et al. Proton MR spectroscopy of delayed cerebral radiation in monkeys and humans after brachytherapy. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997;18:1753—1761.
- 64.- Lin A, Bluml S, Mamelak AN. Efficacy of proton magnetic spectroscopy in clinical decision making for patients with suspected malignant brain tumors. *J Neurooncol* 1999;45:69-81.
- 65.- Taylor JS, Langston JW, Reddick WE, et al. Clinical value of proton magnetic resonance spectroscopy for differentiating recurrent or residual brain tumor from delayed cerebral necrosis. *Int J Radiant Oncol Biol Phys* 1996;36:1251—1261.
- 66.- Wald LL, Nelson SJ, Day MR, et al. Serial proton magnetic resonance spectroscopy imaging of glioblastoma multiforme after brachytherapy. *J Neurosurg* 1997;87:525—534.
- 67- Grand S, Passaro G, Ziegler A, et al. Necrotic tumor versus brain abscess: importance of amino acids detected at 1H MR spectroscopy— initial results. *Radiology* 1999;213:785—793.
- 68.- Kim SH, Chang KH, Song IC, et al. Brain abscess and brain tumor: discrimination with in vivo H-1 MR spectroscopy. *Radiology* 1997;204:239—245.
- 69.- Martinez-Perez I, Moreno A, Alonso J, et al. Diagnosis of brain abscess by magnetic resonance spectroscopy. Report of two cases. *J Neurosurg* 1997;86:708—713.
- 70.- Poptani H, Gupta RK, Jain VK, et al. Cystic intracranial mass lesions: possible role of in vivo MR spectroscopy in its differential diagnosis. *Magn Reson Imaging* 1995;13:1019—1029.
- 71.- Chang L, Miller BL, McBride D, et al. Brain lesions in patients with AIDS: H1 MR spectroscopy. *Radiology* 1995;197:525—531.

ABREVIATURAS

ABC: American British Codway

Cho: Colina

ERM: Espectroscopía por Resonancia Magnética.

NAA. Nacetil aspartato.

PACS: Picture Archiving and Communication System: sistema computarizado para el archivo digital de imágenes médicas.

RF: Pulso de Radiofrecuencia

RIS: Research Information Systems

RM: Resonancia Magnética

SNC: Sistema Nervioso Central

SPIN: Propiedad intrínseca de ciertos núcleos que produce un momento angular y magnético característicos

T1: Tiempo de relajación longitudinal

T2: Tiempo de relajación transversal

TAC- CT: Tomografía axial computada.