

## **Título de Trabajo Final de Grado**

# ***“LA ESPECTROSCOPIA PROTONICA POR RESONANCIA MAGNETICA IN VIVO”***

Autor/a

**ALACI MARIANO**

Este trabajo ha sido presentado como requisito  
para la obtención del título de

**Licenciado en Producción de Bioimágenes**

Junín, 26 de mayo de 2022



INSTITUTO  
ACADÉMICO  
DE DESARROLLO  
HUMANO



## **Título de Trabajo Final de Grado**

# ***“LA ESPECTROSCOPIA PROTONICA POR RESONANCIA MAGNETICA IN VIVO”***

Autor/a

**ALACI MARIANO**

Franco Andrés  
**Director**

Trabajo Final de Grado aprobado por el Tribunal Evaluador

Prof. Lic. Chierichetti  
María Victoria  
**Evaluador**

Prof. Med.  
Jaureguizar Marcos  
**Evaluador**

Prof. Lic. Molina  
Luciana  
**Evaluador**

**Instituto Académico de Desarrollo Humano,  
Universidad Nacional del Noroeste de la Provincia de Buenos Aires**

Junín, 26 de mayo de 2022

---

# LA ESPECTROSCOPIA PROTONICA POR RESONANCIA MAGNETICA IN VIVO

---

**Alumno:** Alací, Mariano

marianoicala@gmail.com

**Tutor:** Lic. Franco Andrés

aofranco2009@hotmail.com

Trabajo final de investigación

**Fecha:** Mayo 2022

LICENCIATURA EN PRODUCCIÓN DE BIOIMÁGENES

INSTITUTO ACADEMICO DE DESARROLLO HUMANO

UNNOBA

Junín, Buenos Aires

2022

RESUMEN.....	3
INFORME.....	4
INTRODUCCIÓN: .....	4
Tema.....	4
Hipótesis.....	4
Objetivos .....	4
Objetivo General:.....	4
Objetivos Específicos: .....	5
Relevancia .....	5
Estado del Arte .....	5
Fundamentos teóricos.....	8
La Resonancia Magnética .....	8
Instrumentos .....	8
Campo Magnético.....	13
Átomo de hidrógeno.....	14
Excitación Nuclear .....	16
Relajación nuclear.....	18
Selección de corte.....	19
Espacio k .....	20
Imagen .....	24
Secuencias básicas .....	26
Espectroscopia.....	30
Aplicaciones clínicas .....	36

Rol del técnico radiólogo .....	41
Metodología .....	45
Diseño de la investigación .....	45
Metodología .....	45
Método e instrumentos.....	45
Unidad de análisis.....	46
Fuentes de información .....	46
Criterio de inclusión.....	47
Criterio de exclusión .....	47
Variables .....	47
Resultados .....	48
CONCLUSIÓN.....	51
BIBLIOGRAFÍA.....	53
<i>ANEXO I - HOJA DE REGISTRO</i> .....	59
ANEXO Nº II – PLANILLA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	61

## Resumen

La presente tesis analiza los resultados de espectroscopías protónica por medio de la resonancia magnética, para el diagnóstico diferencial de las lesiones cerebrales. La misma, es una técnica ampliamente valorada, ya que facilita el diagnóstico de dichas lesiones de manera no invasiva mediante la evaluación de metabolitos del entorno bioquímico del cerebro, no por tanto descartando el valor de la biopsia que se presenta como “gold standard”, sino más como herramienta complementaria a la misma.

Esta tesis confronta los resultados de las espectroscopias frente a las biopsias cerebrales en patologías tumorales de una muestra de 21 pacientes de ambos sexos y de una media de 52 años de edad, para determinar la concordancia y fiabilidad de la misma, en el marco de un estudio retrospectivo desde enero del 2018 hasta junio del 2020 dentro de la institución La Pequeña Familia de la ciudad de Junín, Buenos Aires Argentina.

Como resultado del actual análisis, se determinó que en el lapso de tiempo donde se obtuvieron los resultados, la espectroscopia otorga una fiabilidad del 85,71% de los casos evaluados. Los resultados reafirman su amplia implementación en el contexto médico y de las considerables posibilidades que permite; no solo en la detección de lesiones cerebrales sino en el análisis de metabolitos implicados en los distintos procesos biológicos.

<u>Palabras claves:</u>	Espectroscopia protónica	Biopsia cerebral	Lesiones cerebrales	Técnica no invasiva	Fiabilidad
-----------------------------	-----------------------------	---------------------	------------------------	---------------------------	------------

## Informe

### Introducción:

El presente trabajo analiza los principios de la espectroscopia de protones por resonancia magnética y sus antecedentes, en un estudio retrospectivo desde enero 2018 hasta junio 2020 realizados en la clínica la pequeña familia de la ciudad de Junín, Provincia de Buenos Aires, donde trabaja el autor con la intención de evaluar la fiabilidad de la técnica, resultante de observar pedidos de dicho estudios en pacientes con lesiones cerebrales que generan al personal médico dudas sobre la caracterización de las mismas y la dificultad para acceder a ellas. El estudio se llevará a cabo mediante la comparación de informes de pacientes que se hayan realizado espectroscopias con los resultados de sus biopsias posteriores, ambos estudios realizados en Clínica La Pequeña Familia.

### Tema

La Espectroscopia de protones por resonancia magnética in vivo

### Hipótesis

La espectroscopia de protones por resonancia magnética in vivo es un método fiable para la detección de patologías tumorales en cerebro en Clínica La Pequeña Familia.

### Objetivos

#### Objetivo General:

- Determinar la especificidad de la espectroscopia por resonancia magnética en pacientes que se atendieron en el servicio de resonancia magnética de la Clínica La Pequeña Familia entre enero 2018 y junio 2020 al contraponer los

resultados de las espectroscopias con el resultado de sus biopsias en patología tumoral.

### Objetivos Específicos:

- Detallar que es la espectroscopia por resonancia magnética y sus características
- Enumerar las patologías cerebrales detectables mediante una espectroscopia por resonancia magnética
- Establecer la importancia de la espectroscopia por resonancia magnética.
- Validar el estudio como método complementario, y no invasivo para detección de patologías.

### Relevancia

La espectroscopia de protones por resonancia magnética in vivo es la única técnica de estudio sobre los metabolitos presentes en el cuerpo humano de manera no invasiva que le permite definir a los médicos clínicos, neurólogos, la composición química del área de interés, de sospecha patológica, disminuyendo la necesidad de la cirugía y/o biopsia en regiones de difícil acceso. Dada su utilidad en el campo de la neurología, su valor en el diagnóstico diferencial de patologías tumorales, necrosis, esclerosis múltiple, Alzheimer entre otras, es de suma importancia. Es por ello que el conocimiento de ésta técnica se vuelve indispensable a la hora considerar las herramientas disponibles para evaluar las patologías cerebrales.

### Estado del Arte

Las aplicaciones clínicas de la espectroscopia por resonancia magnética (ERM) se limitan a la evaluación de focos epilépticos, a la posibilidad de predecir neoplasias a partir de otras causas de señales cerebrales anormales, a la distinción entre la necrosis por radiación y las neoplasias recidivantes, a la definición de las alteraciones de la



sustancia blanca y su extensión, a la evaluación de las anomalías metabólicas, y a la caracterización de masas cerebrales (Grossman & Yousem, 2007, pág. 22)

La ERM es una técnica que básicamente realiza un análisis no invasivo del metabolismo del tejido a estudiar, determinando las concentraciones relativas de sus metabolitos y las interacciones producidas entre ellos. De esta manera, a la información morfológica que aporta la resonancia magnética (RM) se suma la información bioquímica que brinda la ERM.

Si bien el “gold standard” para establecer el diagnóstico definitivo de una lesión cerebral sigue siendo la biopsia, la ERM ayudaría en determinados casos a evitar biopsias innecesarias (en procesos no tumorales o en tumores no accesibles) y, en otros, a dirigir la biopsia a la zona de mayor anaplasia.

En el período de tiempo que se abarcó el estudio se extendió desde marzo de 2007 a septiembre de 2008, donde se analizaron 47 lesiones y se caracterizaron adecuadamente 43 (92,9%), con una sensibilidad (S) del 96,8% (índice de confianza (IC) 89-100), una especificidad (E) del 89,6% (IC 76-100), un valor predictivo positivo (VPP) del 91,1% (IC 80-100) y un valor predictivo negativo (VPN) del 96,3% (IC 87-100). Muchas son las variables que influyen en la adquisición de un espectro factible de ser analizado, pudiendo surgir de estas diferencias inter-observador. Sin embargo, se obtuvieron resultados similares a los de otras publicaciones. (Surur, y otros, 2010, pág. 241)

La resonancia de espectroscopía se basa fundamentalmente en la RMN de protón. En ERM esos protones son los de compuestos químicos disueltos en el medio acuoso tisular, donde desempeñan funciones metabólicas concretas, de ahí su nombre genérico de metabolitos.

Obtenemos información metabólica de forma no invasiva y sin necesidad de recurrir a agentes exógenos. La limitación más importante es la baja concentración de dichos metabolitos y la sensibilidad de la RM.



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NOROESTE DE LA  
PROVINCIA DE BUENOS AIRES

INSTITUTO ACADEMICO DE DESARROLLO HUMANO  
LICENCIATURA EN PRODUCCION DE BIOIMÁGENES:  
LA ESPECTROSCOPIA PROTONICA POR RESONANCIA  
MAGNETICA IN VIVO

2021

Esta información metabólica no alcanza nunca el grado de detalle que proporciona el análisis de laboratorio de una muestra de tejido biopsiado, pero frente a esta aproximación cruenta, el análisis bioquímico no invasivo que proporciona la ERM debe ser considerado como primera opción diagnóstica cuando se trata de estudiar el sistema nervioso central. La espectroscopia obtiene una fotografía bioquímica de un determinado volumen de cerebro. (León Guijarro, 2015, págs. 75-76)

## Fundamentos teóricos

### La Resonancia Magnética

La imagen por resonancia magnética (IRM) se basa en la excitación de los núcleos de uno de los tres isótopos ‘del hidrógeno, el  $1H$ , previamente introducidos en un potente campo magnético estático, denominado  $B_0$  (Lafuente Martínez & Hernandez Moreno, 2001, pág. 9), y mediante la aplicación de ondas electromagnéticas se consigue la “resonancia” de los núcleos de sus átomos y posteriormente se recoge la energía liberada en forma de señal. Dado que los distintos tejidos devuelven una señal específica, ésta se puede transformar en una imagen tomográfica si es tratada adecuadamente, obteniendo imágenes de gran precisión de las distintas partes del cuerpo. (Mahillo Cáceres & Corbalán Sevilla, 2015, pág. 4)

### Instrumentos

#### *Imanes*

El magnetismo, es una propiedad que presentan algunos materiales de producir un campo magnético a su alrededor. Los objetos capaces de generar campos magnéticos, entre los que se encuentra la magnetita<sup>1</sup>, se denominan imanes. (Pereda Barroeta N. , 2006, pág. 7)

#### Tipos de Imanes:

Permanentes: están constituidos por sustancias ferromagnéticas. Pueden ser naturales, como en el caso de la magnetita, o también es posible crearlos artificialmente introduciéndolos en un campo magnético. Los que se utilizan en los equipos de RM en general son de hierro.

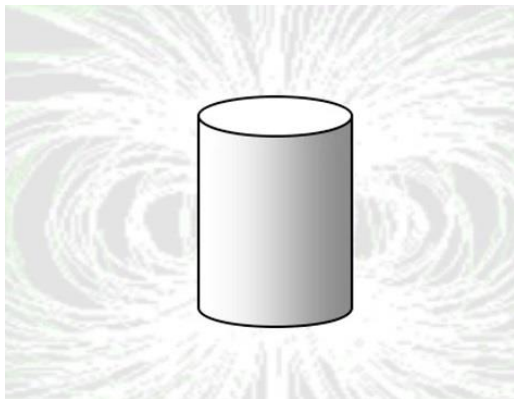
---

<sup>1</sup> La palabra magnetismo viene del griego μαγνήτις λίθος (magnētis lithos) que significa "piedra de Magnesia" y hace referencia a la magnetita, un mineral de hierro ferromagnético. <https://es.wikipedia.org/wiki/Magnetismo>

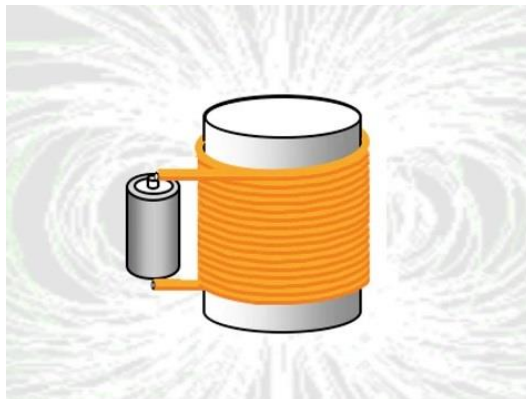
Electroimanes: El campo magnético es creado por una corriente eléctrica. Hay de dos tipos: resistivos y superconductores.

Los imanes resistivos consisten en un hilo conductor, en general de cobre, enrollado alrededor de un núcleo de hierro por el que circula una corriente continua de alta intensidad capaz de generar campos magnéticos de hasta 0,5 T.

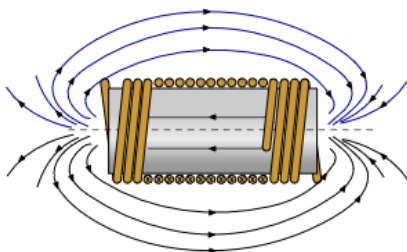
Los imanes superconductores son los que proporcionan campos magnéticos mayores, Al igual que los imanes resistivos, el campo magnético es generado por una corriente eléctrica, pero los hilos conductores están formados por unas aleaciones metálicas especiales, las cuales pierden su resistencia cuando son enfriadas a temperaturas cercanas al cero absoluto. (Pereda Barroeta N. , 2006, págs. 8-9)



Iman permanente



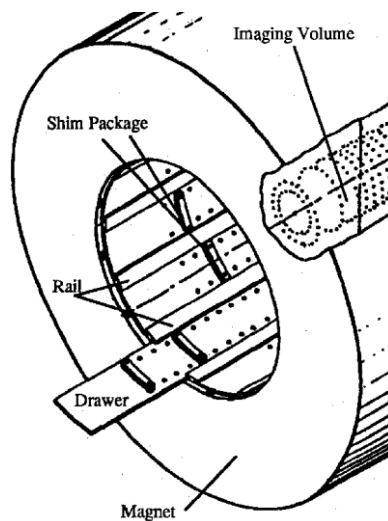
Electroimán



Imán solenoide con representación de líneas de campo de campo

### *Shimming*

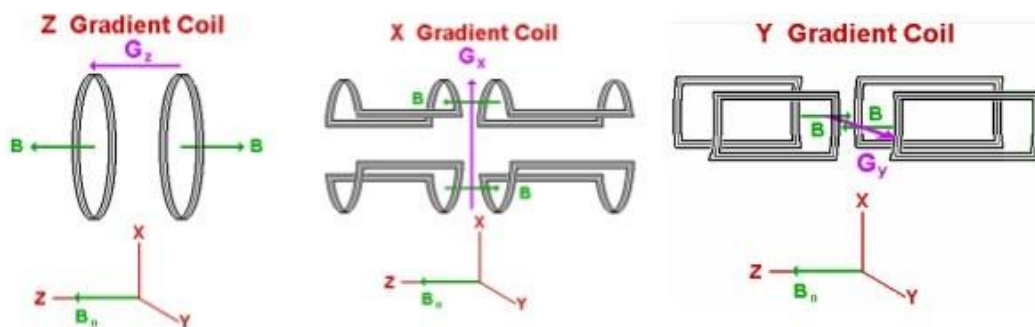
Debido a la dificultad para lograr una gran homogeneidad en el campo magnético estático, se suelen utilizar dos métodos para corregir las posibles distorsiones del campo magnético. Se denominan «homogeneización pasiva y activa». La primera consiste en introducir pequeñas piezas metálicas en el interior del imán, mientras que en la activa son unas bobinas adicionales las que crean pequeños campos magnéticos que se suman o restan al principal. El propio paciente al ser introducido en el campo magnético da lugar a pequeñas heterogeneidades, de tal forma que es habitual realizar una homogeneización activa de forma automática antes de iniciar cada exploración. (Pereda Barroeta N. , 2006, pág. 8)



Shimming pasivo: Piezas metálicas que corrigen la inhomogeneidad del campo principal

### *Bobinas de gradientes*

En los imanes selenoides<sup>2</sup> existen tres bobinas de gradiente que se ajustan en sentido coaxial en el núcleo central a temperatura ambiente. Estas bobinas crean los gradientes a lo largo de los ejes x, y, z. La profundidad del gradiente del campo magnético (cambio de campo por unidad de distancia,  $\Delta B_{\theta}/\Delta Z = G/cm$ ) influye en el espesor del corte. (Matwiyoff & Brooks, 2000, págs. 20-22)



Tipos de bobinas de gradientes según el eje de ordenadas

### *Radiofrecuencia*

La función principal del sistema de radiofrecuencia (RF) es generar y recoger las señales de RM. El sistema de RF es un transceptor integrado y controlado por ordenador. Mientras que la salida del emisor es de centenares de voltios, la entrada de tensión al receptor procedentes de la magnetización en un voxel<sup>3</sup> individual es aproximadamente igual a una décima de microvoltios ( $0,1 \mu V$ ).

Las bobinas de RF pueden utilizarse solo para emitir, sólo para recibir o para ambas funciones, como transceptores, primero emitiendo el campo  $B_1$  y, después de un retardo

<sup>2</sup> Un solenoide (del griego, «solen», 'tubo', 'conducto', y «eidos», 'en forma de') es cualquier dispositivo físico capaz de crear un campo magnético sumamente uniforme e intenso en su interior, y muy débil en el exterior. <https://es.wikipedia.org/wiki/Solenoide>

<sup>3</sup> El voxel (del inglés volumetric pixel) es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional. <https://es.wikipedia.org/wiki/V%C3%B3xel>

adecuado, para recibir la caída de inducción libre (FID)<sup>4</sup> a partir de la magnetización excitada por  $B_1$  (Matwiyoff & Brooks, 2000, págs. 23-25)

#### Antenas o bobinas de RF

Además de esta antena básica, el sistema de RF dispone de otras antenas externas al imán que se pueden conectar y desconectar. Suelen clasificar en cuatro categorías:

- Antenas de volumen: envuelven al paciente y permiten obtener una señal muy homogénea de todo el volumen explorado. Pueden ser transmisoras y receptoras, aunque la tendencia es a fabricarlas sólo receptoras.
- Antenas de superficie: están en contacto con la región que se quiere estudiar. Por su diseño permiten obtener imágenes de gran calidad en las proximidades de la misma. La señal recogida disminuye considerablemente a medida que nos alejamos de ella, por lo que su aplicación se restringe al estudio de zonas próximas a la superficie de dimensiones reducidas.
- Antenas internas: están diseñadas para obtener información de regiones que se encuentran fuera de la antena.
- Antenas phased-array: consisten en agrupaciones de antenas de pequeñas dimensiones que permiten conjugar la buena calidad de imagen que se consigue con antenas de diámetro reducido con un FOV grande. Este tipo de antenas se están utilizando para las técnicas de adquisición en paralelo, que posibilitan una reducción considerable del tiempo de adquisición de la señal manteniendo una buena calidad de imagen. (Pereda Barroeta N. , 2006, pág. 10)

---

<sup>4</sup> FID: Free Induction decay, en español caída de inducción libre



Bobina de Superficie



Bobina de Volumen



Bobina Phased-Array

## Campo Magnético

En un punto del espacio existe un campo magnético ( $B$ ) cuando, además de las fuerzas electrostáticas (fuerzas de atracción y repulsión), se ejerce una fuerza sobre los materiales magnéticos y sobre las partículas cargadas en movimiento. Dicha fuerza recibe el nombre de Inducción Magnética.

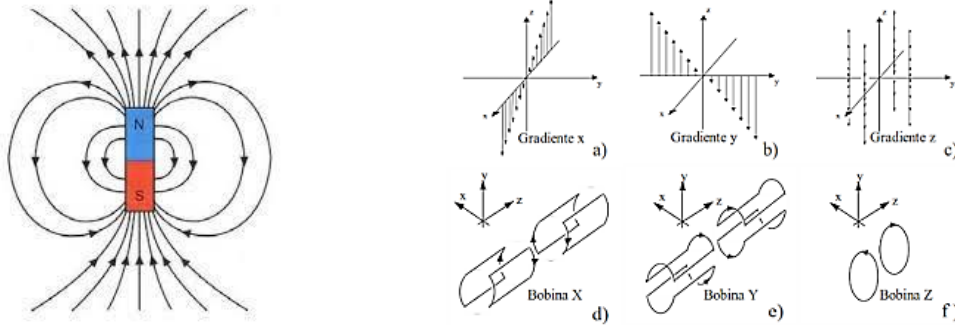
El campo magnético se representa por  $B_0$  y se trata de una magnitud vectorial. Quiere esto decir que cuando nos refiramos a él, además de su valor, habremos de hacer referencia a su dirección y sentido. (Calvo Pérez, 2014, págs. 11-12)

## Gradiente de campo

Si una magnitud varia de valor a lo largo de una dirección, diremos que existe un gradiente de la magnitud en aquella dirección. Los gradientes magnéticos son por tanto variaciones del campo magnético medidas a lo largo de una dirección.

A lo largo de una exploración RM, los gradientes magnéticos actúan durante breves instantes (del orden de los microsegundos) en momentos estratégicos. Por esto es frecuente hablar de pulsos de gradiente. (Gili, pág. 2.5)





Campo magnético

Gradientes de campo en relación a las bobinas de gradientes

## Átomo de hidrógeno

En ausencia de un campo magnético los núcleos de H del organismo se encuentran distribuidos al azar. Al situar a un paciente bajo un campo magnético los núcleos de H se van a ordenar en la dirección del mismo. (Calvo Pérez, 2014, pág. 22)

## Espín Nuclear

El espín es una propiedad intrínseca de las partículas, al igual que la carga o la masa...el cual solo puede entenderse dentro del marco de la física cuántica...

Toda partícula con espín no nulo tiene asociado un vector, momento magnético  $\mu$ , orientado en la dirección del espín, que crea un campo magnético a su alrededor.

El núcleo atómico, al estar compuesto por protones y neutrones, también posee espín, cuyo valor está en función del número de protones y neutrones que contenga...Los núcleos que van a ser activos desde el punto de vista magnético son aquellos cuyo espín resultante es distinto de cero, es decir, los que presentan un número impar de protones y/o neutrones. (Pereda Barroeta N. , 2006, pág. 3)

### *Propiedad magnética del protón*

En ausencia de campo magnético externo, el momento magnético  $\mu$  del protón está orientado en una dirección cualquiera del espacio. Cuando el protón es colocado en el seno de un campo magnético B, el vector  $\mu$  tiende a alinearse con él. (Pereda Barroeta N. , 2006, pág. 3). Éste crea dos estados cuánticos magnéticos  $\mu = \pm 1/2$ . El estado de menor energía (UP) es aquel en el que el momento magnético posee un componente paralelo al campo magnético principal. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 2)

Al aplicar un primer campo magnético (campo magnético principal) los protones se van a alinear en la dirección de este campo y van a describir un giro o movimiento de precesión con una frecuencia que dependerá de la intensidad del campo magnético principal y que será diferente en cada instalación de RM, según sea de 0.5 Tesla, 1 Tesla o 1,5 Tesla, etc., pero en una posición o fase diferente para cada protón o spin según el tejido en que se encuentre. (Limousin & Recondo, 2001, pág. 5)

### *Movimiento de Precesión y frecuencia de Larmor*

Este proceso de alineación se acompaña de un movimiento similar al de una peonza, es decir, no gira en una posición vertical exacta, sino que en el extremo del eje dibuja una circunferencia en torno a la dirección del campo magnético hasta que consigue alinearse con él. Este fenómeno se conoce como movimiento de precesión, se produce por la interacción del campo magnético externo y el campo magnético nuclear. (Mahillo Cáceres & Corbalán Sevilla, 2015, pág. 6)

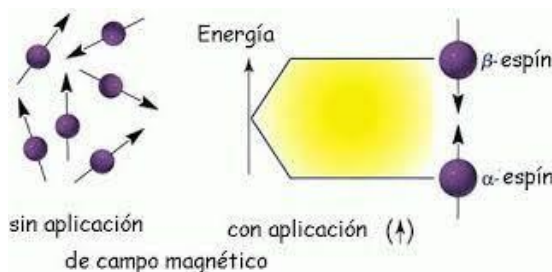
El núcleo del hidrógeno gira en un campo magnético a su propia frecuencia de resonancia, conocida como frecuencia de Larmor. La frecuencia de Larmor del núcleo de hidrogeno guarda una correlación lineal con la intensidad del campo magnético, de acuerdo con la siguiente ecuación:

2021

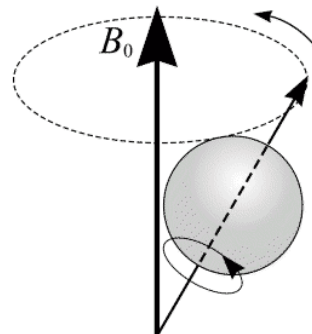
Frecuencia de precesión (o de Larmor) = intensidad del campo x constante geomagnética (Grossman & Yousem, 2007, pág. 9)

$$\text{o matemáticamente: } f_L = (\gamma/2\pi)B_0$$

Donde  $f_L$  es la frecuencia de Larmor,  $\gamma/2\pi$  es la constante geomagnética y  $B_0$  el campo magnético externo.



Propiedad magnética del protón, spin



Precesión del protón

## Excitación Nuclear

Si colocamos una antena emisora, cuando estemos emitiendo a la frecuencia exacta de la frecuencia del movimiento de precesión (frecuencia de Larmor), los núcleos son capaces de absorber energía, es decir, de entrar en resonancia. (Gili, pág. 4.1)

La RM puede detectarse sólo si se crea una magnetización transversal (perpendicular a  $B_0$ ), ya que ésta es capaz de inducir una tensión en una bobina receptora. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 3)

### *Componentes de magnetización*

En IRM el ordenador interpretará una única señal que proviene de cada voxel<sup>5</sup>. Esta señal será la resultante de todos los movimientos de precesión. (Gili, pág. 3.7)

En una muestra dada de átomos los momentos magnéticos individuales conforman una superficie en doble cono y su alineación combinada determina la magnetización neta,  $M$ .

$$M = \sum p_i \mu_i$$

Donde  $\mu_i$  es el momento magnético del estado  $i$ -ésimo y  $p_i$  su población, que sigue la estadística de Boltzmann. En el caso del hidrógeno los dos estados del núcleo son equiprobables, debido a su poca diferencia de energía. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 2)

### Longitudinal

Los protones se alinean con el campo magnético externo al que están sometidos y que habrá más protones en sentido paralelo (UP). El exceso de protones en paralelo origina un vector de magnetización o momento magnético ( $M$ ), cuya magnitud es directamente proporcional a la intensidad del campo magnético externo y tiene su misma dirección. Este vector se conoce como magnetización longitudinal, que precesiona sobre el eje del campo magnético externo a la frecuencia de Larmor.

La magnetización neta en equilibrio es paralela al eje  $z$  del campo magnético externo y se conoce como magnetización longitudinal.

El valor de este vector depende de la densidad de protones, de modo que cuantos más protones haya en el tejido estudiado, mayor será su valor. (Cáceres & Corbalán Sevilla, pág. 7)

---

<sup>5</sup> Voxel: Es una combinación de "volumen" y "pixel" donde pixel es una combinación de "imagen" y "elemento". Los Voxels se usan frecuentemente en la visualización y análisis de datos médicos y científicos. <https://educalingo.com/es/dic-en/voxel>

## Transversal

Debido a la absorción de energía (por la emisión de RF) todos los núcleos comienzan a precesar a la misma frecuencia; o sea comienzan a hacerlo en fase. Eso significa que su proyección sobre el plano xy adquiere su valor máximo. Es decir, aparece una magnetización transversal. (Calvo Pérez, 2014, pág. 32)

## Relajación nuclear

Una vez finalizada la emisión de RF, la magnetización va a volver a su posición inicial mediante un proceso de liberación energética denominado relajación. Ésta se produce ya que los núcleos desprenden el exceso energético que han absorbido al entrar en resonancia.

El retorno a la posición de equilibrio de la magnetización produce unas modificaciones de campo magnético que pueden ser recogidas mediante una antena receptora ya que las variaciones de campo magnético inducen una señal eléctrica con la que se obtendrán las imágenes en RM.

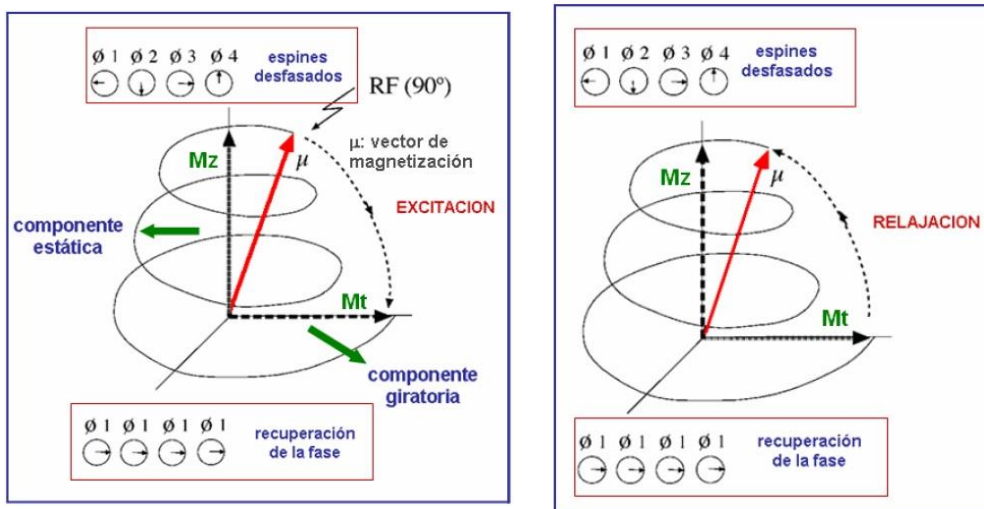
Después de enviar un pulso de radiofrecuencia, la relajación de la Magnetización induce una señal eléctrica en la antena receptora conocida por FID (Free Induction Decay) La FID es una señal senoide amortiguada. La frecuencia de la senoide es la frecuencia de precesión impuesta por el valor del campo magnético durante la relajación (Gili, págs. 5.1-5.2)

### *Relajación Longitudinal (T1):*

Recuperación de la magnetización en el eje longitudinal Mz. Recibe también el nombre de relajación spín-red. Representada gráficamente es una curva exponencial creciente regulada por una constante denominada T1.

*Relajación Transversal (T2):*

Desaparición de la magnetización en el plano transversal Mxy. Se la denomina también relajación spín-spín. Representada gráficamente es una curva exponencial decreciente regulada por una constante denominada T2 (Calvo Pérez, 2016, pág. 102)



Proceso de excitación

Proceso de relajación

**Selección de corte**

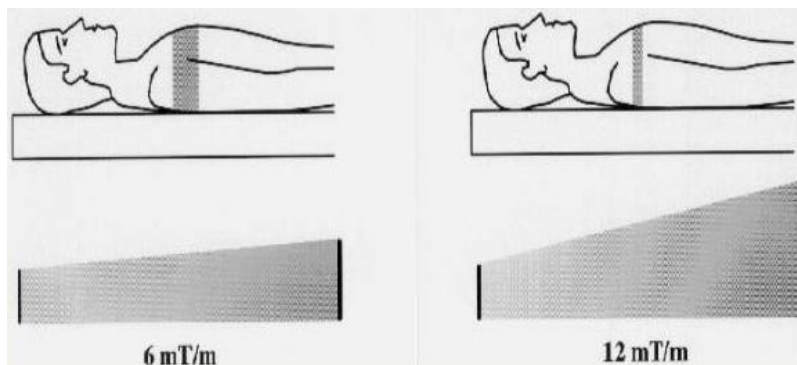
Mediante tres pares de bobinas que crean los gradientes magnéticos en las tres direcciones del espacio, se pueden lograr no solamente tomografías transversales, sagitales o coronales, sino en cualquier dirección del espacio. (Gili, pág. 7.2)

Para excitar uno de los planos, y que los núcleos del mismo entren en resonancia, bastará con emitir la RF a la frecuencia de precesión de los núcleos de ese plano. Los planos adyacentes no entrarán en resonancia.

Si deseamos excitar, ahora, uno de los planos adyacentes bastará con cambiar la frecuencia de emisión y hacerla coincidir con la frecuencia de resonancia de los núcleos del plano. (Calvo Pérez, 2014, págs. 60-61)

El establecimiento de un gradiente magnético implica que en el espacio ocupado por el voxel exista una variación de frecuencias. Por tanto, cada voxel vendrá determinado por un intervalo de frecuencias centrado alrededor de una frecuencia media de resonancia.

El grosor del plano de corte puede regularse manteniendo la amplitud del pulso de radiofrecuencia, variando el valor del gradiente. Lo cual consiste simplemente en modificar las intensidades de las corrientes que pasan por las bobinas. (Gili, págs. 7.3-7.4)



Selección del grosor de  
corte al variar la  
amplitud del valor del  
gradiente

## Espacio k

Para que se pueda construir la imagen, los ecos recibidos del paciente se insertan y ordenan en una matriz de datos crudos, sin procesar, llamada espacio K o espacio de Fourier. La información del espacio K está expresada en coordenadas de frecuencias, y mediante la utilización de cálculos matemáticos complejos (transformada de Fourier) estas frecuencias se convierten en datos binarios que el ordenador será capaz de transformar en una imagen. (Soria Jerez, 2015, pág. 41)

### *Transformada de Fourier*

La transformada de Fourier descompone la señal o curvas en una distribución de ondas seno y coseno de diferentes frecuencias. Esta transformada de Fourier evalúa la correspondencia entre una curva y ondas sinusoidales de una frecuencia determinada.

Esta tiene una inversa oportunamente llamada transformada de Fourier inversa. Una transformada de Fourier inversa en dos dimensiones (2D) reconstruye una imagen de RM 2D a partir de un espacio K 2D. La transformada de Fourier inversa se aplica a modo de numerosas transformadas de Fourier inversas independientes, aplicadas a su vez a la colección de muestras en cada fila del espacio K y, después, a la serie de muestras de cada columna. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 8)

### *Codificación de Frecuencia*

La codificación de frecuencia resuelve la información espacial en una dirección de una imagen de RM, manteniendo un gradiente de campo magnético mientras se mide cada señal de RM.

El gradiente de codificación de frecuencia dispersa la frecuencia de Larmor en un intervalo suficientemente amplio para diferenciar 128 o 246 posiciones diferentes en una dirección... Como consecuencia, el gradiente de codificación de frecuencia afecta a la frecuencia de las señales de RM de los tejidos en las diferentes posiciones de la dirección de codificación de frecuencia. Estas señales no se detectan por separado, sino que forman una señal de RM compuesta que se conoce por eco. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 11)

### *Codificación de Fase*

La llamada dirección de codificación de fase es perpendicular a la dirección de codificación de frecuencia. La fase se codifica en forma de señales de RM mediante breves pulsos de gradiente de campo magnético antes de muestrear cada eco. El pulso



de gradiente de codificación de fase tiene una amplitud diferente antes de cada señal de RM, de manera que puedan llenarse filas distintas del espacio k. (Wood & Wehrli, 2000, pág. 11)

### *Formas del llenado del espacio K*

En imágenes de Fourier convencionales, cada fila del espacio k contiene un eco después de un pulso de gradiente de codificación de fase diferente. Sin embargo, algunas técnicas de RM se saltan filas, pasan adelante y atrás por las filas y las columnas o incluso producen muestras de datos que no caen exactamente en la matriz rectangular del espacio k. La secuencia de frecuencias espaciales generadas durante la adquisición de datos se conoce por trayectoria del espacio k. (Wood & Wehrli, 2000, págs. 10-11)

Secuencia Standard: Regulada por los valores consecutivos del gradiente de codificación de fase, desde los valores mayores positivos a los mayores negativos. Esta forma de llenado puede utilizarse en Secuencias Spin-Eco (SE).

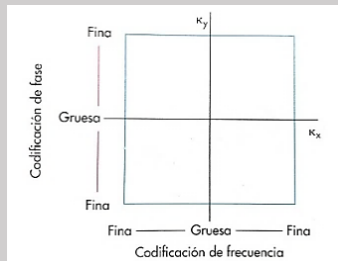
Secuencial Scrolling: Empieza el llenado por la parte central.

Llenado concéntrico: Utilizado en secuencias gradiente Eco

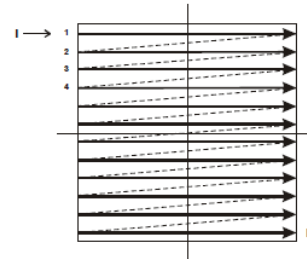
Llenado segmentado: El espacio k se divide en franjas o segmentos. Esta forma de llenado se utiliza en secuencias Fast-Turbo Spin eco.

Llenado en zig-zag: Utilizada en secuencias eco-planar (EPI).

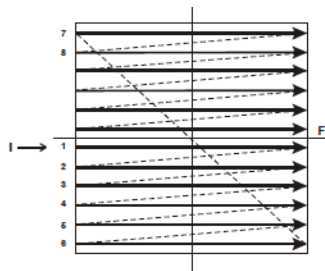
Llenado en espiral: Técnica empleada para estudios dinámicos con contraste. (Gili, págs. 10.11-10.16)



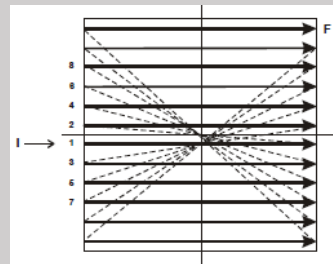
Espacio k con influencias de las regiones en las propiedades espaciales



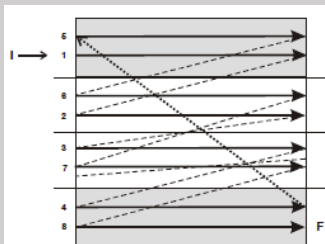
Llenado del espacio K, secuencial standard



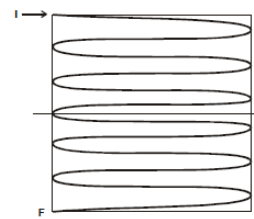
Llenado del espacio K, secuencial con scrolling



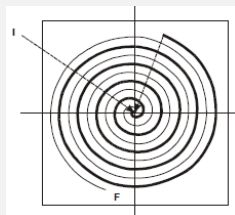
Llenado del espacio K, concéntrico



Llenado del espacio K, segmentado



Llenado del espacio K, zig-zag



Llenado del espacio K en espiral

## Imagen

Por lo general las exploraciones se diseñan a partir de tomografías rápidas (scout view o escanogramas) obtenidas inicialmente en las tres direcciones del espacio. (Gili, pág. 7.4)

Hay diversos parámetros extrínsecos o técnicos, los más básicos son: tiempo de repetición (TR), es el tiempo que transcurre entre un pulso de radiofrecuencia y el siguiente; tiempo de eco (TE), es el tiempo que transcurre entre el pulso de radiofrecuencia y la recogida del eco; ángulo de inclinación (flip angle), es el ángulo que indica el vector de magnetización longitudinal; tiempo de inversión (TI), es el tiempo que separa el pulso inicial de  $180^\circ$  del pulso de  $90^\circ$ . (Rodríguez García & Núñez Moreno, 2015, pág. 15)

### *Tipos de imágenes*

#### Potenciado en T1

En este tiempo, llamado T1, el espín interactúa con el entorno que le rodea, y por ello cada tejido tiene un T1 diferente.

El T1 no sólo depende del tejido (tiene relación directa con la tasa de crecimiento de la magnetización longitudinal), sino también de la fuerza del campo magnético. Así, a mayor fuerza del campo magnético, más lenta es la relajación T1.

Cuando el T1 es corto, hay más señal de RM y el contraste es más brillante. Por tanto, los tejidos con mayor facilidad para la liberación energética serán los primeros en alcanzar la magnetización longitudinal. Así pues, cada tejido tiene una tasa de crecimiento de la magnetización longitudinal, que se expresa en una curva exponencial creciente, determinando un tipo de contraste en la imagen. (Rodríguez García & Núñez Moreno, 2015, págs. 13-14)

Las imágenes potenciadas en T1 se obtienen mediante un TR y un TE cortos. (Zauner & Jakubik, 2006, pág. 15)

### Potenciado en T2

El tiempo de relajación T2 ocurre cuando los espines pierden su coherencia o fase de precesión por las interacciones entre ellos. Al cesar el pulso de radiofrecuencia de 90° se inicia el desfase y empieza a decrecer la señal de RM.

En los diferentes tejidos los espines difieren en su desfase y tienen un T2 específico, que se representa en curva exponencial decreciente.

El T2 largo da más señal RM y es un contraste brillante. (Rodríguez García & Núñez Moreno, 2015, pág. 14)

Se obtendrá una imagen potenciada en T2 cuando el TR y el TE sean largo, ya que el tejido con un T2 más corto se desfazará con mayor rapidez que el tejido con un T2 más largo. (Zauner í Jakubik, 2006, pág. 15)

### Densidad Protónica (DP):

Tiene relación directa con el número de protones por volumen en cada tejido, a más protones, más señal. (Rodríguez García & Núñez Moreno, 2015, págs. 14-15)

Las imágenes potenciadas en densidad protónica obtenidas mediante secuencias estándar se caracterizarán por tener un TR largo y un TE corto. (Zauner í Jakubik, 2006, pág. 15)

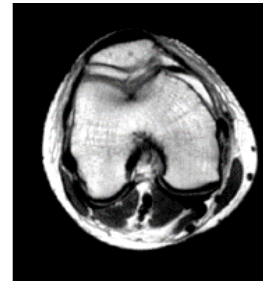
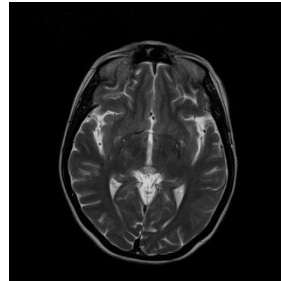
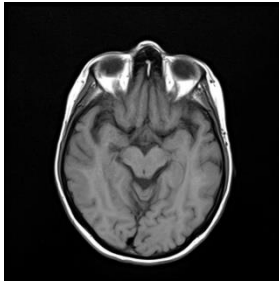
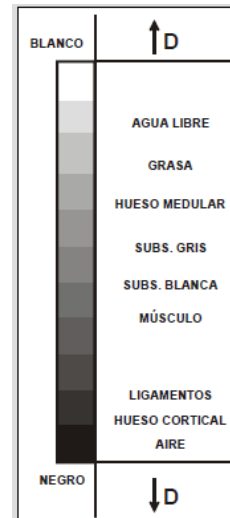
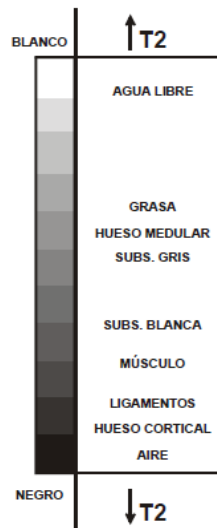
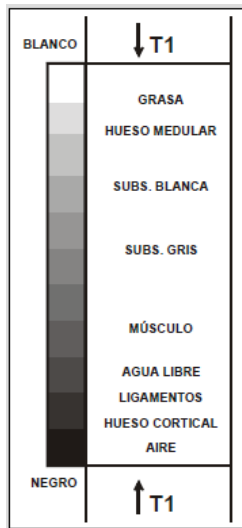


Imagen potenciada en T1    Imagen potenciada en T2    Imagen potenciada en DP



Comparativa de escalas de densidades según su potenciación

## Secuencias básicas

### *Spin eco*

La secuencia más elemental es la secuencia espín-eco, eco de espín o SE. El esquema básico de la misma consiste en un pulso de excitación inicial de 90° para inclinar el vector de magnetización longitudinal al plano transversal, seguido de uno o dos pulsos de refase de 180° para obtener uno o dos ecos respectivamente. (Lafuente Martínez & Hernandez Moreno, 2004, pág. 10)

El ciclo de pulsos comienza con un pulso de excitación de  $90^\circ$  que inclina el vector de magnetización al plano transversal (en ocasiones, puede ser mayor o menor de  $90^\circ$ ). Posteriormente, se aplican uno o dos pulsos de  $180^\circ$  para refasar los protones y como consecuencia la señal y obtener uno o dos ecos, respectivamente. Conjuntamente con el pulso de excitación de  $90^\circ$  se aplica un gradiente de campo para obtener una excitación selectiva de un plano de la muestra (selección de corte). En este instante el vector de magnetización es máximo en el plano xy y mínimo en el eje z dentro del sistema de coordenadas giratorio del momento magnético de los núcleos. Inmediatamente después del pulso de excitación comienza la caída de inducción libre (FID) haciendo que, a medida que pasa el tiempo, la señal se extinga debido a la incoherencia en la rotación de los protones por alteraciones en el campo magnético (desfase). El desfase se produce porque la velocidad de precesión en diferentes posiciones de la muestra (en este caso dentro de un vóxel) es diferente. Posteriormente, en un momento del ciclo seleccionado por el operador, se aplica un pulso de  $180^\circ$  y se invierten todos los vectores. A partir de ese instante los núcleos tienden a reagruparse por sus diferencias en las velocidades de precesión produciendo lo que se conoce como «eco de espín». Transcurrido un tiempo igual a la separación entre el pulso de  $90^\circ$  y el de  $180^\circ$ , el eco muestra un máximo en la intensidad debido a que el momento magnético de todos los núcleos vuelve a estar en fase. Inmediatamente después del refase el proceso continúa y el nuevo desfase determina la porción distal descendente del eco. (Lafuente Martínez, Vaquero López, & Sanchez González, 2006, págs. 33-34)

### *Inversión recuperación (IR)*

Se caracterizan por el uso inicial de un pulso invertido de  $180^\circ$ , que revierte la magnetización de los tejidos en sentido antiparalelo. Se genera una fuerte ponderación en T1, dado que la recuperación de la magnetización longitudinal parte de un valor doble y pasa por un valor nulo antes de su recuperación. El objetivo es incrementar las

diferencias del T1 de los tejidos y anular la señal en algunos de ellos, potenciando los T2; el agua da una señal alta. (Mahía Cures, 2015, pág. 61)

La aplicación del pulso de inversión cuando el vector de un tejido está pasando por 0, en el que su magnetización longitudinal tiene un valor 0, suprime su señal. Esta posibilidad es útil para eliminar la señal de tejidos con un TI muy corto como, por ejemplo, la grasa. Esta variante de la secuencia IR se denomina STIR (del inglés Short Time Inversion Recovery) o inversión recuperación con un tiempo de inversión corto. Utilizando un TI largo también se puede eliminar la señal de tejidos con un T1 largo como, por ejemplo, el líquido cefalorraquídeo (LCR). Esta secuencia se denomina FLAIR. (del inglés Fluid Attenuated Inversion Recovery) (Lafuente Martínez & Hernandez Moreno, 2001, pág. 11)

### *Eco gradientes (EG)*

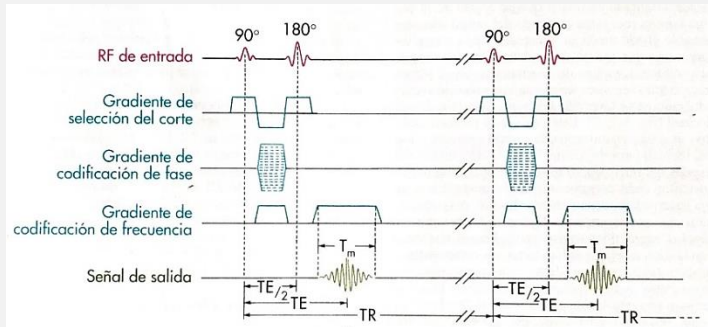
La idea básica del empleo de estas secuencias consiste en sustituir los pulsos de recuperación de fase de 180 grados utilizados para formar ecos en las secuencias de SE por inversiones de gradientes, en particular de codificación de frecuencia. (Hendrick, 2000, pág. 57)

### *Secuencias turbo*

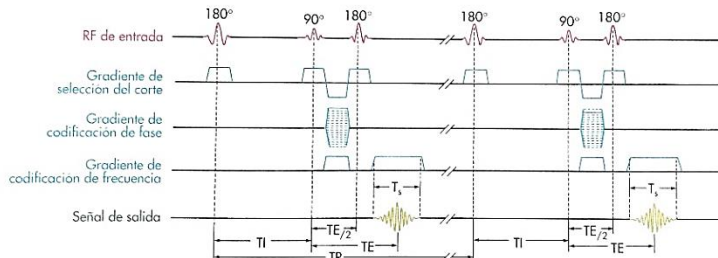
La secuencia turbo espín-eco (TSE) o fast spin-echo (FSE) es una secuencia rápida desarrollada comercialmente a partir de la secuencia RARE<sup>6</sup>, como modificación de la secuencia SE multieco. El ciclo de pulsos de esta secuencia se caracteriza por la aplicación de un pulso de excitación de 90°, igual que en SE, y la posterior formación de dos o más ecos de espín producidos por pulsos de refase de 180°. (Lafuente Martínez & Hernandez Moreno, 2001, pág. 12)

---

<sup>6</sup> Secuencia RARE: Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement, también conocida como RSE (Rapid Spin Echo), FSE (Fast Spin Echo). <http://www.resonancia-magnetica.org/ch/08-02.html>

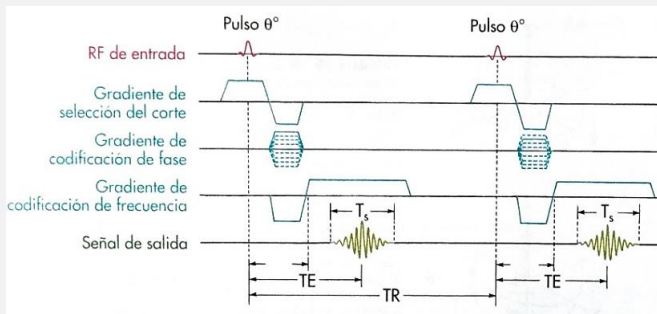


Spin eco

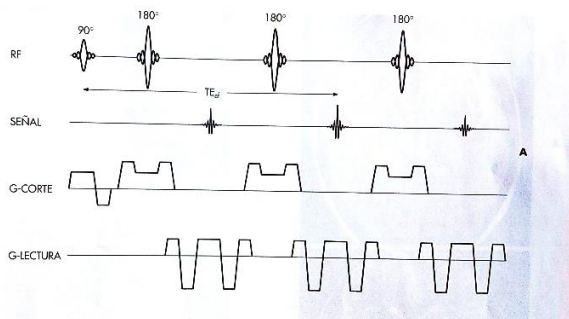


Inversión recuperación

FIGURA 4-13 Secuencias de pulsos de recuperación de inversión (RI).



Eco gradientes



Secuencias turbo (FSE)



## Espectroscopia

Mediante la espectroscopía con RM se pretende explorar el entorno químico del cerebro sin invadirlo físicamente. Es posible generar mapas de metabolitos y utilizarlos para explorar lesiones patológicas. (Grossman & Yousem, 2007, pág. 22)

La diferencia fundamental entre la RM y la espectroscopía por resonancia magnética (ERM) reside en que la primera se obtiene de la señal de los protones de agua adquirida en presencia de un gradiente de campo magnético, mientras que la señal de ERM se produce a partir de metabolitos de concentración muy inferiores y, normalmente, en ausencia de un gradiente de campo.

La frecuencia de la señal de resonancia magnética nuclear (RMN) viene determinada por los dos factores siguientes: 1) la constante giromagnética, una propiedad intrínseca del núcleo en cuestión y 2) la intensidad del campo magnético en la posición del núcleo. La frecuencia observada (de Larmor) de un núcleo determinado es proporcional a la intensidad del campo magnético en la posición de dicho núcleo.

Este campo magnético está dominado principalmente por el campo externo ( $B_0$ ) aplicado por el imán. Sin embargo, el campo magnético detectado por el núcleo es función también de los electrones cercanos que lo rodean, así como de los átomos adyacentes. Esta interacción de los electrones con el campo externo, que altera el campo en la posición del núcleo, se conoce por desviación química. Por tanto, para un campo externo dado, las diferencias químicas entre los núcleos de cada especie hacen que éstos entren en resonancia a frecuencias ligeramente distintas, de lo que resultan frecuencias de RMN diferentes y picos separados en el espectro de RMN. (Matson & Weiner, 2000, págs. 181-182)

Las aplicaciones biológicas y médicas fueron desarrolladas a principios de los '70 con la introducción de la imagen por RM y la espectroscopia por RM en el tejido biológico. Su aplicación in vivo fue una realidad ya a principios de los años '80 con la introducción de imanes de cuerpo entero con suficiente potencia de campo magnético y homogeneidad.

Los estudios se centraron en el núcleo del fósforo ( $P^{31}$ ), el más reproducible en ese momento, desarrollando métodos específicos para la localización espacial del mismo en estudios de espectroscopia mediante RM con aplicaciones en patología neurológica, como el ictus o los tumores cerebrales. El problema que se planteó con este elemento era la baja sensibilidad debido a la escasa concentración del mismo en el organismo.

Esto cambió radicalmente con la realización de estudios espectroscópicos dirigidos a la valoración de otros elementos químicos, en concreto el hidrógeno,  $H^1$ , material muy abundante en el agua y por tanto en el organismo, que posibilita una mayor relación señal / ruido (SNR). (Hernandez Rodríguez, y otros, 2016, pág. 2)

Para obtener un espectro adecuado es necesario suprimir las señales de los protones del agua y de la grasa que, debido a su gran concentración en los tejidos, determinan señales que son hasta diez mil veces mayores que las de los metabolitos a estudiar. Las señales de los metabolitos son muy débiles y pueden ser encubiertas por el ruido de base, por lo que en la  $^1H$ -ERM (espectroscopia por resonancia magnética de protones) se deben usar "voxels" más grandes que los empleados en la RM de imágenes diagnósticas. (Huete & López, 2002)

### *Metabolitos*

La concentración regional de los metabolitos varía a lo largo del parénquima, detectando diferencias entre cerebelo, cerebro, tronco del encéfalo y estructuras grises profundas y por supuesto entre la sustancia gris y la sustancia blanca.

Existen incluso diferencias entre distintos individuos, por lo que en muchas ocasiones lo ideal es comparar el espectro del voxel de interés con otro de similar localización en parénquima normal. También conviene destacar que la concentración de metabolitos cambia a lo largo del proceso de envejecimiento normal del cerebro, siendo más abundante la cantidad de mioinositol en los primeros años de vida, la colina en la edad adulta y el NAA en la tercera edad. (Hernandez Rodríguez, y otros, 2016, pág. 5)

Los principales metabolitos de interés clínico detectados en <sup>1</sup>H-ERM son:

- **Residuos N- acetilados como el N-acetil aspartato (NAA)** que disminuye en caso de daño o pérdida neuronal.
- **Colina (Cho)**, cuyo incremento refleja proliferación celular;
- **Creatina (Cr)**, utilizada como referencia para cocientes metabólicos (ej: NAA/Cr), se relaciona con reserva de fosfatos de alta energía y aumenta en estados de hipometabolismo y viceversa.

Está implicada en la síntesis y destrucción de membranas celulares, por lo que se ve incrementada en estados de hiper celularidad (neoplasias primarias y secundarias) y en patologías que cursan con alteraciones en recambio de membrana (esclerosis múltiple, leucodistrofias). También aumenta en el cerebro en desarrollo. Se encuentra disminuida en los eventos vasculares, la demencia y la enfermedad hepática.

- **Lactato (Lac)**, que aumenta en estados hipóxicos o anóxicos;
- **mioinositol (mI)**, relacionado con la transducción de señales y precursor del ácido glucurónico, su elevación se asocia a gliosis y astrocitosis reactiva.
- **Complejo Glutamato-glutamina-GABA-Aspartato (Glx)**, metabolitos que resuenan juntos, se comportan como neurotransmisores y pueden verse alterados en patologías metabólicas. El glutamato es el aminoácido más abundante en el encéfalo del ser humano.

- **Alanina (Ala)**, asociada de manera característica con los meningiomas.
- **Lípidos (Lipx)**, cuya presencia es anormal y otros, como acetato, succinato, etc. que se relacionan con enfermedades infecciosas.
- **Taurina**, scilloinositol, glucosa. (Hernandez Rodríguez, y otros, 2016, págs. 5-8)

El análisis de los espectros de RM incluye normalmente el cálculo de las siguientes propiedades:

1. Centro de la frecuencia de resonancia para el pico en cuestión, que suele ofrecerse referido a un cierto estándar interno o externo con una frecuencia de resonancia que permanece relativamente invariante.
2. Altura de pico
3. Anchura de línea a media altura, que indica la nitidez del pico
4. Área del pico, que representa el área total abarcada por éste y que es proporcional a la concentración de la especie que lo produce, siempre que el experimento se repita con suficiente lentitud (es decir, en condiciones de completa relajación)
5. Forma del pico, que puede ser Lorenziana, Gaussiana o una combinación de ambas; y simetría o asimetría del pico
6. Multiplicidad de la resonancia, originada por acoplamiento espín-espín, de forma que la resonancia pueda estar constituida por varios picos.

En los espectros de RM se utilizan, entre otras, las siguientes convenciones y nomenclatura:

La dirección ascendente del campo es a la derecha (frecuencias menores), y la descendente, a la izquierda.

Las resonancias ascendentes se dice que están protegidas y las descendentes desprotegidas.

Las desviaciones químicas en parte por millón son positivas hacia la izquierda, y el punto cero se sitúa en la frecuencia de resonancia de cada compuesto.

Se usa tetrametilsilano (TMS) para  $^1\text{H}$  (con agua ( $\text{H}_2\text{O}$ ) a temperatura ambiente cerca de 4,8 ppm) (Matson & Weiner, 2000, pág. 182)

### *Valores Normales*

Metabolito	Abreviatura	Localización (ppm)
<b>Lactato</b>	Lact	1,32
<b>Alanina</b>	Ala	1,47
<b>N-acetil aspartato</b>	NAA	2,02
<b>Glutamato</b>	Glx	2,2-2,4
<b>Glutamina</b>	Glx	3,6-3,8
<b>Lípidos</b>	Lip (Lipx)	0,9-1,3
<b>Creatinina</b>	Cr	3,03
<b>Colina</b>	Cho	3,20
<b>Scyllo-inositol-Taurina</b>	sl	3,35
<b>Taurina</b>	Tau	3,43
<b>Glucosa</b>		
<b>Myo-inositol</b>	ml	3,56
<b>Glicina</b>	Gly	3,55

(Hernandez Rodríguez, y otros, 2016, págs. 5-8)

### *Aspecto técnico*

Las técnicas de  $^1\text{H}$ -MRS incluyen el voxel único (SV o single voxel) y la multivoxel o chemical shift imaging (CSI), las cuales usan esquemas de selección de volumen que son basados en la técnica eco de espín (SE) o modo de adquisición con eco estimulado

(STEAM) con la diferencia de que la técnica CSI utiliza gradientes de codificación de fase en una (1D CSI), dos (2D CSI) o tres (3D CSI) dimensiones. Las secuencias multivoxel requieren de tiempos de adquisición y de procesamiento mayores, aunque ofrecen la posibilidad de analizar mayores volúmenes de tejido, subdivididos en pequeños volúmenes o voxels. Las ventajas de la técnica STEAM son la observación de metabolitos con tiempos de relajación T2 cortos o con efecto de acoplamiento entre núcleos de hidrógeno por tiempos de eco corto y la mayor efectividad en la saturación del agua. Las desventajas de esta técnica son su alta sensibilidad al movimiento, a la difusión<sup>7</sup>, al efecto cuántico<sup>8</sup> y la pérdida de intensidad de señal que puede ser compensada con el aumento en el número de promedios de señal. La técnica SE utiliza tiempos de eco más largos y permite la visualización de metabolitos con tiempos de relajación más largos. Además, es menos sensible al movimiento, a la difusión y al efecto cuántico. El uso de técnicas eco-planares (PEPSI = imagen espectroscópica ecoplanar) permite la obtención más rápida de estudios multivolumétricos y ha sido utilizada en los estudios de espectroscopia funcional. La elección sobre la técnica que debe ser usada depende de cada caso en particular. La técnica CSI permite evaluar la lesión y el tejido alrededor de esta en una misma sesión. (Londoño, Arbeláez, & Ascencio, 2006)

El experimento de localización de espectroscopia con resolución de puntos (PRESS) consiste en una secuencia de pulsos de 90-180-180 grados, donde cada pulso se aplica en presencia de un gradiente ortogonal de forma que el eco final procede de la intersección de los planos. A diferencia de la técnica STEAM, en la secuencia PRESS se conserva la señal completa.

---

<sup>7</sup> Difusión: Debido a la agitación térmica, las moléculas de agua libre, se encuentran en continuo movimiento, por lo que su posición y orientación espacial cambian de forma aleatoria; esto es conocido como movimiento Browniano o difusión molecular. <https://www.medigraphic.com/pdfs/arcneu/ane-2009/ane091h.pdf>

<sup>8</sup>Referencia global de la teoría cuántica y no a un aspecto particular de la misma. Teoría que supone la dualidad onda, partícula.

En la actualidad, la mayoría de los experimentos de espectroscopia del encéfalo humano con tiempos TE cortos se realizan con STEAM, mientras que cuando los valores de TE son más largos se prefiere normalmente la secuencia PRESS. (Matson & Weiner, 2000, pág. 184)

### Aplicaciones clínicas

Las aplicaciones clínicas de la MRS (del inglés Magnetic resonance spectroscopy) se limitan a la evaluación de focos epilépticos, a la posibilidad de predecir neoplasias a partir de otras causas de señales cerebrales anormales, a la distinción entre la necrosis por radiación y las neoplasias recidivantes, a la definición de las alteraciones de la sustancia blanca y su extensión, a la evaluación de las anomalías metabólicas, y a la caracterización de masas cerebrales.

Hemos incluido una tabla con diferentes compuestos identificables mediante la MRS y su relación con distintos estados patológicos.

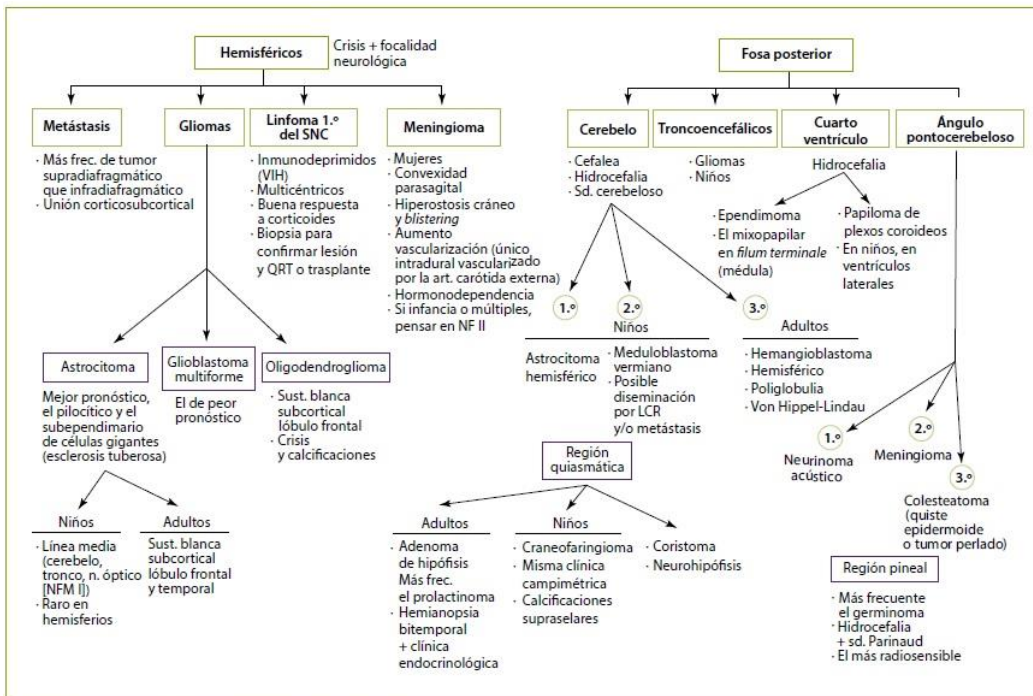
2021

Tabla 1-5 Diferentes compuestos identificables en la RMS y su asociación a distintos procesos patológicos

	ml	Cho	Cr	Glx	NAA	Lac	Lípidos	Alanina
<b>Tumores cerebrales</b>								
De grado bajo	+	+			-			
De grado alto	++	+++			---	+	+	
Necróticos/tratados			-		---	+?	+	
Meningiomas		+	--					
Focos epilépticos		+?			-	+	*	
Trastornos mitocondriales					-		+?	
<b>Accidentes cerebrovasculares</b>								
Agudos					-	+		
Crónicos		+/-	-		---	+?	+?	
HIE (asfixia neonatal, semi-ahogamiento, intoxicación por CO)					-	+		
<b>Trastornos desmielinizantes</b>								
Agudos	++	++			-		+	
Crónicos			-		-			
<b>Varios</b>								
ALS					-			
Alzheimer	+	+?						
Enfermedad de Canavan					++			
Deficiencia de creatinina (GAMT)			---					
Quistes/CSE			-		-		+?	
Hemorragias**								
Encefalopatías hepáticas			-		+			
Encefalopatías por VIH			+		+			
Infecciones/inflamaciones					-		+?	
Traumatismos					-			

En Blanco o ? : no es una observación constante.  
\* Durante el accidente cerebrovascular o inmediatamente después.  
\*\* Líneas muy anchas debido a productos sanguíneos paramagnéticos.  
+ Aumentado.  
- Reducido.  
(Saludos de Peter Barker, D. Phill)

(Grossman & Yousem, 2007)



(Pastor Escartín, Sáez Alegre, & Amosa Delgado, 2019)

Figura 1. Diagnóstico diferencial por localización del tumor



Se han reconocido tres tipos de aplicaciones de los estudios espectroscópicos mediante RM en el diagnóstico de patología cerebral.

Las APLICACIONES CLASE A son aquellas que han demostrado ser útiles en pacientes individuales. Se trata del estudio de las neoplasias y de los errores congénitos del metabolismo.

Las APLICACIONES CLASE B son aquellas que han demostrado ser ocasionalmente útiles en pacientes individuales. Engloban estados de isquemia/hipoxia y epilepsia.

Por último, las APLICACIONES CLASE C son aquellas útiles principalmente en determinados grupos de pacientes, por lo que se encuentran en investigación. Incluyen el neuro-SIDA e infecciones oportunistas, enfermedades neurodegenerativas (Alzheimer, Parkinson y parkinsonismos, enfermedad de Huntington, ELA), Esclerosis Múltiple, encefalopatía hepática, traumatismo craneoencefálico (TCE) y la enfermedad psiquiátrica (esquizofrenia, trastorno bipolar, ansiedad, abuso de drogas). (Hernandez Rodríguez, y otros, 2016)

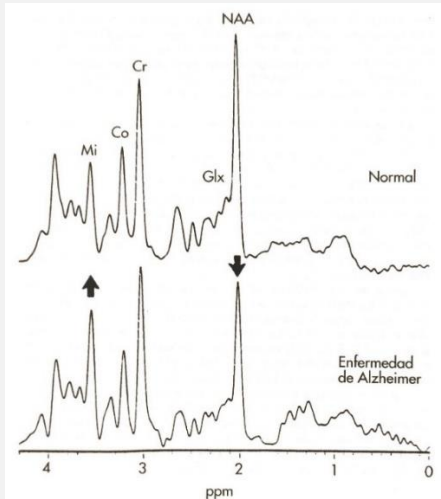
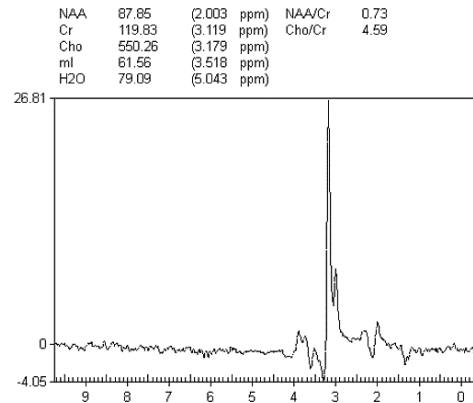
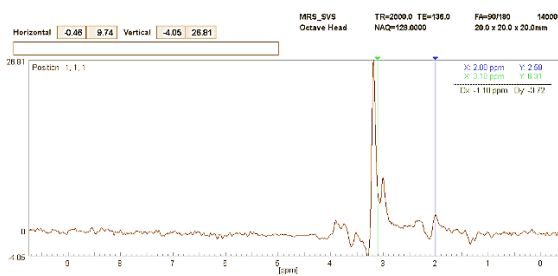


FIGURA 9-24 Espectros de RM de <sup>1</sup>H de la corteza occipital (sustancia gris) de un paciente con enfermedad de Alzheimer probable comparados con un sujeto normal de edad semejante. Los picos de creatina (Cr) están aumentados y suministran una medida relativa de la concentración de metabolitos individuales. (De referencia 455.)

Espectro Normal comparado con un espectro de Alzheimer



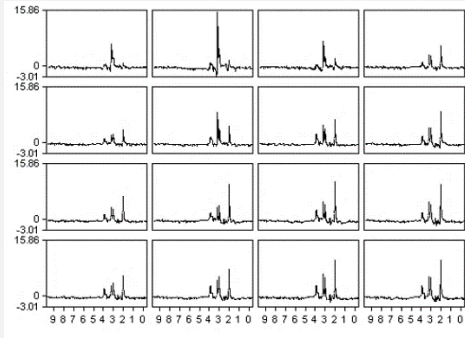
Espectro monovoxel largo de paciente con astrocitoma (tipo particular de glioma)



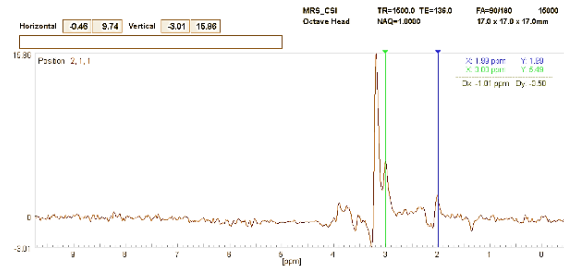
Monovoxel largo curva (mismo paciente)

Curve Analysis							
Position		Voxel Size: 20.0 x 20.0 x 20.0mm			Real part		
Metabolite	Peak Pos.	Peak Height	Half Width	Area	S.D.	Area(fit)	Height(fit)
NAA	2.00	2.6	0.22944	86.0	1.17	87.85	3.87
Cr	3.12	9.7	N/A	119.8	2.36	119.83	N/A
Cho	3.18	26.8	0.09296	366.9	10.96	550.26	32.70
ml	3.52	-0.3	N/A	27.2	0.80	61.56	2.86
H2O	5.04	-0.5	N/A	79.1	0.18	79.09	N/A
NAA/Cr	N/A	N/A	N/A	0.717	N/A	0.733	N/A
Cho/Cr	N/A	N/A	N/A	2.98	N/A	4.59	N/A

Monovoxel largo análisis (mismo paciente)



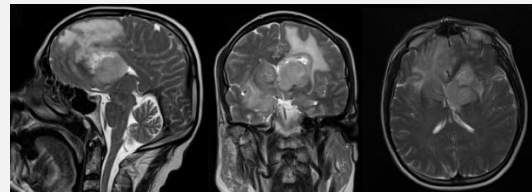
Multivoxel (mismo paciente)



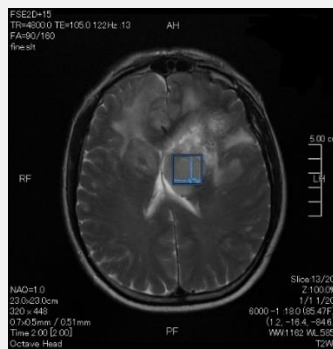
Multivoxel curva (mismo paciente)

Curve Analysis							
Position	Voxel Size: 17.0 x 17.0 x 17.0mm			Real part			
Metabolite	Peak Pos.	Peak Height	Half Width	Area	S.D.	Area(fit)	Height(fit)
NAA	2.00	2.1	0.12564	62.3	0.93	56.13	3.18
Cr	3.12	6.3	N/A	94.4	1.62	94.44	N/A
Cho	3.18	15.9	N/A	232.7	6.73	326.76	20.02
ml	3.63	0.2	N/A	18.3	0.62	22.85	1.78
H2O	4.75	-0.3	N/A	42.0	0.11	41.99	N/A
NAA/Cr	N/A	N/A	N/A	0.737	N/A	0.665	N/A
Cho/Cr	N/A	N/A	N/A	2.76	N/A	3.86	N/A

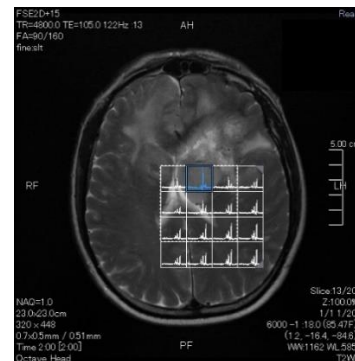
Multivoxel análisis (mismo paciente)



RMN cerebro del paciente, AX, CO, SG



Posición espectro monovoxel largo  
(mismo paciente)



Posición espectro multivoxel (mismo  
paciente)

## Rol del técnico radiólogo

El técnico radiólogo o licenciado en diagnóstico por bioimágenes se encarga de obtener imágenes diagnósticas de la mayor calidad posible a través de diferentes pruebas radiológicas. Junto al médico radiólogo podrá diagnosticar correctamente al paciente.

Las imágenes diagnósticas son fundamentales para que el equipo médico pueda ver con una precisión la situación física de los pacientes, descartar afecciones o detectar posibles complicaciones de salud. Estas pueden ser rayos X, ecografías, resonancias magnéticas, estudios de medicina nuclear o tomografías computarizadas. (Universia, 2020).

### **Análisis de la adquisición**

En lo que sigue, presentaremos un análisis sencillo de las variables que un operador<sup>9</sup> de un equipo clínico común puede modificar en la obtención de un espectro de hidrógeno. La idea es presentar las posibles modificaciones que aparecerán en el espectro al variar estos parámetros.

En un espectro monovoxel, los cuatro parámetros más importantes son:

#### *1- Secuencia de adquisición*

Como se describió antes existen dos secuencias STEAM y PRESS distintas, en general se utiliza la secuencia STEAM para tiempos TE cortos (30 a 60 ms) y voxels grandes por la energía que se deposita en el voxel. La secuencia PRESS es para voxel estándar (2x2x2 cm - 8 cm<sup>3</sup> o quizás de 1,5x1,5x1,5 cm) y tiempos TE largos (130 o 270 ms por ejemplo). Por el tipo de secuencia, la relación señal ruido es mejor en el PRESS que en STEAM en un orden de 2, pero la definición de bordes es mejor en STEAM.

---

<sup>9</sup> Término legal que suelen utilizar las instituciones para referirse a los técnicos y Licenciados en bioimágenes

## 2- Cantidad de adquisiciones

En todo proceso de digitalización, la acumulación de adquisiciones resalta la señal sobre el ruido. La idea es simple, la señal de los metabolitos de interés en cada adquisición es en principio la misma, misma intensidad (mismo signo), el ruido es aleatorio, en una adquisición es positivo y en otra negativo. Al promediarlo la señal siempre suma, el ruido se va cancelando. Con esta idea se prueba que la relación señal ruido se incrementa como la raíz cuadrada del número de adquisiciones.

$$S/R \propto \sqrt{N}$$

Es por eso que al aumentar en número de adquisiciones se mejora la capacidad de diferenciar los picos del ruido de base que tiene toda señal (Imagen XI)

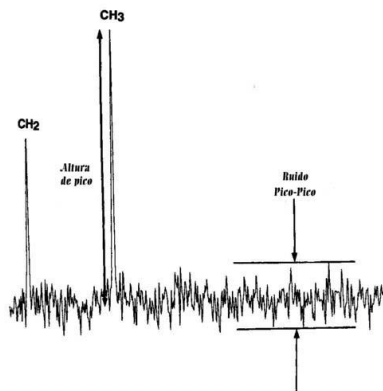


Imagen XI: Definiciones de ruido de base y altura de pico. El aumentar el número de adquisiciones en un espectro mejora la relación señal/ruido como  $N^{1/2}$ .

## 3- Tamaño de voxel

La señal que se obtiene del voxel donde se aplicó la secuencia de activación depende de la concentración de las sustancias que se encuentre dentro del voxel. Es claro que a mayor tamaño mayor señal (Imagen XII). A esto se le contrapone que muchas veces la ubicación del voxel no puede aumentar el tamaño por:

- Cercanía a regiones que no dan señal por falta de los núcleos de interés que a su vez in homogenizan el campo del voxel, desmejorando el espectro o
- Se adquiere señal de tejido no patológico que va a ocultar la concentración del patológico (volumen parcial). En estos casos en general, el voxel más que agrandar se debe achicar.

La siguiente tabla compara los tiempos de adquisición (proporcionales a la cantidad de adquisición) necesarios para tener relaciones de señal ruido similar con tamaños de voxel diferentes (TR 1500 ms).

Tabla 1

Tamaño del voxel	Señal	Adquisiciones	Tiempo
1x1x1 cm <sup>3</sup> (1mL)	1/8=0.25	4096	1h 42 m 24 s
2x2x2 cm <sup>3</sup> (1mL)	1	64	1m 36 s

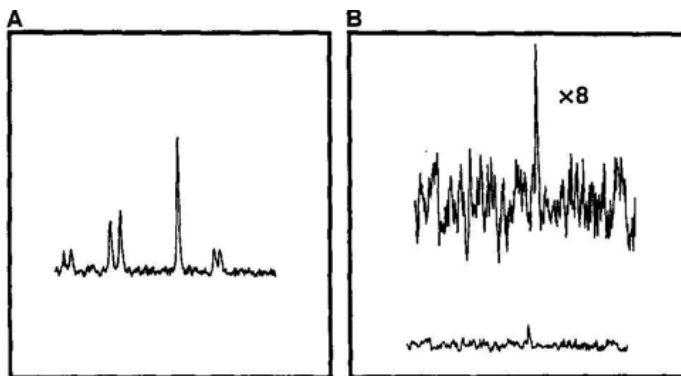


Imagen XII: Variación de un espectro al modificar el tamaño del voxel (8 veces menor), manteniendo el número de adquisiciones.

El valor de 4096 adquisiciones se obtiene de juntar que relación señal ruido es proporcional al volumen del voxel y a la raíz cuadrada del número de adquisiciones.

De la tabla se ve claramente que para poder adquirir igual cantidad de señal con un voxel más chico (8 veces) se necesita de un tiempo que hace impráctica la espectroscopía.

#### 4- Tiempo de eco (TE)

El tiempo de eco es una variable importante al momento de realizar e interpretar un espectro. Todas las sustancias presentes en el voxel decaen con tiempos de relajación distintos y esto se refleja en el espectro. Como regla, con tiempos de eco (TE) cortos (30-60 ms) en el espectro se observan más sustancias aunque no muy bien definidas. A tiempos de eco más largos (130-270 ms) se ven menos sustancias pero mejor definidas. A tiempos de eco largo, muchas de las sustancias con T2 cortos decaen totalmente y en no presentan señal (Imagen XIII).

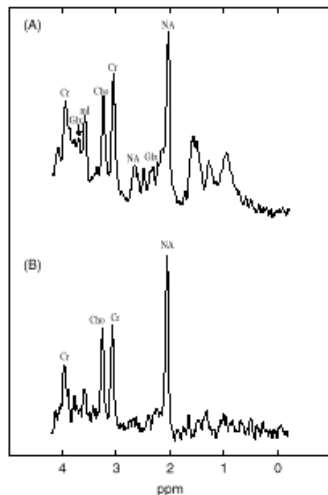


Imagen XIII: Espectros de cerebro con distintos tiempos de adquisición. A) TE=30, se ven más picos que con B) TE=130.

La elección del tiempo de eco también permite obtener a veces información extra de un espectro gracias al acoplamiento espín-espín entre núcleos. Así, por ejemplo, el lactato, una sustancia común en tumores y ciertas patologías cerebrales, pero no en tejido cerebral sano, aparece como un pico doble (acoplamiento espín-espín) invertido en a TE 135 ms, pero a 270 ms no aparece no invertido.

Junto con el lactato, a una misma frecuencia existe señal de los lípidos y moléculas livianas que solapan con el lactato a 135 ms, pero a 270 la señal de los lípidos casi no está por ser su T2 menor. (Nesterczuk, 2007)

## Metodología

### Diseño de la investigación

Cuantitativo, observacional, descriptivo, retrospectivo.

### Metodología

El estudio se realizará mediante la recolección de datos obtenidos de los Informes de espectroscopias por resonancia magnética realizadas en Clínica La Pequeña Familia desde Enero 2018 a Junio 2020, y serán comparados con los resultados de las biopsias. La recolección de datos se hará mediante una herramienta generada en el desarrollo de la tesis.

### Método e instrumentos

Para determinar la utilidad de la H-ERM en el diagnóstico de las lesiones cerebrales, se realizó un estudio retrospectivo en el que se estudiaron pacientes de ambos sexos y de diferentes edades con presencia de lesiones cerebrales. El lapso de tiempo en que se registró el estudio comprende desde enero del 2018 hasta junio 2020 inclusive.

Los pacientes fueron sometidos a un estudio estándar de RM con equipo Toshiba Vantage Elan de 1.5T, que comprende secuencias axiales de difusión (DWI)<sup>10</sup>, axial FLAIR, axiales ponderadas en T1 y T2, sagitales ponderadas en T1 y T2 Coronales ponderadas en T1 y T2.

Acto seguido se realizó la ERM monovoxel (según designe el médico la elección de corto o largo en relación a la sospecha patológica) protónico con secuencias PRESS

---

<sup>10</sup> La técnica de difusión por resonancia magnética (DWI) se basa en la detección in vivo del movimiento de moléculas de agua, la que puede estar restringida en determinadas condiciones patológicas como isquemia y tumores.

[https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-93082009000400004](https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082009000400004)



Utilizando un vóxel de  $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ , en un resonador Toshiba 1.5 T. con tiempos de eco largo (TE) 136 y tiempo de repetición (TR) 2000.

Posteriormente, bajo criterio médico y de considerar necesario, se realizó la ERM multivoxel protónico con secuencias PRESS Utilizando un voxel de  $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ , en un resonador Toshiba 1.5 T. con tiempos de eco largo (TE) 136 y tiempo de repetición (TR) 2000

Para posicionar el voxel se tuvo en cuenta las imágenes obtenidas en los tres planos del espacio con ponderación en T2 y FLAIR, tratando de evitar las áreas de necrosis o quísticas en las lesiones de aspecto tumoral.

Se analizaron los picos de los metabolitos Mionositol, Colina, creatinina, N-acetil-aspartato y las relaciones NAA/Cho o NAA/Cr

El análisis de las espectroscopías fue realizado por un médico radiólogo con experiencia. Estos datos fueron comparados posteriormente con los resultados de anatomía patológica.

## Unidad de análisis

Pacientes que se hayan realizado una espectroscopia por resonancia magnética en un equipo de 1.5 T en Clínica La Pequeña Familia desde Enero 2018 a Junio 2020

## Fuentes de información

- Informes de espectroscopias por resonancia magnética realizadas en Clínica la Pequeña Familia desde Enero 2018 a Junio 2020
- Informes de biopsias realizadas a los mismos pacientes comprendidos en el mismo período.

### Criterio de inclusión

- Pacientes diagnosticados con lesión cerebral
- Espectroscopias que presenten mono y multivoxel

### Criterio de exclusión

- Pacientes diagnosticados que no presenten biopsia al momento del presente informe

### Variables

Variable	Clasificación	Fuente
Género	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Femenino</li> <li>• Masculino</li> </ul>	Planilla de recolección de datos
Edad	-	
Tipo de espectroscopia	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Monovoxel corto</li> <li>• Monovoxel largo</li> <li>• Multivoxel</li> </ul>	Planilla de recolección de datos
Clasificación de patologías	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Glioma</li> <li>• Lesión disembrioplastica neuroepitelial</li> <li>• Linfoma</li> <li>• Meningioma</li> <li>• Metástasis</li> <li>• Necrosis</li> <li>• Sin Lesión</li> </ul>	Planilla de recolección de datos
Correlación	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Si</li> <li>• No</li> </ul>	Planilla de recolección de datos

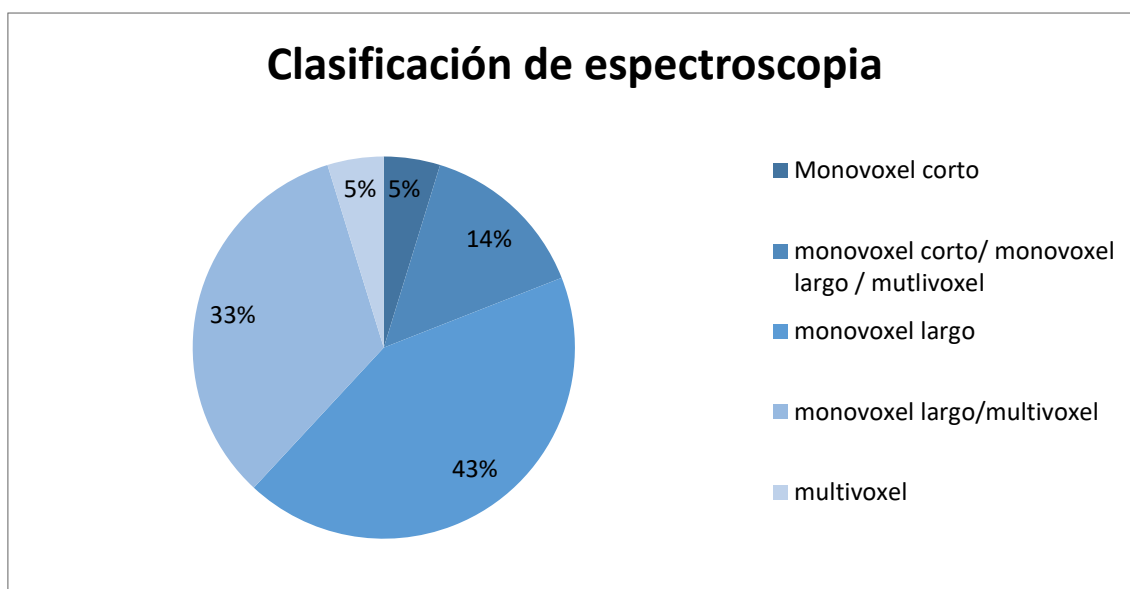
## Resultados

La muestra tomada fue de 21 pacientes, de los cuales 13 fueron de sexo masculino y 8 femeninos, con una mediana de edad de 52 años.

Todos los pacientes se realizaron una espectroscopia seguido de una biopsia. Sin embargo, se realizaron distintos tipos de espectroscopia.

### *Clasificación de espectroscopia*

Tipo de espectroscopia	N°	%
monovoxel corto	1	4,76
monovoxel corto/ monovoxel largo / mutlivoxel	3	14,29
monovoxel largo	9	42,86
monovoxel largo/multivoxel	7	33,33
multivoxel	1	4,76
<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>100,00</b>

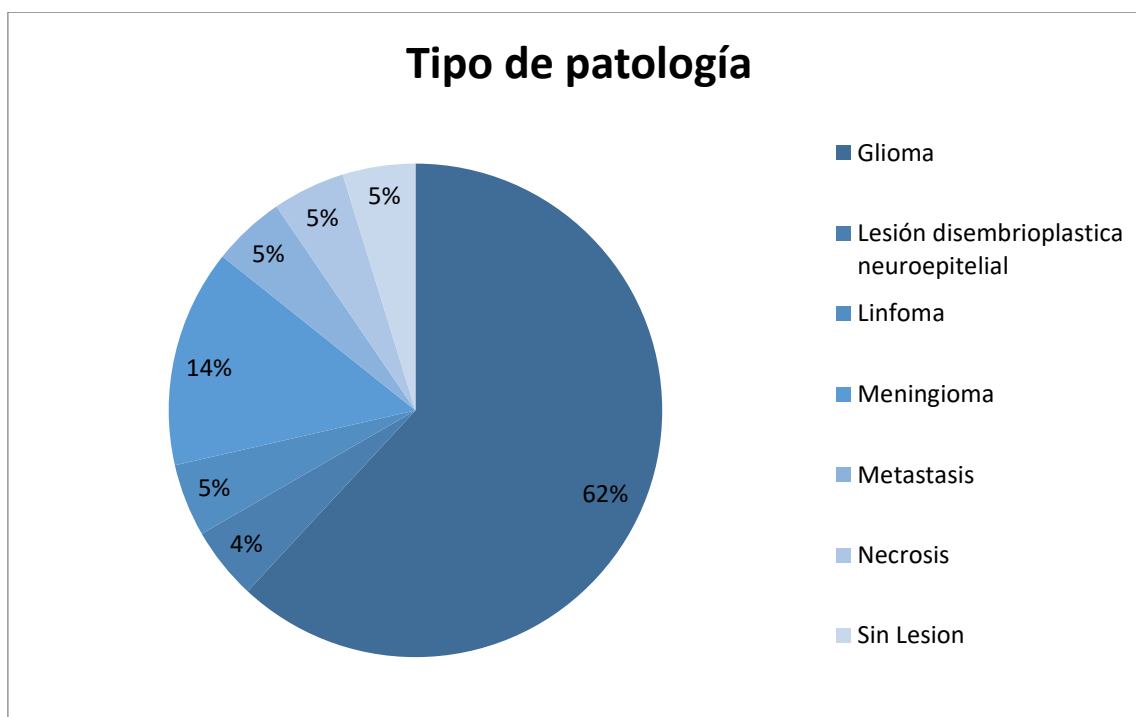


2021

Otro punto que se evaluó fueron las patologías encontradas en los estudios, las cuales fueron agrupadas en 7 categorías.

*Tipo de patología*

<b>Tipo de patología</b>	<b>N°</b>	<b>%</b>
Glioma	13	61,90
Lesión disembrioplastica neuroepitelial	1	4,76
Linfoma	1	4,76
Meningioma	3	14,29
Metástasis	1	4,76
Necrosis	1	4,76
Sin Lesión	1	4,76
<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>100,00</b>



Finalmente, se compararon los resultados de las espectroscopias versus las biopsias, lo cual arrojó el siguiente resultado.

*Correlación entre espectroscopia y biopsia*

<b>Correlación</b>	<b>N°</b>	<b>%</b>
Si	18	85,71
No	3	14,29
<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>100,00</b>



## Conclusión

Gracias al trabajo realizado podemos confirmar que espectroscopia de protones in vivo es un método acertado para la detección de patologías cerebrales confirmando la hipótesis, ya que en esta muestra se comprueba la fiabilidad de la misma por resonancia magnética para la detección de patologías. Siendo específica en un 85.71% de los resultados. Coincidiendo con investigaciones como la de Surur, se constata la alta especificidad del estudio de espectroscopia por resonancia magnética in vivo hallados en las investigaciones previas referidas en el estado de arte del presente trabajo.

Por lo expuesto en la presente la espectroscopía presenta una gran oportunidad de valorar las estructuras anatómicas y patológicas mediante el empleo de una técnica no invasiva pudiendo evidenciar la funcionalidad o disfuncionalidad metabólica, en este caso para las patologías del sistema nervioso central, mediante la detección de variaciones de metabolitos que permiten orientar hacia una determinada patología. Por lo que la aplicación de la técnica resulta beneficiosa para la evaluación del paciente, tanto por la reducción de biopsias en lesiones no tumorales, así como la dirección al neurocirujano de recoger una biopsia en sitios de tejido viable.

Desde el rol técnico la importancia de tener técnicos radiólogos y Licenciados en bioimágenes capacitados es fundamental para arribar a estudios correctamente realizados en el menor tiempo posible, tanto en la recolección de información que puedan brindar los pacientes, así como en el manejo del equipo con las elecciones de las secuencias y configuración de las mismas.

Se concluye que la técnica requiere de un equipo interdisciplinario entre médicos y técnicos para identificar, evaluar y ejecutar la misma, a fin de obtener correctamente los resultados.



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NOROESTE DE LA  
PROVINCIA DE BUENOS AIRES

INSTITUTO ACADEMICO DE DESARROLLO HUMANO  
LICENCIATURA EN PRODUCCION DE BIOIMÁGENES:  
LA ESPECTROSCOPIA PROTONICA POR RESONANCIA  
MAGNETICA IN VIVO

2021

No obstante, la espectroscopía es un método complementario a la biopsia, que permiten en muchos casos evitarla en primera instancia.

## Bibliografía

- Cáceres, S. M., & Corbalán Sevilla, M. T. (s.f.). Fundamentos de la RM. Estados energéticos. Protones en paralelo y antiparalelo. En J. C. Subias, & J. A. Soria Jerez, *Resonancia Magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*. Barcelona, España: Elsevier.
- Calvo Pérez, E. (2014). ¿Cómo se comportan los núcleos de H bajo un campo magnético? En E. Calvo Pérez, *Resonancia Magnética para Técnicos: Conceptos Básicos*. Publicación Independiente.
- Calvo Pérez, E. (2014). Absorción de energía o excitación nuclear. En E. Calvo Pérez, *Resonancia Magnética para Técnicos: Conceptos Básicos*. Publicación Independiente.
- Calvo Pérez, E. (2014). Gradientes Magnéticos I: Selección del plano y grosor de corte. En E. Calvo Pérez, *Resonancia Magnética para Técnicos: Conceptos Básicos*. Publicación Independiente.
- Calvo Pérez, E. (2014). Sobre el campo magnético y los gradientes. En E. Calvo Pérez, *Resonancia Magnética para Técnicos: Conceptos básicos*. publicación independiente.
- Calvo Pérez, E. (2016). *Resonancia Magnética Nuclear: Diccionario ilustrado de términos imprescindibles*. Publicación independiente.
- Gili, J. (s.f.). Del spin a la magnetización. En J. Gili, *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Barcelona: Propiedad Intelectual.
- Gili, J. (s.f.). El espacio k. En J. Gili, *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Barcelona: Propiedad Intelectual.



- Gili, J. (s.f.). Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia. En J. Gili, *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Barcelona: Propiedad Intelectual.
- Gili, J. (s.f.). La relajación nuclear. En J. Gili, *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Barcelona: Propiedad Intelectual.
- Gili, J. (s.f.). Los Gradientes Magnéticos. En J. Gili, *Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética en Neuroimagen*. Barcelona.
- Gili, J. (s.f.). Selección del plano tomográfico. En J. Gili, *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Barcelona.
- Gobierno, S. F. (s.f.). *Gobierno de Santa Fé*. Obtenido de Gobierno de Santa Fé: <https://www.santafe.gov.ar/index.php/web/content/download/238359/1256061/>
- Grossman, R. I., & Yousem, D. M. (2007). Técnicas de neurodiagnóstico por imagen. En R. I. Grossman, & D. M. Yousem, *Neurorradiología*. Madrid, España: Marbán Libros.
- Hendrick, R. E. (2000). Contraste y ruido de imagen. En D. D. Stark, & W. G. Bradley, *Resonancia Magnética*. Madrid, España: Harcourt.
- Hernandez Rodríguez, M. C., Domínguez, M. G., Juanes Mendez, J. A., Garcia, I. M., Santos Montón, C., & Balbín, J. M. (2016). Espectroscopía. Aplicaciones en RM cerebral. *Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM)*.
- Huete, I., & López, M. (2002). *Espectroscopía por resonancia magnética en neurología "La biopsia no invasiva"*. Obtenido de Universidad católica de Chile - Cuadernos de Neurología - Vol XXVI: <http://publicacionesmedicina.uc.cl/cuadernos/2002/espectroscopia.html>

- Lafuente Martínez, J., & Hernandez Moreno, L. (2001). Generalidades y conceptos básicos de resonancia magnetica (RM). En L. Cerezal Pesquera, R. García-valtuille, F. Abascal Abascal, & J. Carral Sampedro, *Resonancia Magnética del sistema músculo-esquelético*.
- Lafuente Martínez, J., & Hernandez Moreno, L. (2004). Técnica de la imagen por resonancia magnética. En L. Cerezal Pesquera, R. García-Valtuille, F. Abascal Abascal, & J. F. Carral Sampedro, *Resonancia Magnética del sistema músculo-esquelético*. España: SERAM.
- Lafuente Martínez, J., Vaquero López, J. J., & Sanchez González, J. (2006). Secuencias en resonancia magnética. En L. OlefaZufiría, & J. Lafuente Martínez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires, Madrid;: Panamericana.
- León Guijarro, J. L. (2015). *Desarrollo de una estrategia diagnóstica por resonancia magnética multimodal para tumores cerebrales*. Obtenido de roderic: <http://roderic.uv.es/handle/10550/50509?show=full>
- Limousin, B., & Recondo, A. J. (2001). Nociones preliminares. En J. A. Recondo, *Resonancia Magnética en el Tobillo-Pie*. España: Diaz de Santos.
- Londoño, A., Arbeláez, A., & Ascencio, J. L. (2006). Aplicaciones de la espectroscopia por resonancia magnética en el estudio de las enfermedades del sistema nervioso central. *Acta Neurológica Colombiana*, 42-54.
- Mahía Cures, J. E. (2015). Secuencias Aplicadas en RM. En J. Costa Subias, & J. Soria Jerez, *Resonancia Magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*. Barcelona, España: Elsevier.

- Mahillo Cáceres, S., & Corbalán Sevilla, M. T. (2015). Fundamentos de la RM. En J. Costa Subias, & J. A. Soria Jerez, *Resonancia magnética dirigida a Técnicos superiores en Imagen para el diagnóstico*. Barcelona, España: Elsevier.
- Mahillo Cáceres, S., & Corbalán Sevilla, M. T. (2015). La Física de la RM. En J. Costa, & J. A. Soria, *Resonancia Magnética dirigida a Técnicos Superiores en Imagen para el Diagnóstico* (pág. 4). España: Elsevier.
- Matson, G. B., & Weiner, M. W. (2000). Espectroscopia. En D. D. Stark, & W. G. Bradley, *Resonancia Magnética*. Madrid, España: Harcourt.
- Matwiyoff, N. A., & Brooks, W. M. (2000). El sistema de Gradiente. En D. D. Stark, & W. G. Bradley, *Resonancia Magnética*. Madrid, España: Harcourt.
- Matwiyoff, N. A., & Brooks, W. M. (2000). El sistema de Radiofrecuencia. En D. D. Stark, & W. G. Bradley, *Resonancia Magnética*. Madrid, España: Harcourt.
- Nesterczuk, L. (2007). *Universidad Nacional de San Martín*. Obtenido de UNSAM: [http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.2007-/\(RMN\)%202007-NESTERCZUK%20LEANDRO.pdf](http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.2007-/(RMN)%202007-NESTERCZUK%20LEANDRO.pdf)
- Pastor Escartín, F., Sáez Alegre, M., & Amosa Delgado, M. (2019). Tumores intracraneales. En J. Rios Blanco, & L. Cabeza Osorio, *Manual CTO de medicina y Cirugía -Neurología y Neurocirugía*. Madrid: Grupo CTO Editorial.
- Pereda Barroeta, N. (2006). Campo magnetico en los equipos de resonancia magnetica. En L. Oleaga Zufiría, & J. Lafuente Martínez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires; Madrid;: Panamericana.
- Pereda Barroeta, N. (2006). Campo Magnético en los equipos de resonancia magnética. En L. Oleaga Zufiría, & J. Lafuente Martínez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires; Madrid;: Panamericana.

- Pereda Barroeta, N. (2006). Concepto de espín. Espín nuclear. En L. Oleaga Zufiría, & J. Lafuente Martinez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. España: Panamericana.
- Pereda Barroeta, N. (2006). *Propiedades Magnéticas del núcleo de hidrógeno*. Buenos Aires; Madrid;: Panamericana.
- Pereda Barroeta, N. (2006). Sistema de Bobinas de radiofrecuencia. En L. Oleaga Zufiría, & J. Lafuente Martínez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires; Madrid;: Panamericana.
- Pereda Barroeta, N. (2006). Tipos de Imanes. En L. Oleaga Zufiría, & J. Lafuente Martínez, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires; Madrid;: Panamericana.
- Rodríguez García, D., & Núñez Moreno, L. (2015). Contraste tisular- Contraste de los tejidos. En J. C. Subias, & J. A. Soria Jerez, *Resonancia Magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*. Barcelona, España;: Elsevier.
- Soria Jerez, J. A. (2015). Formación de imagen -Introducción. En J. Costa Subias, & J. A. Soria Jerez, *Resonancia magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*.
- Soria Jerez, J. A. (2015). Formación de imagen -Matriz. En J. C. Subias, & J. A. Soria Jerez, *Resonancia Magnética dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*. Barcelona, España: Elsevier.
- Surur, A., Cabral, J. F., Marangoni, A., Marchegiani, S., Palacios, C., Herrera, E., & Suárez, J. (2010). *Revista Argentina de radiología*. Obtenido de Aportes de la espectroscopía por RM en las lesiones cerebrales: <https://www.rardigital.org.ar/ediciones-2010>

Universia. (22 de 10 de 2020). *Universia.net*. Obtenido de *Universia.net/colombia*:  
<https://www.universia.net/co/actualidad/empleo/las-4-claves-que-diferencian-a-un-tecnico-radiologo-de-un-medico.html>

Wood, M. L., & Wehrli, F. W. (2000). Principios de la resonancia magnética. En D. D. Stark, & W. G. Bradley, Jr., *Resonancia Magnética*. Madrid: Harcourt.

Zauner í Jakubik, M. (2006). Contraste en Resonancia Magnética. En J. Lafuente Martínez, & L. Oleaga Zufiría, *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*. Buenos Aires ; Madrid;: Panamericana.

















*Anexo I - Hoja de Registro*

Título del trabajo final de grado:	La espectroscopía por resonancia magnética in vivo
Autor:	Alací, Mariano
Director del TFG:	Franco, Andrés O.
Codirector del TFG:	-----

Modalidad del TFG (marcar con una X)	<input checked="" type="checkbox"/>	Trabajo de Investigación
	<input type="checkbox"/>	Intervención el Práctica Profesional

Fecha de Inicio del TFG:	1 de Septiembre de 2020
Fecha de Vencimiento del Plazo:	1 de Septiembre de 2021

2021

Fecha	Temática o Motivo del encuentro	Modalidad	Actividades sugeridas	Firmas	
				Director	Alumno
28/05/2020	Inicio del pre-proyecto	Videollamada	Búsqueda de tema		
4/6/2020	Planteamiento de hipótesis	Videollamada	Criterios de inclusión y exclusión		
25/06/20	Correcciones y entrega de pre-proyecto	Videollamada	Entrega de pre-proyecto		
6/7/2020	Armado de estructura de la tesis	Videollamada	Búsqueda de fuentes, Búsqueda de datos.		
7/9/2020	Consultas y charla sobre fuentes	Videollamada	Búsqueda de archivo, Análisis de datos		
10/3/2021	Elaboración de análisis de datos	Videollamada	Generación de gráficos		
15/5/2021	Correcciones	Videollamada	Realizar correcciones y revisar.		
19/7/2021	Resultados/ informe	videollamada	Generar informe y entrega		

Anexo Nº II – Planilla de recolección de datos

Fec ha	Nº de paciente	Género	Edad	Tipo de espectroscopia	Informe espectroscopia	Informe Biopsia	Clasificación de patología	Correlación de resultados
07/03/18	1	H	50	MultiV	Gliosis-secular	Glioma	Glioma	Si
14/03/18	2	H	65	MV corto	Meningioma	Meningioma	Meningioma	Si
02/08/18	3	M	78	MV corto/ MV largo/ MultiV	Meningioma	Meningioma	Meningioma	Si
25/09/18	4	M	41	MV largo/ MultiV	Proceso neofornativo/gliomatosis cerebral	Sin lesión aparente	Sin lesión	No
27/11/18	5	H	24	MV corto/ MV largo/ MultiV	Glioma/linfoma/neofornativo	Linfoma	Linfoma	Si
07/12/18	6	H	77	MV corto/ MV largo/ MultiV	Proceso neofornativo/astrocitoma/glioblastoma	Glioma de alto grado	Glioma	Si
03/01/19	7	H	8	MV largo	Nodulo subependimario	Astrocitoma	Glioma	No
06/03/19	8	H	58	MV largo/ MultiV	Glioma	Glioma	Glioma	Si
14/03/19	9	M	60	MV largo/ MultiV	Perdida neuronal/necrosis	Necrosis	Necrosis	Si
20/03/19	10	M	68	MV largo	Meningioma	Meningioma	Meningioma	Si
16/06/19	11	H	61	MV largo/ MultiV	Proceso neofornativo/astrocitoma	astrocitoma	Glioma	Si
08/07/19	12	M	29	MV largo	Lesión disembrioplastica neuroepitelial	Lesión disembrioplastica	Lesión disembrioplastica	Si
30/07/19	13	H	29	MV largo	Proceso neofornativo/astrocitoma	Astrocitoma	Glioma	Si
07/10/19	14	H	66	MV largo	Neofornativo/glioblastoma	Glioblastoma	Glioma	Si
18/1	15	H	45	MV largo/	Gliomatosis	astrocitoma	Glioma	No



2/19				MultiV		a		
28/0 1/20	16	M	20	MV largo/ MultiV	Astrocitoma	Astrocito ma	Glioma	Si
12/0 3/20	17	H	52	MV largo	Astrocitoma/proc eso neofornativo	Astrocito ma	Glioma	Si
29/0 4/20	18	H	63	MV largo	Astrocitoma	Astrocito ma	Glioma	Si
02/0 5/20	19	M	47	MV largo	Proceso neofornativo	Metastasis	Metastasi s	Si
05/0 5/20	20	M	53	MV largo	Proceso neofornativo	Tumor glial	Glioma	Si
08/0 6/20	21	H	32	MV largo/ Multi.V	Proceso neofornativo/glio ma	oligodend roglioma	Glioma	Si

Referencias: Nro. de pacientes = Número de pacientes, H= Hombre, M= Mujer,  
MultiV= Multivoxel, MV corto= Monovoxel corto, MV largo= Monovoxel largo