

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
FACULTAD DE MEDICINA  
ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
LICENCIATURA EN RADIOLOGÍA E IMÁGENES



Aplicación de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear para la clasificación de tumores cerebrales en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de Febrero a Julio de 2018.

Presentado por:

Argueta Hernández, Daniela Alexandra, AH13064

Molina García, Alejandra Marcela, MG13119

Rodríguez Cruz, Edwin Antony, RC12108

Para optar al título de:

Licenciatura en radiología e imágenes

Asesora:

Licda. Teresa de los Ángeles Reyes Paredes

San Salvador, Octubre de 2018

## **AGRADECIMIENTOS**

Gracias a Dios por permitirnos llegar a este punto, a pesar de las dificultades y pruebas presentadas en nuestro camino. Sin embargo, cada lección aprendida ha marcado en nosotros experiencias invaluableles que seguramente recordaremos con una sonrisa.

Gracias a nuestras familias por la paciencia y el apoyo incondicional durante todo este tiempo. Este logro no hubiese sido posible sin todo el esfuerzo y motivación que nos han brindado.

Agradecemos también a nuestra asesora, Licda. Teresa de los Ángeles Reyes, por la paciencia y dedicación durante el proceso de tesis, por su instrucción y por su apoyo hasta el final de este viaje. Además, aprovechamos la ocasión para dar nuestros agradecimientos al Dr. Pedro Zepeda y al Licdo. Salvador Barahona, por su disponibilidad para permitirnos realizar nuestra investigación en el Hospital General del ISSS, así como al personal que nos recibió jovialmente durante nuestras visitas. Agradecemos asimismo a nuestro asesor externo, Licdo. Odir Laguan Rodríguez, por su disposición, entusiasmo y apoyo durante el curso de la investigación. Para todos ustedes, nuestras más cálidas gracias. Ha sido un privilegio poder contar con ustedes.

Finalmente, pero no menos importante, gracias a cada una de las personas que formaron parte de este camino e influyeron en nosotros de una forma u otra, por el apoyo en diferentes circunstancias y por la motivación en los momentos difíciles y también en nuestros aciertos y desaciertos. Muchas gracias por embarcarse junto a nosotros en este viaje y mostrarnos el valor para continuar.

**AUTORIDADES DE LA UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR**

**RECTOR**

**Maestro Roger Armando Arias Alvarado**

**VICERRECTOR ACADEMICO**

**Doctor Manuel de Jesús Joya Abrego**

**VICE RECTOR DE ADMINISTRATIVO**

**Ingeniero Nelson Bernabé Granados**

**DECANA DE LA FACULTAD DE MEDICINA**

**Doctora Maritza Mercedes Bonilla Dimas**

**VICEDECANA DE LA FACULTAD DE MEDICINA**

**Licenciada Nora Elizabeth Abrego de Amado**

**DIRECTORA DE LA ESCUELA DE TECNOLOGIA MÉDICA**

**Licenciada Lastenia Dalide Ramos de Linares**

**DIRECTOR DE LA CARRERA DE RADIOLOGIA E IMÁGENES.**

**Licenciado Roberto Enrique Fong Hernández**

## CONTENIDO

<b>AGRADECIMIENTOS</b> .....	i
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	v
<b>RESUMEN</b> .....	vii
<b>CAPÍTULO I</b> .....	1
<b>1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA</b> .....	2
<b>1.2 JUSTIFICACIÓN</b> .....	5
<b>1.3 OBJETIVOS:</b> .....	6
<b>1.3.1 General</b> .....	6
<b>1.3.2 Específicos</b> .....	6
<b>1.4 VIABILIDAD</b> .....	7
<b>CAPÍTULO II</b> .....	8
<b>2. MARCO TEÓRICO</b> .....	9
<b>2.1 HISTORIA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA</b> .....	9
<b>2.1.2 APLICACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA EN MEDICINA</b> .....	12
<b>2.1.3 DESCUBRIMIENTO DE LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA</b> .....	15
<b>2.1.4 RESUMEN DE LA HISTORIA DE LOS RAYOS X EN EL SALVADOR</b> .....	16
<b>2.1.5 RESONANCIA MAGNÉTICA EN EL INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL (ISSS) EN LA ACTUALIDAD</b> .....	17
<b>2.1.6 SISTEMA DE RESONANCIA MAGNETICA CON BOBINAS DE ALTA DENSIDAD AERA 1.5T</b> .....	19
<b>2.2 GENERALIDADES Y CONCEPTOS BÁSICOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)</b> .....	20
<b>2.2.1 PARAMETROS DE LA SEÑAL</b> .....	21
<b>2.2.2 DESCRIPCIÓN DE UN RESONADOR MAGNÉTICO MÉDICO</b> .....	22
<b>2.2.3 FORMACIÓN DE LA IMAGEN</b> .....	25
<b>2.2.4 ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA DE PROTÓN</b> .....	29
<b>2.2.5 BASES FÍSICAS</b> .....	31
<b>2.2.6 MEDIOS DE CONTRASTE UTILIZADOS EN EL SERVICIO DE RESONANCIA MAGNETICA DEL HOSPITAL GENERAL DE ISSS</b> .....	44
<b>2.2.7 BASES BIOQUÍMICAS</b> .....	46

2.3 ANATOMIA E HISTOLOGIA DE LOS TUMORES.....	54
2.3.1 ASPECTOS GENERALES .....	54
2.3.2 FACTORES PRONÓSTICOS .....	54
2.3.3 HALLAZGOS ESPECTROSCÓPICOS EN LAS LESIONES TUMORALES.....	59
CAPÍTULO III.....	62
CAPÍTULO IV .....	67
4.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN: .....	68
4.2 ÁREA DE ESTUDIO.....	68
4.3 UBICACIÓN GEOGRÁFICA.....	68
4.4 POBLACION Y MUESTRA.....	68
4.5 MÉTODOS, TÉCNICAS E INSTRUMENTOS PARA RECOLECCIÓN DE DATOS.....	68
4.6 PROCEDIMIENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE LOS DATOS.....	69
4.7 PLAN DE TABULACION Y ANALISIS DE DATOS .....	69
CAPÍTULO V.....	70
CAPÍTULO VI.....	102
6.1 CONCLUSIONES.....	103
6.2 RECOMENDACIONES.....	106
ANEXOS .....	109

## INTRODUCCIÓN

Los tumores cerebrales son crecimientos anormales de tejido cerebral que puede alterar las funciones normales del cerebro. Por lo general, se hace referencia a los tumores cerebrales basados en el lugar en donde estas células se originaron, y se clasifican como de alto grado (malignos) o de bajo grado (benignos). Aunque existen varios métodos para su detección, ya sea temprana o tardía, la espectroscopia por resonancia magnética permite un diagnóstico práctico de los mismos.

La espectroscopia por resonancia magnética es una técnica no invasiva basada en el fenómeno de resonancia magnética nuclear, que valora las características bioquímicas de los tejidos. De esta manera, proporciona información metabólica, complementaria a la información anatómica obtenida con los estudios convencionales.

La presente investigación permite conocer sobre la aplicación de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en la clasificación de tumores cerebrales en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de Febrero a Julio de 2018.

Para una mejor comprensión del documento, este se encuentra estructurado en seis capítulos distribuido en la siguiente manera:

**Capítulo I:** Se describe el planteamiento del problema, antecedentes, justificación, enunciado del problema y los objetivos que persigue la investigación que se está desarrollando.

**Capítulo II:** Muestra las bases teóricas, en las que se describe un poco de historia, aplicación de la técnica de espectroscopia entre otros, para una mejor comprensión del problema investigado.

**Capítulo III:** Contiene la operacionalización de variables la cual sirvió de base para la medición de los objetivos establecidos.

**Capítulo IV:** Consiste en el diseño metodológico el cual consta del tipo de investigación, método y la técnica que se implementó para la recolección de la información y datos.

**Capítulo V:** Donde se presentan los resultados de las técnicas de recolección de datos ordenados según los objetivos propuestos en este estudio.

**Capítulo VI:** Presenta las conclusiones y recomendaciones de la investigación.

Al final del documento se incluyen elementos complementarios como anexos entre estos están: el cronograma de las actividades que se realizaron desde la elección del tema, hasta la entrega del informe final de investigación; la bibliografía de fuentes científicas, teóricas, informes y otras consultadas para la investigación.

## RESUMEN

En la actualidad el área de la radiología e imágenes médicas en El Salvador ha tenido enormes avances tecnológicos, fruto del esfuerzo de las instituciones del sistema de salud y la necesidad de las personas por estudios y técnicas que permitan generar diagnósticos certeros y por lo tanto tratamientos apropiados para los múltiples problemas de salud que se presentan hoy en día; en vista de estas necesidades, el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social realiza esfuerzos para contar con equipos radiológicos de última generación y de esa manera prestar a la sociedad salvadoreña un servicio de salud completo y especializado.

Con fines didácticos y científicos, esta investigación se propuso hacer énfasis en una rama especial de la radiología e imágenes, como lo es la resonancia magnética nuclear, una técnica avanzada de visualización axial de los diferentes sistemas del cuerpo humano, teniendo este estudio la cualidad de ser uno de los mejores que se pueden realizar para el diagnóstico de enfermedades cerebrales debido a las múltiples herramientas con las que cuenta, entre estas la espectroscopia por resonancia magnética, que consiste en una técnica no invasiva que valora características bioquímicas en tejidos.

El objetivo de este estudio es determinar cómo se realiza la espectroscopia por resonancia magnética en el departamento de radiología del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social. Con este fin la pregunta de investigación es: *¿Cómo se aplica la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en la clasificación de tumores cerebrales en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de Febrero a Julio de 2018?* En este sentido, se recopilaron los datos sobre la resonancia magnética y los factores técnicos de la espectroscopia, así como también hacer énfasis en la utilidad que esta técnica presentan en la detección y clasificación de masas y tumores cerebrales a futuros pacientes del servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS.

# CAPÍTULO I

## 1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

El Instituto Nacional del Cáncer de Estados Unidos define como tumor a toda masa anormal de tejido que resulta cuando las células se multiplican más de lo debido o no mueren cuando debieran. Los tumores pueden ser benignos (no cancerosos) o malignos (cancerosos). Pueden ser divididos en dos grandes grupos; lesiones primarias, originadas de células que pertenecen al sistema nervioso central y lesiones secundarias, formadas en otros sitios del cuerpo y se implantan como metástasis en el cerebro. Los tumores cerebrales primarios se clasifican en cuatro grados según la Organización Mundial de la Salud (OMS), siendo considerados de “bajo grado” tumores con clasificación I y II, y de “alto grado” las clasificadas como III y IV<sup>1</sup>.

Según datos recopilados por el Centro de Registro de Tumores Cerebrales de los Estados Unidos (CBTRUS) entre el 2009 y el 2013 se demuestra que la incidencia total de tumores cerebrales primarios corresponde a 21.42 por cada 100000 habitantes en ese país, siendo de 5.42 por 100000 habitantes en pacientes entre 0 y 19 años y de 27.85 por 100000 en pacientes de 20 años y más<sup>2</sup>. En El Salvador Para el año 2016 según la Encuesta de Hogares de Propósitos Múltiples (EHPM) se refleja que la población total del país fue de 6,522,419 personas<sup>3</sup>. Teniendo en cuenta los datos de la CBTRUS se puede hacer la estimación de que en El Salvador 1398 personas padecen de tumores cerebrales primarios, pero esto es solo un dato basado en información demográfica de un país de primer mundo como lo es Estados Unidos y no refleja otros tipos de tumores como los secundarios o los reincidentes. El Salvador por otra parte según el informe del desarrollo humano de las Naciones Unidas es un país de tercer mundo<sup>4</sup>, con una situación socioeconómica y ambiental muy diferente, estos factores influyen en gran manera la forma de diagnosticar, tratar y controlar enfermedades complejas como lo son los tumores cerebrales.

---

<sup>1</sup> Cavenee WK, Louis DN, Ohgaki H et al. WHO Classification of Tumours of the Central Nervous System. WHO Regional Office Europe; 2007.

<sup>2</sup> <http://www.enfermeriaaps.com/portal/wp-content/uploads/2017/06/EPIDEMIOLOG%C3%8DA-DE-TUMORES.pdf>

<sup>3</sup> Encuesta de Hogares de propósitos Múltiples 2016.

<sup>4</sup> [http://hdr.undp.org/sites/default/files/HDR2016\\_SP\\_Overview\\_Web.pdf](http://hdr.undp.org/sites/default/files/HDR2016_SP_Overview_Web.pdf)

El diagnóstico de los tumores cerebrales muchas veces inicia con la sintomatología clínica, que puede ir desde dolores de cabeza, náuseas, crisis convulsivas, etc. El abordaje diagnóstico requiere de la sospecha clínica combinada forzosamente con evaluación por neuroimagen. Estos estudios además son fundamentales porque proporcionan información para la planeación preoperatoria, así como de la probable etiología, aunque finalmente el diagnóstico definitivo lo da el estudio histopatológico.<sup>5</sup> Entre los estudios de neuroimagen más útiles para el diagnóstico se puede encontrar la Tomografía Axial Computarizada (TAC), la tomografía por emisión de positrones (PET) y la Tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT), todos estos exámenes basados en el principio de emisión de radiaciones ionizantes. Son útiles como estudios de abordaje inicial, en los que generalmente se identifica una lesión, su localización y su morfología; por otro lado, está la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) que presenta varios enfoques para estudiar las anomalías neurológicas. El uso de Gadolinio, por ejemplo, es el estudio de elección para el diagnóstico de un tumor de SNC, así como de las características que pueden orientar a la etiología de este; la Imagen por Difusión es otra técnica que sirve para determinar la densidad celular de la lesión; la resonancia magnética con perfusión permite visualizar el flujo sanguíneo de los tumores del SNC, la resonancia magnética funcional que permite medir la diferencia del flujo sanguíneo en regiones específicas del cerebro cuando estas se activan; y la Resonancia Magnética con Espectroscopia (RMe), siendo esta última una técnica de interés especial para la clasificación de tumores del sistema nervioso central (SNC).

La espectroscopia por resonancia magnética es una técnica no invasiva basada en el fenómeno de RMN, que valora las características bioquímicas de los tejidos. Permite mejorar la diferenciación de tumores infiltrantes de otras lesiones por medio del análisis de la composición química del área de interés seleccionada. Las señales químicas más importantes medidas por espectroscopia son el N-acetilaspártato (NAA), la colina, el lactato y el 2-hidroxiglutarato. De esta manera, proporciona información metabólica, complementaria a la

---

<sup>5</sup> Anderson MD, Colen RR, Tremont-Lukats IW. Imaging mimics of primary malignant tumors of the central nervous system (CNS). *Curr Oncol Rep.* 2014;16:39

información anatómica obtenida con los estudios convencionales, y ofrece al radiólogo la posibilidad de trabajar con un tipo de información de la que no disponía anteriormente.

Si bien la RMe presenta una técnica novedosa que puede ayudar en el diagnóstico temprano y mejorar el tratamiento del paciente, presenta ciertas desventajas, entre éstas, el hecho de que no puede sustituir el diagnóstico histopatológico de una biopsia sumado al factor de que es necesario un médico radiólogo que sea capaz de interpretar los gráficos y datos que genera esta técnica, además de esto, no todos los equipos de RMN poseen la técnica de espectroscopia y los que la poseen deben ser manejados por licenciados del área de radiología que además dominen los conocimientos sobre la anatomía, fisiología y bioquímica cerebral,.

Por lo anteriormente expuesto, el equipo investigador se formuló la siguiente pregunta:

**¿Cómo se aplicó la espectroscopia por resonancia magnética nuclear para la clasificación de tumores cerebrales en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de Febrero a Julio de 2018?**

## **1.2 JUSTIFICACIÓN**

La presente investigación describió la técnica de espectroscopia por resonancia magnética nuclear en estudios neurológicos realizados en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social y su aplicación en el diagnóstico de masas cerebrales. Además, buscó identificar cuáles son los criterios por los cuáles se refiere un estudio de espectroscopia y la utilidad que presenta para que los médicos puedan brindar un buen diagnóstico y tratamiento a los pacientes atendidos en dicho hospital.

Esta investigación buscó beneficiar a los estudiantes de Licenciatura en Radiología e Imágenes de la Universidad de El Salvador así como al personal de radiología e imágenes del servicio de resonancia magnética nuclear del hospital, mediante la información recolectada para ampliar los conocimientos sobre espectroscopia en resonancia magnética nuclear. Para ello se elaboró un manual como proyecto de intervención que servirá como material de apoyo didáctico a los licenciados que busquen profundizar sus conocimientos en el área de la resonancia magnética y a estudiantes que cursen el componente de resonancia magnética en su formación universitaria.

### **1.3 OBJETIVOS:**

#### **1.3.1 General**

Determinar la aplicación de la técnica de espectroscopia por resonancia magnética nuclear para la clasificación de tumores cerebrales en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

#### **1.3.2 Específicos**

- Describir la técnica de espectroscopia por resonancia magnética nuclear
- Identificar criterios de selección para la indicación de una espectroscopia por resonancia magnética nuclear.
- Determinar la utilidad de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear para la clasificación de tumores cerebrales.
- Compilar los datos estadísticos de pacientes que se someten a la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.
- Elaborar un manual que ilustre los pasos a seguir para realizar la secuencia de espectroscopia por resonancia magnética.

#### **1.4 VIABILIDAD**

Con el fin de mantener la ética científica durante esta investigación, se contó con un asesor profesional, acreditado por la Universidad de El Salvador, siguiendo los reglamentos y estatutos internos de dicha institución, además de la gestión y realización de los respectivos permisos en las diferentes jerarquías de la institución de salud como lo es el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, en la jefatura de radiología e imágenes y la jefatura de médicos radiólogos, y se resguardo información privada del paciente ya que no se colocaron datos personales de los mismos.

# CAPÍTULO II

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 HISTORIA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

Wolfgang Pauli (1900-1930) fue un gran físico austriaco, profesor de la Universidad de Hamburgo, muy conocido actualmente por la proposición del cuarto número cuántico “el spin del electrón” (1924) y su famoso principio de exclusión que rige la posible posición de los electrones en los orbitales atómicos (1925): “dos electrones en un mismo átomo no pueden tener los mismos números cuánticos.” Cuando Niels Bohr (1885-1962), Max Planck (1858-1947) y Albert Einstein (1879-1955) ya habían planteado el modelo atómico (1913), la cuantización de la energía y la famosa relación entre energía y masa ( $E = mc^2$ ) respectivamente, Pauli, en los años veinte demostró que muchas de las características de la estructura hiperfina de los espectros atómicos se podían explicar si los núcleos atómicos presentaban también spin y su respectivo momento magnético. Con posterioridad, en 1933, refinamientos del experimento de Otto Stern (1888-1969) y Walther Gerlach (1889-1979) que consiste en la separación de haces de átomos en un campo magnético no homogéneo de acuerdo a la orientación del momento magnético de sus electrones desapareados, confirmaron dicha proposición y calcularon valores aproximados para el momento magnético del protón. La proposición de la existencia de un spin nuclear sería fundamental en el posterior progreso del área.

Cornelius Jacobo Gorter (1907-1980), físico alemán, intentó medir la resonancia magnética de núcleos de  $^1\text{H}$  y  $^7\text{Li}$  en cristales de  $\text{K}[\text{Al}(\text{SO}_4)_2] \cdot 12\text{H}_2\text{O}$  (alumbre potásico) y  $\text{LiF}$  respectivamente, sin éxito. En septiembre de 1937, Gorter visitó a Isidor Isaac Rabi (1898-1988), físico estadounidense, en su laboratorio de la Universidad de Columbia. Esta visita fue muy fructífera pues en el intercambio de opiniones entre estos dos físicos, Gorter le sugirió a Rabi en vez de cambiar el estado Zeeman de las partículas pasando un haz a través de un campo estático pobremente definido, hacerlo irradiando la transición del dipolo magnético entre dos estados Zeeman, como en su propio infructuoso experimento. En 1938, *Rabi et al* publicaron sus resultados exitosos en el artículo “Un nuevo método para medir el momento magnético nuclear,” denominando a la resonancia nuclear magnética,

espectroscopia por radiofrecuencia. Al final del artículo estos autores agradecen a Gorter. Isidor I. Rabi, recibió en 1944 el premio Nobel de Física por este importante avance.

En 1940, Luis W Álvarez y Félix Bloch, publican un método cuantitativo para medir el momento magnético del neutrón. Sin embargo, la segunda guerra mundial interrumpió los estudios en este campo por un tiempo; después de terminada ésta en 1945, dos grupos de Estados Unidos, uno de Stanford dirigido por el físico suizo Félix Bloch y otro de Harvard dirigido por Edward M Purcell, ingeniero eléctrico estadounidense, retomaron la investigación de medir resonancia magnética en materia condensada. Ambos grupos lo consiguieron independientemente en diciembre de 1945, por métodos completamente diferentes. Mientras el grupo de Purcell repitió esta vez con éxito la experiencia de Gorter, obteniendo una señal RNM del protón en materia condensada, el grupo de Bloch diseñó un experimento diferente en el que la detección de la señal se realizaba a través de la fuerza electromotriz inducida por la precesión de los núcleos en una bobina receptora. El grupo de Bloch llamó a este método inducción nuclear. Los artículos en que dan cuenta de sus resultados aparecieron juntos en la revista *Physical Review* en enero de 1946: “Absorción de Resonancia por Momentos Magnéticos Nucleares en un sólido” de *Purcell et al.*, e “Inducción Magnética” de *Bloch et al.* En 1952, E.M Purcell y F. Bloch recibieron el premio Nobel de Física. En la Universidad de Kazan, de la ex-Unión Soviética, Yevgeni Zavoisky también realizó un intento para medir la resonancia magnética, aunque sin éxito.

El siguiente avance se le debe a E. L. Hahn en 1949 quien siguió la idea de Bloch, de producir una corta excitación mediante un pulso de radiofrecuencia, induciendo una señal hoy conocida como FID (Free Induction Decay), base de las secuencias usadas actualmente. El trabajo de E. Hahn se publicó como una carta al editor en *Physical Review* en 1950. En enero de 1950 se dio a conocer también por dos grupos independientes en el mismo número de la revista *Physical Review*: “La dependencia de una frecuencia de resonancia magnética nuclear basada en un compuesto químico,” de W.G. Proctor y FC. Yu, estudiantes de Bloch en Stanford y “Dependence of the  $^{19}\text{F}$  nuclear resonant position on chemical compound” de W. C. Dickinson del MIT. En el primero se da cuenta del desplazamiento químico del  $^{15}\text{N}$  y en el segundo del mismo fenómeno en el  $^{19}\text{F}$  También en ese año, H.S Gutowsky y C.J

Hoffman descubrieron la naturaleza química asociada al desplazamiento químico, describiendo el fenómeno conocido como acoplamiento escalar spin-spin, que ocurre cuando dos grupos de protones no equivalentes producen desdoblamiento mutuo de sus señales, de gran utilidad analítica en RM química.

En 1965, se publicó un trabajo que recién hoy comienza a tener repercusiones en medicina. Se trata de “Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient” de E. O. Stejskal y J. E. Tanner, donde se establece la secuencia básica de las señales de difusión del protón, hoy de gran interés en RM médica. Sin embargo, en 1966 se publica un extraordinario avance que cambiaría la dirección del desarrollo de la RM: “Application of Fourier transform spectroscopy to magnetic resonance” en Review of Scientific Instruments de Richard R. Ernst y Wess W. Anderson. Curiosamente, este trabajo fundamental fue rechazado dos veces en el Journal of Chemical Physics por ser muy técnico y no lo suficientemente original. En este trabajo, los investigadores aplican una nueva técnica de transformada de Fourier a la espectroscopia por RM. Utilizando la FID de Hahn y analizando la transformada de la respuesta del sistema, aumentando la razón señal/ruido además de abrir las puertas al análisis computacional de las señales, reduciendo significativamente el tiempo de registro. Sin embargo, en palabras de Ernst: “cuando uno considera el complicado tratamiento de los datos adquiridos en un computador CAT 400, en papel, luego siendo transferidos a tarjetas perforadas a un IBM San José, luego traspasados a cinta magnética en el Service Bureau Corporation, Palo Alto, para realizar la transformada de Fourier en un IBM 7090 y dibujados en un Calcom Plotter, nadie podría haber estado convencido de un ahorro en tiempo.”

El fisicoquímico suizo Richard R. Ernst fue distinguido con el premio Nobel de Química de 1991 por su gran contribución al avance de la espectroscopia por RM. El trabajo de Ernst, pone de relevancia la importancia del trabajo de Fourier y sin duda repercute en todo el

desarrollo posterior de la técnica, no sólo en la química, donde permaneció muchos años y sigue desarrollándose, sino también en la medicina.<sup>6</sup>

### **2.1.2 APLICACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA EN MEDICINA**

La era médica comienza con Eric Odeblad y Gunnar Lindstrom, el primero médico y fisiólogo suizo, muy reconocido por sus estudios de las propiedades físico-químicas e inmunológicas del moco cervical. Ambos, en 1955 obtuvieron espectros del protón de eritrocitos, músculo e hígado de ratas y fluidos humanos. Posteriormente a éste y otro trabajo pionero del mismo Odeblad, Lindstrom y B. N. Bhar en 1956, en la década de 1960 comenzaron a trabajar los grupos de Jhon Mallard y Jim M.S. Hutchison, ambos físicos, en la Universidad de Aberdeen en Escocia, el médico Raymon V. Damadian en el Downstate Medical Center de Brooklyn y el bioquímico Donald P. Hollis en la Universidad John Hopkins de Baltimore.

Entre 1963 y 1971 Mallard en conjunto con P.D. Cook primero, con M. Kent después y luego con J. Hutchison mostraron las diferencias en los espectros de resonancia de los electrones (electrón spin resonance) entre tumores de hígado y riñón y fallaron al intentar obtener señales de un ratón vivo. En 1971, apareció en escena Raymond V. Damadian con un trabajo hoy clásico y que, como se refleja en los trabajos posteriores de Mallard y de Hollis, fue un aporte desafiante que estimuló el desarrollo posterior de la RM. Se publicó en Science bajo el título “Detección de tumores mediante resonancia magnética nuclear.” Aquí, Damadian propone: “Las medidas de resonancia spin-eco pueden ser usadas como un método para discriminar entre tumores malignos y tejido normal.” El encontró diferencias en T1 y T2 entre seis muestras de tejidos normales y dos tumores sólidos del hígado y el riñon de la rata. Además, comparó fibroadenomas con dichos tumores, encontrando que también se diferenciaban de ellos. Así, los valores de T1 y T2 de tumores se encontraban fuera del rango de los valores normales y de los fibroadenomas. Damadian apodó al método analítico para

---

<sup>6</sup> Carlos Martinot del Pozo, Carlos Martinot-Luyo. Espectroscopia resonancia magnética. Rev. Per. Neurol [Internet]. 2001; 3. Disponible en: [http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07\\_n3/espectroscopia\\_resonancia.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07_n3/espectroscopia_resonancia.htm)

diferenciar los valores de relajación “FONAR” (field focused nuclear magnetic resonance). Sus resultados los corroboró con tejido humano en 1974. Siguió trabajando con su equipo construyendo el primer tomógrafo de RM de cuerpo entero que llamó “el indomable,” obteniendo la imagen de un tumor en una rata, publicada en la revista Science en 1976.

Después de 1971, influenciado por el trabajo de Damadian, Mallard exploró las diferencias de resonancia del protón entre tejidos cancerosos y normales encontrando resultados menos claros que los que reportó Damadian en 1971, explicando que gran parte de las diferencias en T1 eran dadas por la presencia de agua en estos tejidos. En 1973, Mallard exploró la posibilidad de obtener imágenes (algo después que Lauterbur) y en 1974 con Hutchison, la primera imagen de un ratón completo. Hollis y colaboradores entre 1972 y 1974 estudiaron las propiedades de relajación spin-lattice (T1) de diversos tejidos cancerosos, encontrando mayores T1 y exploraron su relación con el contenido de agua en los tejidos. El avance fundamental para la medicina se produjo cuando el químico estadounidense Paul Lauterbur, en la Universidad de New York, tuvo la idea de codificar espacialmente la señal mediante la aplicación de gradientes magnéticos y después reconstruir la imagen en forma similar a la tomografía computada. En su trabajo “Formación de la imagen inducida por interacciones locales; por ejemplo, empleando resonancia magnética” publicado en la revista Nature en 1973, mostró que agregando campos magnéticos adicionales al campo principal y obteniendo un conjunto de proyecciones de la distribución de la señal de dos tubos de prueba conteniendo agua normal dentro de un contenedor de agua deuterada, se podía reconstruir una imagen por medio de retroproyección filtrada (similar a la tomografía computada). Llamó a su método Zeugmatografía (de zeugma= unión), refiriéndose a la unión de un campo magnético con la radiofrecuencia. Como muchas veces sucede, primero su artículo fue rechazado, pero ante la persistencia de Lauterbur, finalmente se publicó.

En este punto es importante recordar que la reconstrucción de imágenes RM está sustentada en la de la tomografía computada, es decir en el trabajo fecundo de Johan Radon quien en 1917 demostró la posibilidad de reconstrucción tridimensional de un objeto a partir de un juego infinito de sus proyecciones y de Alian M. Cormack (premio Nobel junto a G Hounsfield en 1979 por la invención de la tomografía computada), quien resolvió en 1963 y

1964, el problema de conocer el interior de una región a partir de conocer sus proyecciones. Este, en dos brillantes artículos mostró cómo resolver el conjunto de ecuaciones integrales generadas por la atenuación de un conjunto de voxels dispuestos en línea, uno al lado del otro, en función del ángulo de rotación de la proyección, mediante transformadas de Radon-Fourier, series de Fourier y el uso de polinomios de Tschebycheff. Peter Mansfield, físico inglés, en el mismo año 1973, descubrió en forma independiente que el uso de gradientes de campo magnético producía señales que podrían ser analizadas directamente para proveer la información espacial, incluyendo una descripción matemática de la transformación de una señal temporal a la representación espacial, introduciendo el concepto del espacio-K. Posteriormente siguió trabajando en la selección del corte y en 1976 propuso las secuencias EPI (ecoplanar imaging), o como llenar el espacio-K en forma rapidísima, en un solo disparo (“single shot”). Peter Mansfield y Paul Lauterbur posteriormente siguieron contribuyendo al desarrollo de la RM, con gran número de artículos en la revista *Physics in Medicine and Biology* y en un artículo clásico, Mansfield y A.A. Maudsley en 1977 publicaron la primera imagen seccional de una región de la anatomía humana, un dedo. P. Mansfield y P. Lauterbur fueron galardonados con el premio Nobel de Fisiología y Medicina de 2003. Sin duda, Raymond Damadian, es junto a Lauterbur y Mansfield, uno de los responsables de la aplicación médica de la RM. Lamentablemente, no recibió el premio Nobel junto a estos dos investigadores, y se enfrascó en una acida polémica, intentando por diversos medios publicitarios ser declarado el padre de dicha técnica. Algunos autores atribuyen el hecho a la personalidad exuberante de Damadian o a que el Nobel se otorgó por llevar la RM a una imagen médicamente útil y no por la aplicación al diagnóstico diferencial entre tejido tumoral y sano. Sea esto cierto o no, en la entrega de premios Nobel, siempre hay personajes que han sido dejados de lado, entre ellos, tal vez la más emblemática es la cristalógrafa Rosalind Franklin, esencial en el gran descubrimiento del siglo XX, la doble hélice del ADN.

### 2.1.3 DESCUBRIMIENTO DE LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA<sup>7</sup>

Fue Isaac Newton el primero que comprendió que la luz blanca estaba compuesta de todos los colores del espectro. Joseph Fraunhofer avanzó significativamente cuando en 1814 demostró que las líneas oscuras en el espectro del sol eran características de la luz solar y no un efecto espurio de los instrumentos utilizados, sin embargo, el significado de estas líneas no se reconoció hasta 1859 cuando Gustav Kirchhoff y Robert Bunsen demostraron que ellas representaban patrones característicos de absorción de la luz por parte de diversos elementos químicos, es así como nace la espectrofotometría.

La primera detección de Resonancia Magnética Nuclear debida a la formación de una diferencia en las energías de ciertos núcleos en presencia de un campo magnético fue reportada independientemente por el grupo de Felix Bloch de la Stanford University (para el agua líquida) y el grupo de Edward Mills Purcell en la Harvard University (para la cera de parafina) en 1946. Asimismo, demostraron que núcleos con números desconocidos de protones y neutrones se alineaban con un campo magnético potente y que al aplicarles estímulos de radiofrecuencia en diferentes ángulos, precisaban cada vez con mayor amplitud y que al cesar el estímulo, estos núcleos emitían una señal de radiofrecuencia que podía ser detectada por una antena y un receptor de radio. Purcell y Bloch compartieron en 1952 el Premio Nobel de Física por estos descubrimientos. La aplicación química de la RMN fue descubierta a principios de los cincuenta, al observarse que la frecuencia de resonancia de un núcleo dependía fuertemente de su entorno químico (chemical shift). A partir de los años setenta, el desarrollo de nuevas técnicas y mayores campos magnéticos (que incrementan tanto la sensibilidad como la resolución de las señales) permitieron estudiar moléculas cada vez más grandes. El advenimiento de la RMN multidimensional y el uso del marcaje  $^{13}\text{C}$  y  $^{15}\text{N}$  marcaron el inicio de la RMN biológica.

---

<sup>7</sup> Mauricio Canals L. Historia de la resonancia magnética de Fourier a Lauterbur y Mansfield: en ciencias, nadie sabe para quién trabaja. Revista Chilena de Radiología [Internet]. 2008; Vol. 14 N° 1, 39-45. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf>

#### **2.1.4 RESUMEN DE LA HISTORIA DE LOS RAYOS X EN EL SALVADOR<sup>8</sup>**

La historia de la radiología en El Salvador ha tenido un avance progresivo, desde que el Dr. Darío González, quien utilizó por primera vez los rayos X en Guatemala y residente de ese país, realizó en 1895 una disertación sobre la materia radiante y un año después (1896) realizó las primeras pruebas de rayos X en Centroamérica.

En 1906 fue abierto el servicio de Electroterapia en el Hospital Nacional Rosales y el primer equipo de rayos X fue instalado por el Dr. Alfonso Quiñonez Molina, quien, a su vez, en 1907, tomó la primera radiografía de tórax y hueso.

El radiólogo salvadoreño, Franklin Mónico Portillo, señala también que, en ese mismo Hospital en 1938, se adquieren nuevos equipos y se crea el Departamento de Radiología. Según el reglamento del Colegio Médico de El Salvador en el artículo 10, en la clasificación de sus miembros, aparece la categoría de Radiólogo en 1947.

En 1980 se introdujo el primer mamógrafo en El Salvador, el cual comenzó a funcionar en el Hospital 1° de Mayo. Al año siguiente, en 1981, se inicia el Programa de Residencia en Radiología en el Hospital General del Seguro Social, dirigido durante 25 años por el Dr. Franklin Mónico. Posteriormente, se abrió la residencia en el Hospital Militar y en el Hospital Nacional Rosales.

La Sociedad de Radiología de El Salvador algunos la ubican a finales de los años 40, otros afirman que fue creada en 1956, siendo su presidente fundador el Dr. Raúl Argüello. En 1985 en la presidencia del Dr. Mónico pasó a llamarse Sociedad de Radiología y Ultrasonido de El Salvador. Posteriormente, en 1999, bajo la presidencia del Dr. Guillermo Maza se transformó en Asociación Salvadoreña de Radiología, Ultrasonografía e Imágenes.

---

<sup>8</sup> Alejandra María Sosa Rivera, Lissette Borjas. Historia y evolución de la radiología en Centroamérica. Rev. Fac. Cienc. Méd [Internet]. 2015; 12(2). Disponible en: [www.bvs.hn/RFCM/pdf/2015/pdf/RFCMVol12-2-2015-5.pdf](http://www.bvs.hn/RFCM/pdf/2015/pdf/RFCMVol12-2-2015-5.pdf)

En 1985, fue instalado el primer tomógrafo axial computarizado en el Hospital Militar. Para el año de 1986 se instala el primer equipo de tomografía computarizada en el Hospital Brito Mejía Peña y en 1993 pone al servicio del país el primer equipo de resonancia magnética.

El 8 de noviembre de 1995, con el propósito de celebrar el centenario del descubrimiento de los rayos X se forma la Comisión Nacional de Protección Radiológica, lo que ahora se conoce como Unidad Reguladora y Asesora de Radiaciones (UNRA).

1995 adquieren equipo de Resonancia Magnética en el Hospital de niños Benjamín Bloom.

1997

2003 el hospital general del instituto salvadoreño del seguro social (ISSS) adquiere un equipo de resonancia de 1.5 tesla, campo cerrado.

En el año 2005, la Clínica Brito - Mejía Pena, amplió la oferta diagnóstica en el campo de la Resonancia Magnética con un equipo siemens de 1.5 Tesla caracterizado por los avances más novedosos en esa disciplina.

En febrero del 2011 El hospital Rosales adquiere un nuevo equipo marca siemens MAGNETOM Avanto 1.5 Tesla.

Junio del 2015 El hospital general del instituto salvadoreño del seguro social (ISSS) Inaugura un equipo de resonancia marca siemens MAGNETOM Aera 1.5 tesla

En Julio del 2016 El hospital de niños Benjamín Bloom le es donado por Japón un equipo marca Hitachi, El APERTO Lucent (0,4 Tesla)

### **2.1.5 RESONANCIA MAGNÉTICA EN EL INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL (ISSS) EN LA ACTUALIDAD**

En el informe de Rendición de Cuentas de junio 2014 a mayo 2017 del ISSS, se registra la inversión de \$34.6 millones en equipo médico. Entre los equipos esta un nuevo acelerador lineal, un equipo de braquiterapia de alta tasa, un tomógrafo axial computarizado, para el tratamiento y diagnóstico de pacientes oncológicos, a un costo de \$6 millones.

Asimismo, la compra de tres nuevos tomógrafos, por un valor de \$2.7 millones, con los que se incrementó la producción en un 12 % y de un equipo de resonancia magnética de 1.5 Tesla en el Hospital General, a un costo de \$1.2 millones.<sup>9</sup>

El Dr. Ricardo Cea Roadnet, director general del Instituto Salvadoreño del Seguro Social (ISSS), realizó la entrega oficial del novedoso aparato de imagen, con el que se amplía el portafolio de estudios de la institución.

La nueva resonancia magnética permite al Seguro Social realizar exámenes de vanguardia y más complejos, como, por ejemplo: biopsias dirigidas de mama, espectroscopía, tractografías, estudios funcionales neurológicos y estudios de columna completa.

También será posible realizar procedimientos vasculares como la angi resonancia de miembros inferiores. El equipo trae además novedades, como un ventilador de transporte y un sistema de monitoreo para poder realizar estudios a pacientes ventilados o en estado delicado que no se podía hacer con anterioridad.

Cuenta también con 48 canales de procesamiento, que permite estudios más rápidos y de mayor calidad. Además, tiene mayor cantidad de antenas que permiten realizar más de un estudio a la vez sin necesidad de mover de posición al paciente, lo que garantiza su mayor comodidad. La abertura del túnel (denominado gantry) puede extenderse hasta 70 centímetros y cuenta con una mesa de exploración con capacidad de soportar un peso de 500 libras, lo que permite brindar la atención a pacientes con obesidad mórbida. Otra de sus novedades es que posee tecnología cero evaporación de helio, que conlleva a disminuir costos en insumos de recambio pues la próxima recarga será hasta dentro de 10 años, lo que la vuelve más eficiente.

---

<sup>9</sup> Raúl Hernández. ISSS rinde cuentas a la población salvadoreña. [Internet]. El Salvador; 23 de Agosto de 2017. [Consultado en marzo de 2018]. Disponible en: [http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1574:iss-rinde-cuentas-a-la-poblacion-salvadorena&catid=1:noticias-ciudadano&Itemid=77](http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com_content&view=article&id=1574:iss-rinde-cuentas-a-la-poblacion-salvadorena&catid=1:noticias-ciudadano&Itemid=77)

Durante 2014 el ISSS realizó 6,556 estudios con el actual equipo de resonancia magnética. Hasta mayo 2015 se realizaron 2,559, con un promedio de 24 estudios por día. Con el nuevo equipo que se suma a otro existente se espera elevar la capacidad a 48 estudios por día, considerando exámenes complejos que necesitan mayor tiempo para realizarlos.

Ambos equipos funcionarán 12 horas al día para satisfacer la demanda de los pacientes. La adquisición de nuevo equipo médico forma parte de los compromisos de la nueva Administración, para mejorar de forma constante la atención de los pacientes y brindar un diagnóstico más oportuno y preciso.<sup>10</sup>

### **2.1.6 SISTEMA DE RESONANCIA MAGNETICA CON BOBINAS DE ALTA DENSIDAD AERA 1.5T<sup>11</sup>**

El **Magnetom Aera 1.5T**, de **Siemens Healthiners**, ofrece una amplia gama de aplicaciones rutinarias y avanzadas, incluyendo neurología, ortopedia, exámenes de todo el cuerpo, abdomen, cardiología, angiografía, mama, próstata, oncología y pediatría, y permite brindar una atención de alta calidad, rápida y costo-eficiente.

La iluminación en el orificio abierto de 70 cm y la función Quiet Suite, que reduce la presión sonora hasta en 99%, mejoran la experiencia del paciente. También se destacan la bobina de alta densidad con matriz de imagen total de cuarta generación TIM 4G, que garantiza una mayor seguridad y precisión; la función GOBrain, para practicar exámenes del cerebro con oprimir un botón en menos de seis minutos, y la tecnología CAIPIRINHA, que reduce la necesidad de repetir exploraciones mediante tiempos de contención de respiración más cortos.

Las soluciones DotGO incluyen la gestión intuitiva de protocolo Dot Cockpit, que proporciona configuraciones predefinidas adaptadas a las necesidades, guías de usuario y

---

<sup>10</sup> ISSS amplía portafolio de estudios de imagen con nuevo aparato de resonancia magnética, disponible en: [http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1396:iss-amplia-portafolio-de-estudios-de-imagen-con-nuevo-aparato-de-resonancia-magnetica&catid=1:noticias-ciudadano](http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com_content&view=article&id=1396:iss-amplia-portafolio-de-estudios-de-imagen-con-nuevo-aparato-de-resonancia-magnetica&catid=1:noticias-ciudadano) consultado en: marzo de 2018.

<sup>11</sup> MAGNETON Aera, disponible en: <https://www.healthcare.siemens.com.co/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-aera> consultado en: Julio 2018.

técnicas de automatización integradas en una interfaz de usuario. La función FREEZEit posibilita la obtención de imágenes con el paciente respirando libremente, y el multicorte simultáneo (SMS) BOLD y DTI, ayuda a realizar rápidamente exámenes y procedimientos neurológicos avanzados.

## **2.2 GENERALIDADES Y CONCEPTOS BÁSICOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)<sup>12</sup>**

La imagen por resonancia magnética (IRM) es un método tomográfico de emisión cuyas principales ventajas sobre otros métodos de imagen son: a) su capacidad multiplanar, con la posibilidad de obtener cortes o planos primarios en cualquier dirección del espacio; b) su elevada resolución de contraste, que es cientos de veces mayor que en cualquier otro método de imagen, c) la ausencia de efectos nocivos conocidos al no utilizar radiaciones ionizantes, y d) la amplia versatilidad para el manejo del contraste.

La IRM se basa en la excitación de los núcleos de uno de los tres isótopos del hidrógeno, el  $^1\text{H}$ , previamente introducidos en un potente campo magnético estático, denominado  $B_0$ . La intensidad del campo magnético que se utiliza para la obtención de imágenes médicas en RM oscila entre 0,012 y 2 Teslas (T). Los imanes para producir ese campo magnético pueden ser permanentes, resistivos, superconductivos o mixtos. Los imanes que producen campos magnéticos altos, a partir de 0,5T, son superconductivos. Los protones magnetizados en el campo magnético (CM), en estado de relajación, adquieren dos orientaciones: de baja y alta energía, o paralelos y antiparalelos respectivamente.

Simultáneamente, los momentos magnéticos de los protones realizan un movimiento de precesión alrededor del eje del campo magnético. La frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo. Para un CM de 1T la frecuencia de precesión es de 45 MHz. Esta aumenta o disminuye de manera proporcional al CM, de tal manera que en un CM de 0,5 T la frecuencia de precesión es de 22,5 MHz y en 2T de 90 MHz.

---

<sup>12</sup> TÉCNICA DE LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA JAVIER LAFUENTEMARTÍNEZ Y LUIS HERNÁNDEZMORENO Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid. Consultado en junio de 2018

En una pequeña proporción, predominan los protones de orientación paralela o de baja energía, formándose en la muestra un vector de magnetización neto, orientado en la dirección del campo magnético. En esta situación, los protones están en estado de magnetización y relajación. Cuanto más intenso es el CM, mayor es la proporción de paralelos sobre antiparalelos, y el vector neto es mayor. Como únicamente se puede medir magnetización en el plano transversal, la muestra es expuesta a pulsos de radiofrecuencia,

junto a gradientes de campo magnético variables, que inclinan el vector de magnetización de la loncha o volumen seleccionado hacia el plano transversal. La radiofrecuencia es devuelta en forma de señal eléctrica oscilante, generalmente en forma de eco. Estas señales, codificadas en fase y frecuencia mediante gradientes, se utilizan para formar la imagen.

La amplitud del eco se reflejará en el menor o mayor brillo de la imagen final, y depende preferentemente de la densidad protónica, la relajación T1 y T2, y en menor medida de otros factores como el flujo, la perfusión, la difusión y la transferencia de la magnetización.

La diferencia de señal entre los diferentes tejidos traduce la resolución de contraste. Esta es superior a la de cualquier otro método de imagen diagnóstica. En la IRM, la señal y el contraste entre tejidos pueden ser manejados por el operador según las diferentes potenciaciones de las secuencias, incluso puede suprimirse la señal de diferentes tejidos. Esta posibilidad de manejo de los contrastes, junto a la capacidad multiplanar, hacen de este método diagnóstico una herramienta excepcional en el diagnóstico médico.

Uno de los inconvenientes de la IRM es el largo tiempo de exploración. Desde la utilización práctica de la resonancia magnética como método de imagen diagnóstica a comienzos de la década de los ochenta, la disminución en los tiempos de exploración junto con mejoras en la resolución espacial, han sido objetivos preferentes en la evolución tecnológica de este moderno método de imagen médica.

### **2.2.1 PARAMETROS DE LA SEÑAL**

La señal de IRM contiene información sobre tres parámetros independientes que permiten identificar la procedencia de la señal, la intensidad y las características del tejido bajo estudio. Estos parámetros son:

**Densidad de spines (spin-density):** La potencia de la señal recibida que precesan es proporcional al número de núcleos que se encuentran dentro del volumen de detección o voxel y es entonces, la que va a determinar su intensidad. La densidad de spines es una medida de concentración de hidrogeno.

**Tiempo de relajación T1 (spin-tejido):** Durante el retorno al equilibrio, luego de emitir energía de RF, los protones de H<sub>2</sub> invierten sus spines gradualmente para volver a alinearse con la intensidad del campo magnético externo inicial. El resultado de este fenómeno es un crecimiento del campo magnético en el eje Z hasta alcanzar el M<sub>0</sub> inicial. Este crecimiento es exponencial en relación con el tiempo y su constante de tiempo se conoce como tiempo de relajación T1.

**Tiempo de relajación T2 (spin-spin):** Los protones de H<sub>2</sub> se encuentran en constante movimiento dentro del tejido. Al pasar unos cerca de otros, interactúan sus movimientos magnéticos interfiriéndose y alterando su precesión. Con el tiempo la interacción del CM del spin altera el CM de la zona en la que se encuentra haciendo que precese más rápido o más despacio. Los spines se salen de fase, lo que provoca la reducción de M<sub>xy</sub> que sigue precesando a la frecuencia de Larmor. La señal disminuye en forma exponencial con el tiempo debido al desfase de la magnetización neta M en el plano xy. Este tiempo recibe el nombre de tiempo de relajación T2 o spin-spin; y como tiene lugar en un plano perpendicular a B<sub>0</sub> se lo denomina tiempo de relajación transversal.

### 2.2.2 DESCRIPCIÓN DE UN RESONADOR MAGNÉTICO MÉDICO<sup>13</sup>

Un resonador magnético médico, a grandes rasgos, se puede dividir en 3 conjuntos de equipos:

1- El magneto principal con sus bobinas de gradientes y sus bobinas de RF de emisión y recepción de señal.

---

<sup>13</sup> Espectroscopia de hidrógeno por resonancia magnética en resonadores clínicos y químicos de alto campo. Estudio de caracterización y seguimiento de tumores cerebrales Calvar, Jorge Andrés 2013 (libro). Consultado en abril de 2018.

2- La electrónica con los generadores y amplificadores de los pulsos de RF y gradientes de campo magnético y el sistema de recepción y amplificación de la señal.

3- Computadoras y programas para procesamiento de las imágenes, espectros, etc.

### Componentes de un resonador

Magneto principal: es por lo general un bobinado cilíndrico superconductor que genera el campo  $B_0$  al que opera el resonador. Se considera el eje mayor del cilindro como el eje de coordenadas “Z”, el eje “X” coincide con la orientación arriba-abajo y el eje “Y” derecha-izquierda.

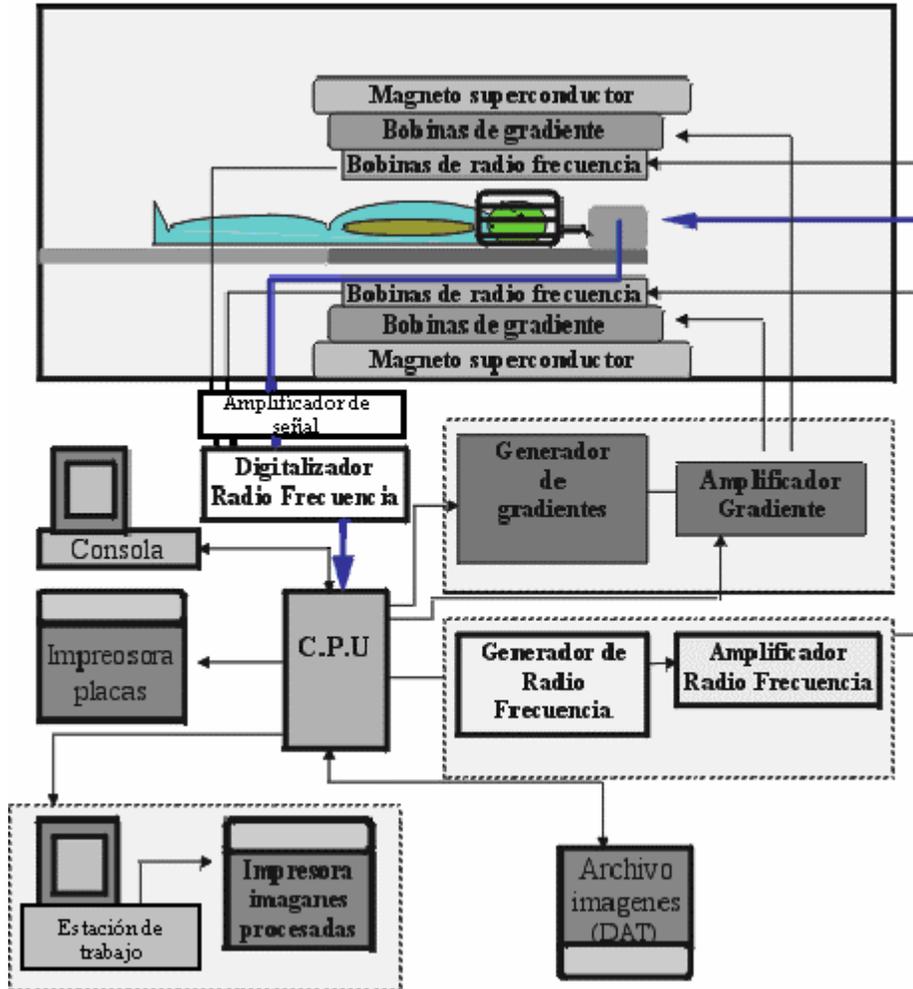


Figura 1: diagrama en bloques de los distintos componentes de un resonador clínico y las conexiones entre bloques.

Como se muestra en la Figura 1, salvo el campo magnético  $B_0$  producido por el imán superconductor, el resto de los campos magnéticos utilizados tienen sus sistemas de generación y amplificación asociados, que son controlados por la consola del equipo según la secuencia de imágenes que se va a utilizar.

Los valores de  $B_0$  que hoy pueden producir estos equipos de uso médico van de 0,2-3 T en la práctica clínica a 4-9.4 T 11-12 en investigación. Los bobinados de alto campo están hechos de aleaciones que adquieren el estado de superconductor a temperaturas entre 5 y 25 K, por lo cual deben mantenerse sumergidos en helio líquido.

Las bobinas de gradientes utilizadas en los sistemas superconductores van montadas dentro del magneto superconductor "coaxialmente" al mismo. Estas bobinas son utilizadas en la etapa de selección de planos tomográficos y durante la codificación espacial de la señal de RMN. Se utilizan tres bobinas, cada una de las cuales genera un gradiente lineal de campo magnético según los ejes principales X, Y, Z (Fig. 2).

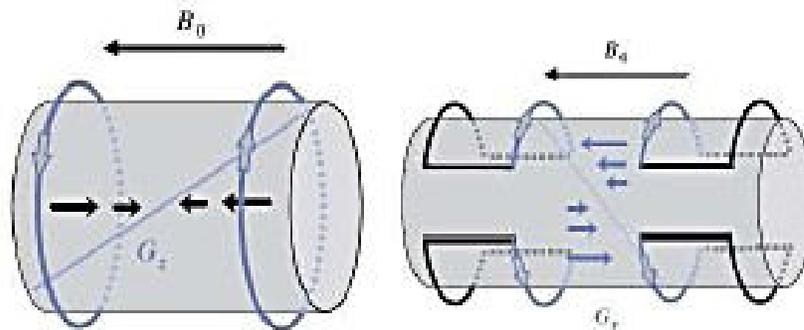


Figura 2: Dibujo simplificado de las bobinas de gradientes Y, y Z. Sus posiciones respecto del magneto superconductor y la dirección del gradiente magnético que generan respecto de  $B_0$ . Estas bobinas son concéntricas e internas al magneto principal. La bobina de gradiente X es similar a la Y, solo que rotada 90 grados.

Las bobinas de RF son utilizadas durante las etapas de transmisión y recepción de los pulsos de RF. Estas pueden estar fijas dentro del resonador (bobina de cuerpo o "body") o ser externas (removibles para cada estudio particular), como las bobinas de cerebro, columna, rodilla, hombro, corazón, abdomen, etc. La señal de RF medida es amplificada, digitalizada y guardada en memoria para el procesamiento posterior.

En general todos los centros de resonancia tienen además una computadora (tipo “estación de trabajo”) para el procesamiento de imágenes y estudios que requieran de un trabajo de procesamiento particular, como es el caso de reconstrucciones de imágenes de 3D, angiografías, resonancia magnética funcional, espectroscopia, etc.

### **2.2.3 FORMACIÓN DE LA IMAGEN**

La obtención de imágenes bidimensionales por IRM se basa en la aplicación de una secuencia de pulsos de RF y gradientes a los núcleos que fueron rotados dentro de un corte anatómico de interés. Existe en IRM una amplia variedad de secuencias que permiten resaltar distintas características de los tejidos que se están estudiando. En lo que sigue se expone una breve descripción de los mecanismos de codificación espacial de la señal de RMN que se aplican en todas las secuencias para la obtención de IRM bidimensionales.

Es importante resaltar que en IRM la codificación de la señal magnética que se mide es una codificación en frecuencia (y fase), lo que la diferencia del resto de las técnicas de imágenes médicas donde la codificación es espacial. Es precisamente esta particularidad lo que le permite obtener el alto nivel de resolución espacial que la caracteriza.

Para la formación de una imagen bidimensional por IRM se necesita de una doble codificación que permita determinar la posición (x,y) de donde proviene la señal. La forma de realizar esta codificación se basa en la aplicación repetida, de dos gradientes perpendiculares de campo magnético (llamados de fase y frecuencia). Estos logran establecer en espines en posiciones distintas, frecuencias de rotación (y fase) distintas que luego se logran traducir nuevamente en coordenadas espaciales (Fig. 3) por una transformada doble de Fourier (DFT).

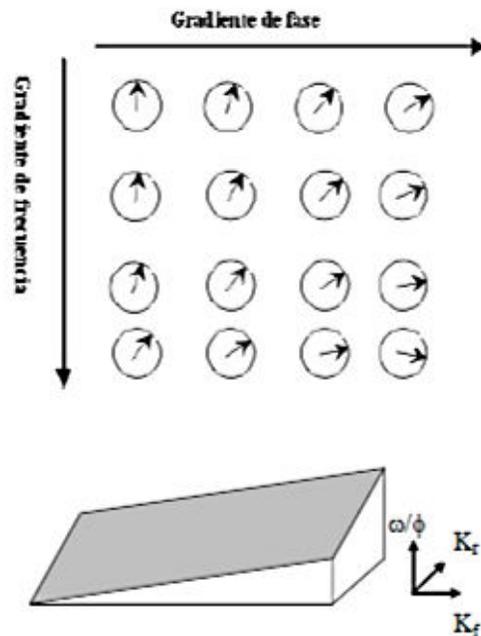


Figura 3. Representación esquemática del efecto en la frecuencia y fase de rotación de MO de dos gradientes perpendiculares. Dependiendo de la posición espacial en el corte anatómico, los momentos magnéticos MO de cada voxel rotan a diferentes frecuencias. Estos dos gradientes permiten relacionar posiciones espaciales a través de frecuencias y fases. Sucesivas adquisiciones variando la amplitud del gradiente de fase permiten luego reconstruir la imagen del corte anatómico por medio de una doble transformada de Fourier. ( $K_f$  y  $K_r$  representan a los gradientes de fase y frecuencia (o lectura),  $\omega/\phi$  la frecuencia/fase de rotación/adquirida de los espines).

Así, una secuencia para la generación de una imagen por RM consiste en adquirir, para un mismo corte anatómico, varias señales de RM (típicamente entre 128 y 512) con la única modificación que las amplitudes del gradiente de fase (y por lo tanto la fase adquirida por los espines) sean diferentes. La señal que las bobinas receptoras miden por la rotación de  $M_{xy}$  es digitalizada (típicamente se utiliza una digitalización entre 128 y 512 valores) para completar lo que se conoce como el espacio K (Fig. 4).

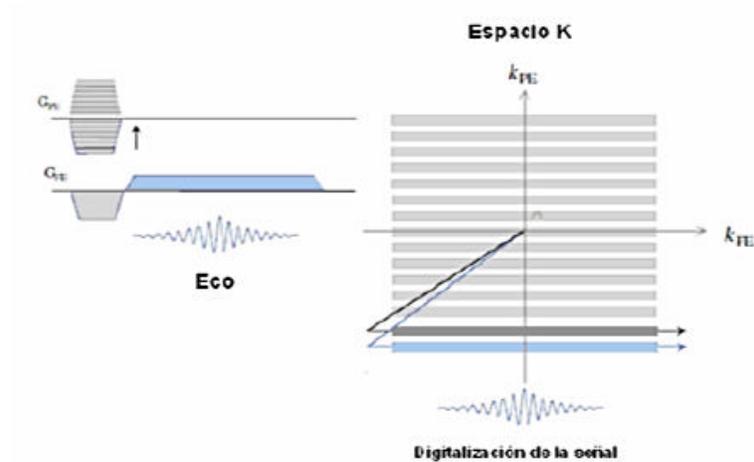


Figura 4. Representación de la adquisición del espacio K para la generación de una imagen por RM. Además del campo de RF y del gradiente de localización del corte anatómico se necesitan dos gradientes más, el de fase (GPE, de distintas amplitudes) y el de frecuencia (GFE). Estos dos gradientes permiten definir el espacio K. Este espacio se va completando, línea por línea (cada línea es una amplitud de GFE distinto) con los valores digitalizados de la señal. ( $k_{PE}$  y  $k_{FE}$ , son los vectores del espacio K de fase y frecuencia respectivamente).

Las secuencias de IRM “son repetitivas” en el sentido que, para obtener una imagen de un corte anatómico, se repite la misma secuencia de pulsos de RF y gradientes con la única diferencia que solo se modifica la amplitud del gradiente de fase. El tiempo entre pulsos de RF se conoce como tiempo de repetición (TR).

Dos son las secuencias originales y las que primero se utilizaron en IRM, la secuencia espíneco (SE) y la gradiente-eco (GE). En ambas secuencias la señal que se mide empieza a crecer, alcanza un máximo (el “eco”) y luego decae. El tiempo desde el pulso de rotación de RF al máximo de señal (eco) se conoce como tiempo de eco (TE). TR y TE son dos de los parámetros fundamentales en IRM ya que modificándolos se obtienen distintos contrastes de los tejidos. Finalmente, la imagen se obtiene mediante una transformada de Fourier bidimensional de este espacio K (Fig. 5).

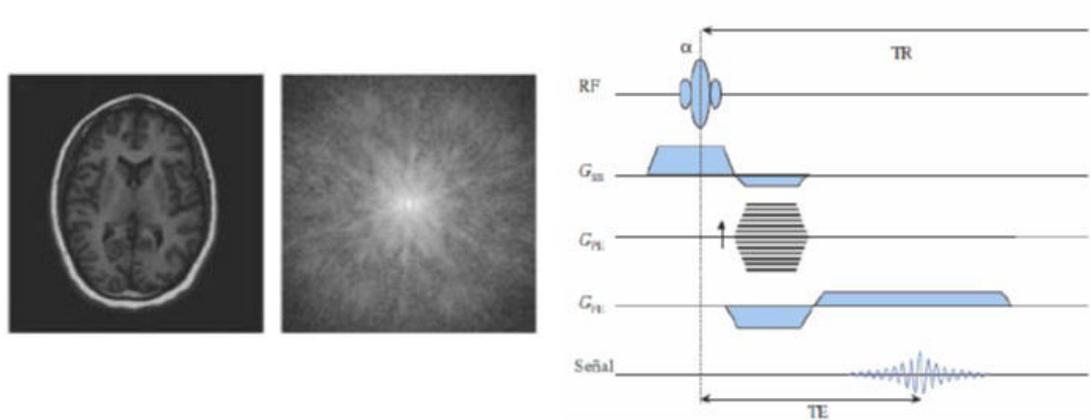


Figura 5. Izq) Imagen T1 de cerebro de un corte anatómico y su espacio K asociado. Der) Representación gráfica completa de una secuencia GE donde se representan los tiempos de encendido del pulso de RF, de los distintos gradientes y el eco medido. En particular, la amplitud del GPE varía de un máximo a un mínimo en diferentes pasos de amplitud fija. RF: radio frecuencia;  $G_{ss}$ : gradiente de selección de corte anatómico; GPE: gradiente de fase; GFE: gradiente de frecuencia; TR: tiempo de repetición; TE: tiempo de eco.

La obtención de espectros monovoxel por RM se basa en principios similares, ya que a través de gradientes y campos de RF, se define un volumen (voxel) de interés y se excita únicamente a los espines ubicados en el interior de ese voxel. Sin embargo, en esas secuencias no existe una codificación espacial de la señal.

### Imágenes de IRM cerebrales

En IRM, además de la posibilidad de adquirir imágenes con distintas angulaciones y alta resolución espacial por la codificación en frecuencias y fase que se realiza, existe la posibilidad de obtener una gran variedad de contrastes entre los tejidos o sustancias que se encuentran dentro del corte anatómico que se estudia. Esto se origina por la gran versatilidad de modificar pulsos de RF y gradientes, los distintos valores de TR y TE posibles y por la amplia posibilidad de combinarlos en las secuencias. Así, un estudio de IRM por lo general consta de varias imágenes con distintos tipos de contraste para un mismo corte anatómico.

Tomando como base las dos primeras secuencias que se utilizaron en IRM, la SE (espín-eco) y la GE (gradiente-eco), las sucesivas mejoras en hardware y software en los resonadores llevó al desarrollo de múltiples secuencias, que no son más que modificaciones y combinaciones de las SE y GE, que permiten obtener imágenes con nuevos contrastes y adquirirlas en tiempos más cortos (Fig. 6).

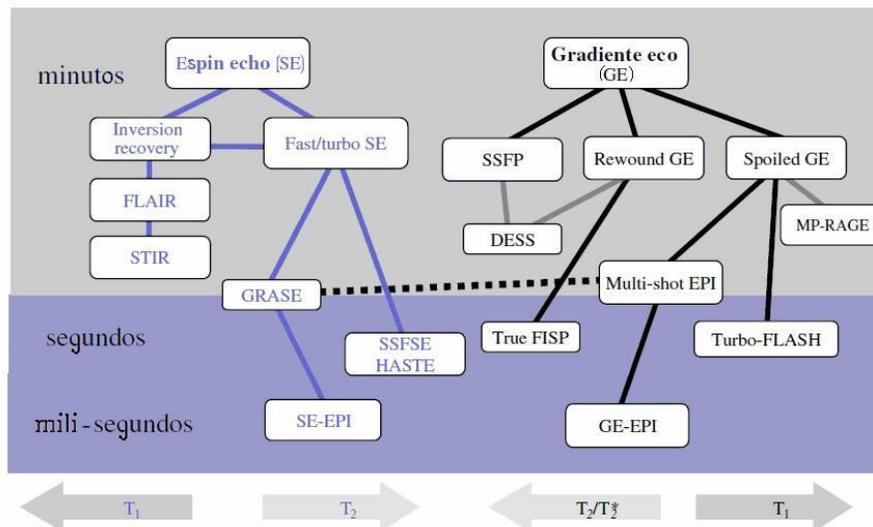


Figura 6. Grupo de secuencias de IRM que permiten generar imágenes con distintos contrastes, derivadas de las dos secuencias básicas, SE y GE. Las secuencias del grupo de las SE son imágenes con mejor calidad de contraste, son secuencias más lentas y depositan más energía en los tejidos. Son de destacar la FLAIR y la FastSE por el excelente contraste que muestran del tejido edematizado en lesiones cerebrales. Las secuencias del grupo GE son secuencias más rápidas y depositan menos energía en los tejidos. Del grupo de las GE son de destacar la GE-EPI por ser la base de las secuencias de perfusión, difusión y funcional, la Spoiled GE por ser la secuencia que originan las imágenes con contraste T1 de alta resolución y la GE básica por determinar regiones de mala homogeneidad y sangrado.

En particular, en un estudio de IRM de cerebro se realizan un conjunto de secuencias que brindan tanto información anatómica como fisiológica de los tejidos. Así, es común obtener imágenes potenciadas en T1 con y sin contraste, T2, T2 FLAIR, difusión y perfusión, donde todas dan algún tipo de información particular y complementaria para ayudar a establecer un diagnóstico

#### 2.2.4 ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA DE PROTÓN<sup>14</sup>

La espectroscopia por resonancia magnética (ERM) es una técnica no invasiva basada en el fenómeno de resonancia magnética nuclear (RMN), que valora las características bioquímicas de los tejidos. De esta manera, proporciona información metabólica,

<sup>14</sup> Majós C. Espectroscopia por resonancia magnética de protón en el diagnóstico de tumores cerebrales Artículo médico. Consultado en Marzo de 2018.

complementaria a la información anatómica obtenida con los estudios convencionales, y ofrece al radiólogo la posibilidad de trabajar con un tipo de información de la que no disponía anteriormente. Ello conlleva ventajas y desventajas. La principal ventaja es que disponer de información adicional puede ayudar, en determinadas circunstancias, a acotar el diagnóstico, máxime teniendo en cuenta que aborda el problema desde un punto de vista totalmente diferente (metabólico frente a morfológico).

La principal desventaja es que se trata de un tipo de información con la que los radiólogos no están habituados a trabajar. Extraer información de gráficos complejos y analizarla pensando en términos de bioquímica y metabolismo puede resultar «farragoso». No obstante, el radiólogo es un componente imprescindible en el equipo que ha de trabajar en el terreno de la espectroscopia, por ser el responsable último de su aplicación en el diagnóstico. Es por ello que se debe hacer un esfuerzo en obtener conocimientos básicos de la técnica que permita desenvolver satisfactoriamente el papel de los médicos en este terreno.

### **Espectroscopia por resonancia magnética de protón en el diagnóstico de tumores cerebrales**

Uno de los campos en que la información aportada por la ERM 1H puede ser de mayor impacto es en el diagnóstico prequirúrgico de los tumores cerebrales. En la actualidad, se pueden realizar estudios ERM con una duración aceptable en la mayoría de máquinas de RM de 1,5 T. Esto da al radiólogo la oportunidad de realizar los estudios de imagen por resonancia magnética (IRM) y ERM en una única sesión, evaluando en el mismo procedimiento la información que suministran ambas técnicas.

Para un tratamiento óptimo de los pacientes con tumor cerebral, es necesario disponer de un diagnóstico lo más exacto posible. La IRM puede proporcionar un diagnóstico inicial de las masas cerebrales con una exactitud diagnóstica de entre el 30 y el 90%, dependiendo del tipo de tumor. La anatomía patológica (AP) sigue siendo considerada el «patrón de oro» para determinar el diagnóstico definitivo, por lo que sigue siendo necesaria la biopsia del tumor. No obstante, la mortalidad descrita en la realización de biopsias es del 1,7%. En un estudio de 550 pacientes a los que se practicó biopsia estereotáctica, encontraron que un 8%

presentaba procesos inflamatorios o abscesos, un 2,2% presentaba otro tipo de lesiones no tumorales, un 3,4% fueron biopsias no diagnósticas y un 8% presentaron complicaciones. Un método no invasivo, como la ERM, que permita predecir con mayor exactitud el tipo de lesiones, podría evitar biopsias en procesos no tumorales o tumores poco accesibles que serían tributarios de radio quimioterapia más que de resección quirúrgica.

### 2.2.5 BASES FÍSICAS

El fenómeno de la RMN se basa en la propiedad que presentan ciertos núcleos atómicos para absorber selectivamente la energía de radiofrecuencia cuando se someten a un campo magnético. Este exceso energético es liberado por los núcleos mediante un proceso de relajación nuclear. La frecuencia de resonancia de este proceso se denomina frecuencia de precesión ( $f_p$ ), y es directamente proporcional al valor del campo magnético efectivo ( $B$ ) que percibe el núcleo, según viene definido por la ley de Larmor:

$$f_p = \gamma \times B/2\pi$$

En la fórmula de la ley de Larmor,  $\gamma$  es la constante giromagnética, constante y característica para cada núcleo. El campo magnético ( $B$ ) viene determinado por un  $B$  externo ( $B_{ext}$ ), constituido por el  $B$  producido por el imán y un  $B$  interno ( $B_{int}$ ), que está inducido por cargas en movimiento que forman parte de las diferentes moléculas. El  $B_{int}$  siempre se opone al  $B_{ext}$ , por lo que ejerce un efecto de pantalla. Su efecto es que el núcleo perciba un  $B$  inferior al  $B_{ext}$  ( $B = B_{ext} - B_{int}$ ). Es proporcional al  $B_{ext}$  a través de una constante que recibe el nombre de constante de apantallamiento ( $\sigma$ ) ( $B_{int} = \sigma \times B_{ext}$ ). Dado que  $\gamma$  es constante y que el  $B_{ext}$  también lo será para cada experimento, la  $f_p$  dependerá, en último término, de la  $\sigma$ . Esta constante no depende únicamente del núcleo considerado, sino que será característica para la estructura molecular de su entorno metabólico. Así, la  $f_p$  que percibimos será característica de cada compuesto, y la ERM proporcionará la posibilidad de detectar los compuestos que hay en una determinada muestra a partir de la valoración del espectro.

Con mucho, el núcleo más utilizado en el estudio del cerebro ha sido el protón, y se habla de espectroscopía por resonancia magnética de protón (ERM 1H). En una gráfica del dominio de frecuencias, la posición del pico nos identificará el compuesto, y el área bajo la gráfica

será proporcional a su concentración. Cabe decir que la frecuencia de precesión de los protones no se representa como unidad de frecuencia (en Hz), sino en partes por millón (ppm). Este valor se obtiene de calcular el desplazamiento químico ( $\delta$ ) del radical en cuestión respecto de un compuesto de referencia según la fórmula:

$$\delta = (fpA - fpR) / fpR$$

Donde fpA es la fp del metabolito a estudio (A) y fpR es la fp del metabolito de referencia (R). En el caso de la ERM 1H este metabolito de referencia es el 3-trimetilsilil [2,2,3,3-2H] propionato sódico (TSP). Una vez obtenido y procesado, se puede extrapolar cada resonancia en el espectro (según su localización) con un metabolito en el tejido, y la cantidad de este compuesto se puede valorar en relación con el área de la resonancia.

## **PRINCIPIOS BÁSICOS DE ESPECTROSCOPIA MAGNÉTICA NUCLEAR<sup>15</sup>**

La ERM se fundamenta en que el campo magnético efectivo  $B_{ef}$  al que se encuentra expuesto un núcleo es la suma del campo magnético principal producido por el imán (superconductor) y las pequeñas variaciones de campo magnético producidas por el entorno químico en que se encuentra el núcleo.

Esto significa que la frecuencia de resonancia de un núcleo en particular depende del “entorno magnético” en el que se encuentra, por lo tanto, de su ubicación en la molécula. Así, distintos núcleos de  $^1H$  pueden estar sometidos a diferentes entornos electrónicos por estar ubicados en diferentes posiciones dentro de una molécula. Estos diferentes entornos electrónicos crean pequeñas diferencias en el campo magnético principal  $B_0$  sobre cada uno de los núcleos y, por consiguiente, cada  $^1H$  dentro de la molécula estará caracterizado por una frecuencia de resonancia diferente. Del mismo modo, si dos núcleos de  $^1H$  tienen un entorno electrónico similar, entonces tendrán similar frecuencia de resonancia.

---

<sup>15</sup> Clasificación de Tumores Cerebrales por medio de Espectroscopía de Resonancia Magnética Nuclear de Protones (ERM)

### Desplazamiento químico

La escala de valores en el eje de las frecuencias depende evidentemente del valor del campo magnético, a mayor campo  $\mathbf{B}_0$ , mayores son las frecuencias de resonancia de los núcleos (y las diferencias entre ellas). Esto es un inconveniente cuando hay que comparar espectros obtenidos con diferentes intensidades de campos (por ejemplo, 1 T, 3 T, 11 T). Para eliminar esta dependencia y lograr que los espectros adquiridos con imanes de diferente campo magnético sean comparables, se definen las posiciones de las distintas resonancias mediante una escala relativa denominada “desplazamiento químico”.

Si  $f_r$  es la frecuencia de resonancia de un núcleo que se toma como referencia, cualquier otra frecuencia ( $f_A$ ) puede expresarse mediante su desplazamiento químico definido por:

$$\text{Despl. Químico} = \frac{f_A - f_r}{f_r} \times 10^6$$

El desplazamiento químico es un valor adimensional que se expresa en partes por millón (**ppm**). La escala de desplazamiento químico permite establecer a veces una relación biunívoca entre posición y grupo químico o sustancia, que facilita la identificación de los diferentes compuestos presentes en la muestra analizada, independientemente del campo magnético en que se obtuvo el espectro.

Si bien en términos de ppm los núcleos de una misma sustancia “resuenan” a valores definidos, a mayor amplitud de campo  $\mathbf{B}_0$ , la separación (en Hz) entre picos aumenta, lo que permite mejorar la resolución de los distintos picos de las diferentes sustancias de la muestra (Fig. 7).

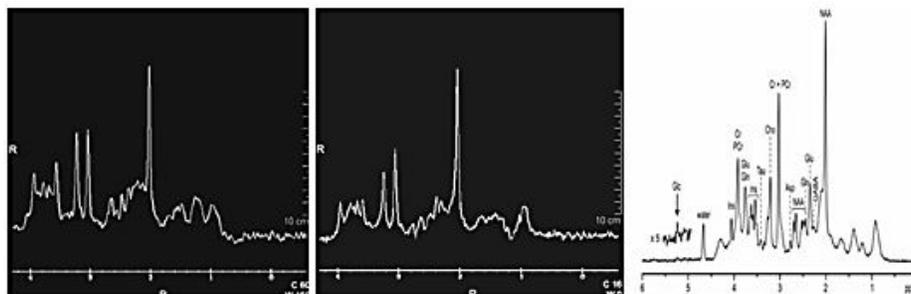


Figura 7. Espectros de cerebro obtenidos en resonadores clínicos de 1.5 T (izq), 3T (cent) y 7T (der) , donde se observa la mejora en la resolución de los distintos metabolitos.

### Acoplamiento espín-espín

Los núcleos con espín distinto de cero dentro de una molécula pueden interaccionar entre sí transmitiendo la información de su estado de espín por medio los electrones de los enlaces<sup>8</sup>. A este fenómeno se lo llama acoplamiento espín-espín y define un tipo de interacción en el cual los espines de los núcleos vecinos, no necesariamente del mismo tipo, afectan los niveles de energía del núcleo estudiado y producen desdoblamiento de las resonancias de este núcleo causando que un único pico se divida en varios picos (multiplete).

La separación entre las líneas de un multiplete se denomina constante de acoplamiento **J**, su valor es independiente del campo magnético y normalmente se expresa en hertzios (Hz). La magnitud de esta constante depende principalmente de la constante giromagnética de los núcleos acoplados, del tipo y número de enlaces químicos, de la electronegatividad de los átomos y grupos cercanos y de la geometría de los enlaces involucrados; y puede variar entre unos pocos a centenas de Hz. Si bien los espectros de RMN de <sup>1</sup>H de la mayoría de las sustancias presentan este tipo de acoplamiento, a veces no es posible observar el desdoblamiento por la imposibilidad de “resolver” picos muy próximos. Este efecto es particularmente notorio en el caso de los espectros clínicos en que las líneas son anchas (Fig. 8). Sin embargo, el lactato (Lac) y la alanina (Ala) son dos sustancias donde el acoplamiento espín-espín se resuelve muy bien en la ERM clínica.

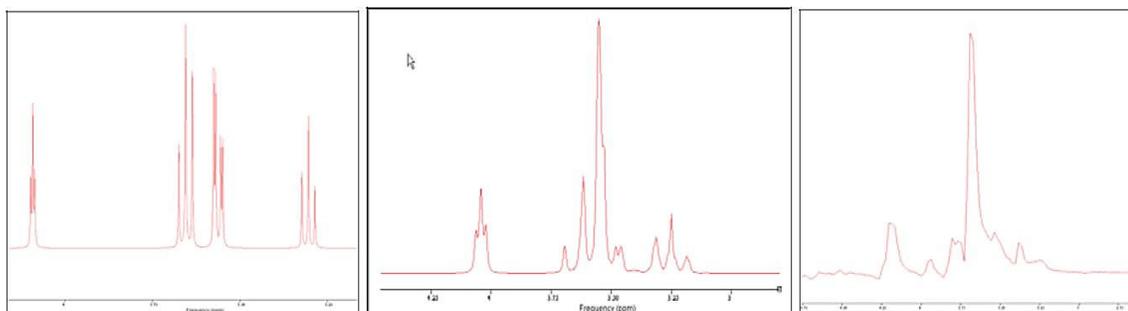


Figura 8. Espectros medidos de Mio-inositol (Mio) a 14 T (izq), simulado a 3 T con un ancho de línea de 5 Hz (centro) y medido a 3 T (der) en un resonador clínico. Los distintos multipletes originados en el acoplamiento espín-espín se ven bien definidos y totalmente resueltos a 14 T pero no a 3 T. El espectro medido en el resonador clínico muestra una pérdida de resolución adicional debida a la mayor inhomogeneidad de  $B_0$ .

### Espectroscopia clínica por resonancia magnética

El primer paso para adquirir un espectro con un resonador clínico consiste en adquirir una serie de imágenes que servirán para determinar la posición y el tamaño del voxel donde se desea obtener el espectro. Actualmente, los equipos permiten realizar distintos tipos de espectros, de un solo volumen (monovoxel) o de más de un voxel (multivoxel). En lo que respecta al monovoxel, los equipos permiten modificar el tamaño del voxel. El valor estandarizado es de  $2 \times 2 \times 2$  ( $8 \text{ cm}^3$ ), pero es posible agrandararlo o achicarlo para ajustarlo mejor a la región de interés.

A continuación, se presentan los ítems más importantes a tener en cuenta durante la obtención de una espectro resonancia cerebral.

### Homogeneización del campo magnético y cancelación de la señal del agua.

Los tejidos y los órganos de las personas presentan diferencias en la susceptibilidad magnética que alteran la homogeneidad del campo magnético principal  $B_0$  (en general medido en partes por millón (ppm)). Cuando estas diferencias de susceptibilidad se producen dentro del volumen donde se quiere realizar el espectro, los núcleos de una molécula presentarán diferentes frecuencias de resonancia según sea la posición en la que se encuentre cada molécula en el voxel. Como resultado de esta inhomogeneidad del campo  $B_0$  dentro del

voxel, el ancho de los picos en los espectros de resonancia aumenta (el ancho a mitad de altura está dado por  $1/(\pi T_2^*)$ ) perdiéndose resolución, disminuyendo la relación señal-ruido (SNR, signal-to-noise ratio) y por lo tanto la calidad del espectro (Fig. 9).

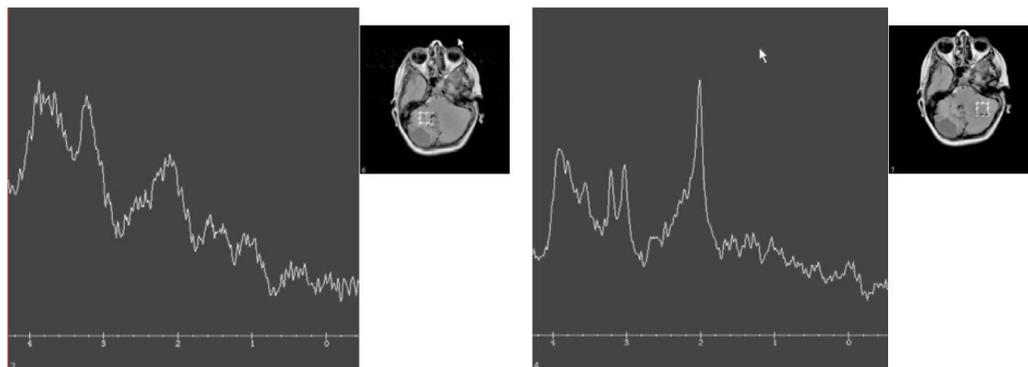


Figura 9. Espectros de distintos tejidos, pero en regiones anatómicas similares (imágenes laterales donde se muestra la ubicación del voxel) donde se puede ver las consecuencias de una mala homogeneización del campo  $B_0$  previo a la adquisición del espectro. a) Mala homogeneidad sobre el tejido lesional b) buena homogeneidad sobre tejido contralateral.

Para conseguir una adecuada homogeneidad de campo magnético los resonadores están equipados con un conjunto de bobinas, llamadas bobinas de “shimming”, que generan un conjunto de campos magnéticos armónicos. La corriente que circula por estas bobinas se ajusta para compensar las in-homogeneidades del campo magnético principal y las que se producen por la geometría anatómica de la región que se está estudiando.

Independientemente del núcleo a adquirir, este proceso de homogeneización se realiza antes de la obtención de un espectro y se realiza si empre con la señal espectral del agua debido a que su intensidad permite medirla fácilmente. El procedimiento consiste en registrar sucesivos espectros de protones mientras se varían las corrientes de “shimming” hasta que el ancho de la resonancia del agua es mínimo (o la altura del pico es máxima). En general los equipos lo realizan de manera automática en un tiempo breve con resultados suficientemente buenos, aunque es posible hacerlo manualmente. Conseguir una buena homogeneidad del campo magnético es un paso clave para obtener un espectro de calidad.

Una vez determinada la ubicación y el tamaño del voxel y realizada la homogeneización del campo en el voxel se puede empezar la adquisición del espectro según la secuencia deseada. Un factor limitante al momento de realizar un espectro de  $^1\text{H}$  es el agua, que tiene una

concentración en los tejidos varias veces mayor que la de los metabolitos de interés. El agua intracelular puede estar en una concentración que, dependiendo del tejido, puede oscilar entre 40 y 55 M mientras que la concentración de los metabolitos de interés biológico es de 1-3 mM, una diferencia de más de 4 órdenes de magnitud. Si la señal que proviene de las moléculas del agua cuando se realiza un espectro de  $^1\text{H}$  no se cancela o se cancela mal, el espectro que se obtiene tiene poca utilidad ya que muchas de las señales de los metabolitos de interés quedarán enmascaradas (Fig. 10).

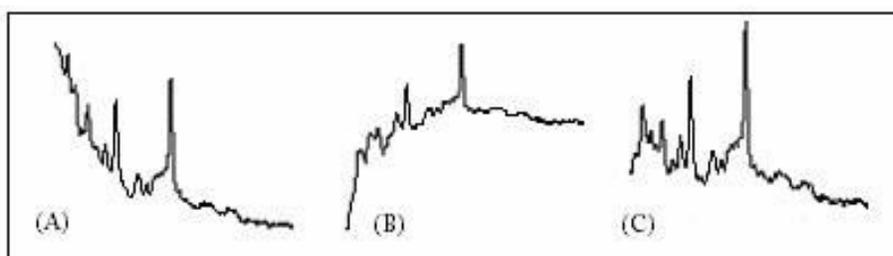


Figura 10. A) y B) Espectros con una mala cancelación del agua C) espectro con una cancelación del agua adecuada. Claramente se observa como varios picos de algunas sustancias quedan ocultos por la mala cancelación del agua.

Es por eso que la mayoría de los protocolos de medición de espectros comienzan con secuencias de cancelación de agua. Todas estas secuencias, salvo pequeñas variaciones, lo que hacen es aplicar varios pulsos de RF que solo afectan a los núcleos de  $^1\text{H}$  del agua (pulso de  $90^\circ$  o más), para luego aplicarles un gradiente que desfasa los espines. Mientras los núcleos de  $^1\text{H}$  del agua tienen sus espines desfasados (en conjunto no dan señal), a la región de interés (voxel) se le aplica la secuencia de excitación elegida (Fig. 11).

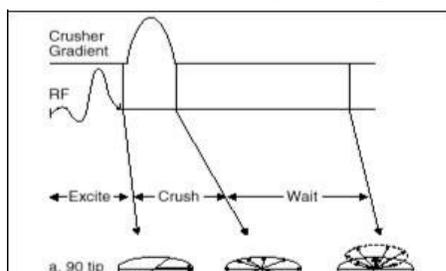


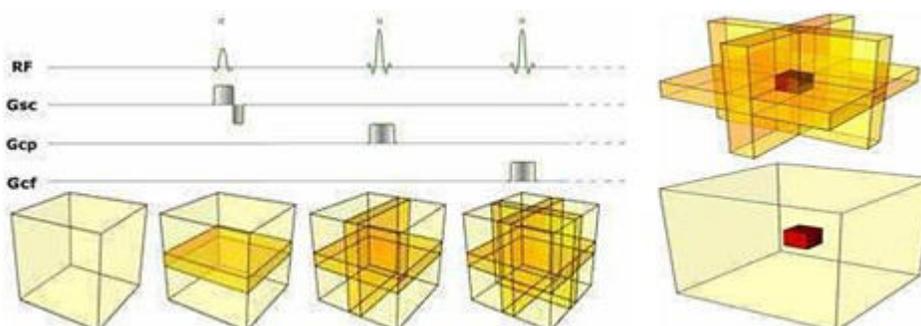
Figura 11. Secuencia de cancelación del agua. Se rota con un pulso de RF mayor de  $90^\circ$  solo los protones del agua y se aplica un gradiente desfásador. Como resultado, el agua no emite señal, de Manual for MRI and MRS Applications General Electric (2001).

## Secuencias de espectroscopia clínica

Dos son las secuencias mayormente utilizadas para ERM clínica que permiten definir el volumen (voxel) de adquisición. Estas secuencias son:

- **STEAM:** (STimulated Echo Acquisition Method) y
- **PRESS:** (Point REsolved Spectroscopy).

Estas dos secuencias se basan principalmente en definir por medio de gradientes, el volumen donde se quiere realizar el espectro. Al mismo tiempo que se aplican los gradientes, se aplican



pulsos de RF específicos que solo afectan a los núcleos dentro de una región particular del gradiente. De la combinación de 3 gradientes perpendiculares se selecciona el voxel (Fig. 12).

Figura 12. Construcción del voxel a través de combinación de pulsos de RF y gradientes perpendiculares que lo van definiendo. La misma secuencia “trabaja” sobre los espines para producir la señal que se mide.

La secuencia **STEAM** (Fig. 13) consiste en 3 pulsos de RF de  $90^\circ$  que combinados con los 3 gradientes perpendiculares definen el voxel. La secuencia necesita además de otros gradientes para romper la coherencia (señal) de ciertos espines que no son del volumen de interés.

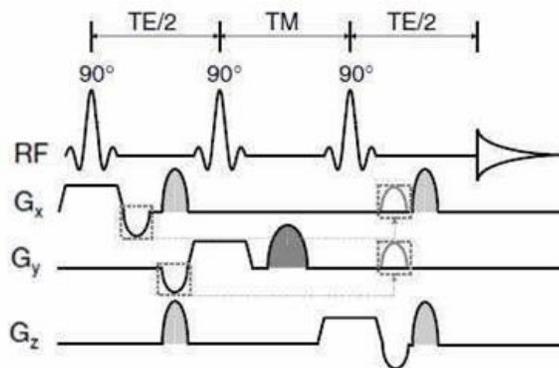


Figura 13. Representación básica de la secuencia STEAM. Esta consta de 3 pulsos de excitación de  $90^\circ$  combinados con gradientes (trapezoides) que definen el voxel. Los gradientes en gris son de desfase de espines no deseados.

Esta secuencia tiene un tiempo  $TM$ , en el cual un grupo de los espines es desfasado (anulados) después del segundo pulso de RF de  $90^\circ$  y se mantiene lo más corto posible. La secuencia tiene, en relación a la secuencia PRESS, una peor relación señal ruido (la mitad), aunque por sus características es la recomendada para tiempos  $TE$  cortos, ya que define mejor los metabolitos de  $T_2$  cortos (20-60 ms). Esta secuencia también define mejor los bordes del voxel y para un voxel grande requiere menos energía de RF que la secuencia PRESS.

La secuencia **PRESS** (Fig. 14) consiste en un pulso inicial de  $90^\circ$  seguido de dos de  $180^\circ$  y los 3 pulsos de gradientes para definir el voxel, además de otros para romper la coherencia de ciertos espines que no son del volumen de interés.

Esta secuencia tiene una peor definición de bordes que la secuencia STEAM y es la secuencia preferida para adquirir espectros con tiempos  $TE$  largos.

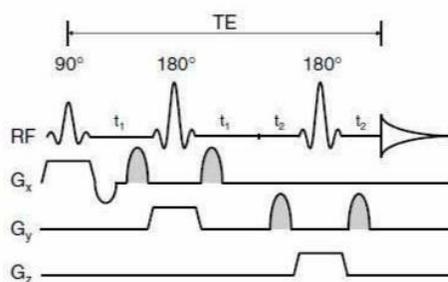


Figura 14. Representación básica de la secuencia PRESS. Esta consta de 1 pulso de excitación de  $90^\circ$  seguido con dos pulsos de  $180^\circ$  combinados con gradientes que definen el voxel. Los gradientes pintados de gris son de desfase de espines no deseados.

La combinación de las secuencias PRESS o STEAM con gradientes que permiten codificar la ubicación espacial de donde proviene la señal (similar a lo que se hace para adquirir una imagen de IRM) genera lo que se conoce como CSI (Chemical Shift Image) o MRSI (Magnetic Resonance Spectroscopy Imaging) o espectro multivoxel en el cual se obtiene un conjunto de espectros localizados que abarcan parte de un corte anatómico (Fig. 15)

### Parámetros relevantes en la adquisición de espectros clínicos

En lo que sigue, se presentan los parámetros que se pueden modificar en la adquisición de un espectro de  $^1\text{H}$  en un equipo clínico con especial énfasis en las posibles modificaciones que aparecerán en el espectro al variarlos. En un espectro monovoxel, los cuatro parámetros más importantes son:

#### 1- Secuencia de adquisición

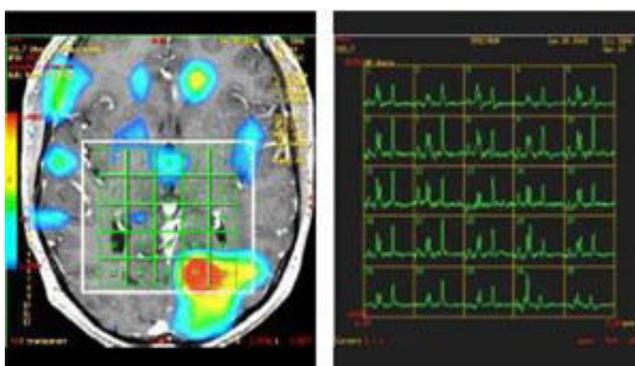


Figura 15: RMSI-CSI integrada a un corte anatómico que permite ver la distribución de los distintos metabolitos de un espectro que se obtienen de una región extensa de tejido

Como se describió, existen dos secuencias distintas (STEAM y PRESS), en general se utiliza la secuencia STEAM para tiempos TE cortos (20 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 o en ocasiones de 1,5x1,5x1,5 cm) y tiempos TE largos (30 a 270 ms por ejemplo). Por el diseño de la secuencia, la SNR es el doble con PRESS que con STEAM.

#### 2- Cantidad de adquisiciones

En todo proceso de medición (digitalización), la acumulación de adquisiciones aumenta la SNR. La SNR se incrementa como la raíz cuadrada del número de adquisiciones (N).

Es por esto que al aumentar el número de adquisiciones se mejora la capacidad de diferenciar los picos del ruido de base que tiene toda señal (Fig. 16).

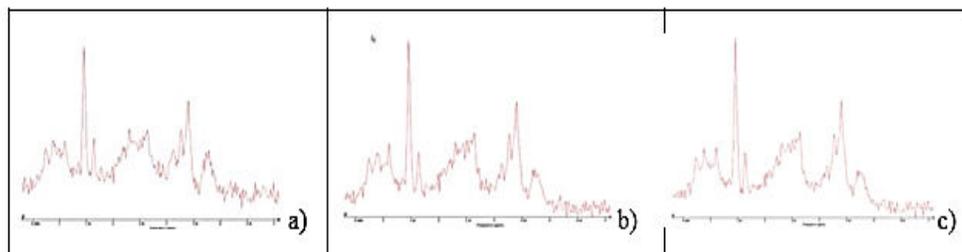


Figura 16. Espectros clínicos de un mismo voxel con distinta cantidad de adquisiciones (a) 62 (b) 128 (c) 192 donde se observa mejora en la SNR al aumentar la cantidad de adquisiciones

### 3- Tamaño de voxel

La señal que se obtiene del voxel en ERM depende de la concentración de las sustancias que se encuentren dentro del voxel (Fig. 17). Es claro también que a mayor tamaño mayor señal (Fig. 18).

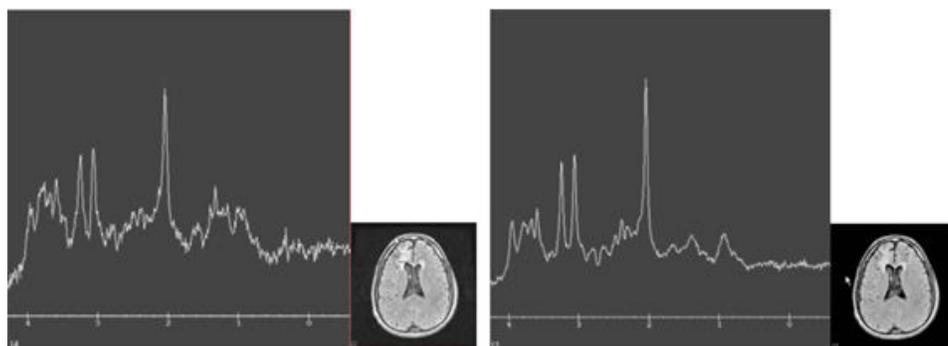


Figura 17. Espectros sobre lesión (izquierda) y tejido sano (derecha) con el mismo tamaño de voxel y cantidad de adquisiciones. Se aprecia la caída de SNR sobre la lesión por la disminución de la densidad del tejido

A esto se le contrapone que muchas veces la ubicación del voxel no permite aumentar el tamaño por:

- Cercanía a regiones que no dan señal por falta de tejido, que a su vez inhomogeneizan el campo dentro del voxel desmejorando el espectro o

- Se adquiere señal de tejido no patológico que va a ocultar la concentración del patológico (volumen parcial), por lo que se debe achicar el voxel para ajustarlo al tamaño de la lesión.

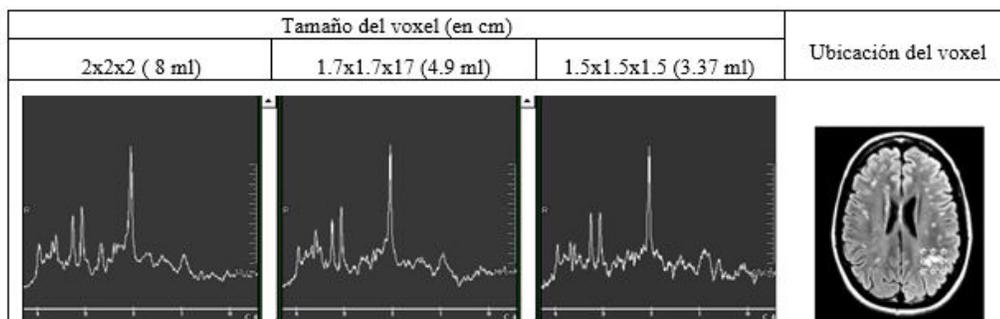


Figura 18. Espectros sobre una lesión con distintos tamaños de voxel (en cm) e igual número de adquisiciones (128) donde se aprecia la caída de SNR y cambios en el espectro

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

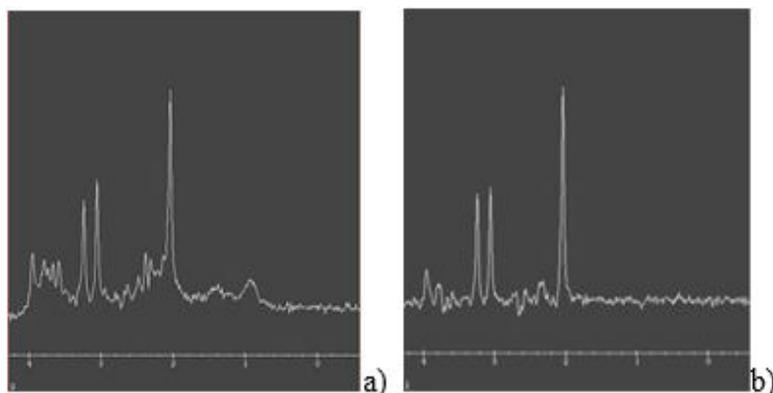
Tamaño de voxel	Señal	Adquisiciones	Tiempo
1 x 1 x 1 cm <sup>3</sup> (1 mL)	$1/8 = 0.125$	4096	1 h 42 m 24 s
2 x 2 x 2 cm <sup>3</sup> (8 mL)	1	64	1 m 36 s

El valor de 4096 adquisiciones se obtiene teniendo en cuenta que la SNR es proporcional al volumen del voxel y a la raíz cuadrada del número de adquisiciones.

De la tabla se ve que para adquirir igual cantidad de señal con un voxel 8 veces más chico se necesita de un tiempo impráctico para una espectroscopia clínica.

#### 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 algunas no se logran definir bien por el solapamiento entre los picos de todas las sustancias que resuenan. A tiempos de eco más



largos (130-270 ms) se ven menos sustancias, pero mejor definidas ya que a tiempos de eco largo, muchas de las sustancias con  $T_2$  cortos decaen totalmente y no presentan señal (Fig. 19).

Figura 19. Espectros de cerebro con distintos tiempos de adquisición. Utilizando un TE=30 ms (a), se ven más picos que con un TE= 130 ms (b).

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 (Lac) y la alanina (Ala), sustancias comunes en ciertos tumores y patologías cerebrales, pero no en tejido cerebral sano, aparecen como un pico doble (acoplamiento espín-espín) invertido a TE 135 ms, pero a 30 ms aparecen en fase con el resto de los picos. Junto con el Lac, a una misma frecuencia, co-existen las señales de lípidos (Lip) y macromoléculas (MM) que solapan con el Lac a 30 ms, pero a 135 ms la señal de los Lip y MM desaparecen por tener estas “sustancias”  $T_2$  menores.

### **2.2.6 MEDIOS DE CONTRASTE UTILIZADOS EN EL SERVICIO DE RESONANCIA MAGNETICA DEL HOSPITAL GENERAL DE ISSS**

Los medios de contraste más habitualmente utilizados en la práctica clínica diaria en RM son los basados en gadolinio (Gd), que es una sustancia paramagnética o ión metálico con electrones no apareados. Cuando esta sustancia está presente en el cuerpo, altera las propiedades magnéticas de las moléculas de agua cercanas, aumentando la calidad de las imágenes por RM.

Los medios de contraste de gadolinio de distribución extracelular son los más comúnmente utilizados. Las características generales que van a determinar su farmacocinética, son las siguientes:

- Son hidrosolubles (no se distribuyen en la grasa, sólo en el agua)
- Moléculas grandes (se moverán con dificultad)
- No tienen unión a la albúmina
- No se metabolizan
- Eliminación lenta

**Administración:** Todos ellos se administran por vía intravenosa.

**Distribución:** Todos se distribuyen en el compartimento (parte del organismo en el medicamento se mueve de la misma forma) extracelular.

**Eliminación:** Todos se eliminan por vía renal de forma prácticamente completa a las 24 horas.

#### **MORFOLOGÍA DE LOS MEDIOS DE CONTRASTE BASADOS EN GADOLINIO.**

Dado que el gadolinio es tóxico si se administra directamente, todos los medios de contraste cuya base es el gadolinio añaden a su composición una sustancia quelante de morfología lineal o cíclica que "sujeta" el gadolinio y limita su toxicidad en el organismo, dando origen a la clasificación de los agentes de contraste en RM en lineales o cíclicos.

Las características farmacológicas de todos ellos son similares, siendo la diferencia principal su estructura y carga iónica.

La estabilidad de los quelatos de gadolinio es muy alta y los compuestos macrocíclicos fijan el ión de gadolinio más fuertemente que los de estructura lineal.

La ionicidad mejora la estabilidad de la molécula. Los agentes no iónicos tienen una menor osmolaridad y son menos viscosos.

A continuación, se presenta un cuadro con los contrastes utilizados en el servicio de resonancia magnética del hospital General:

PRINCIPIO ACTIVO	NOMBRE COMERCIAL	ESTRUCTURA	CARGA	DOSIS DE ADMINISTRACION
Gadopentato de dimeglumina Gd- DTPA (1983)	Magnilek®	Lineal	Iónico	0,2 ml por kilogramo de peso corporal.
Gadobutrol Gd-BT- DO3A	Gadovist®	Cíclica	No iónico	0,1 ml por kilogramo de peso corporal.

## 2.2.7 BASES BIOQUÍMICAS

### Metabolitos en ERM de tejido cerebral tumoral

La Tabla 1 detalla las sustancias más importantes (con sus desplazamientos químicos en ppm) que se pueden detectar por espectroscopia  $^1\text{H}$  de alto campo en la región alifática (0-4.7 ppm aprox.) en tumores cerebrales

Metabolito	Abreviatura	Localización (ppm)	Multiplicidad
Lactato	Lact	1,35	Doblete
Alanina	Ala	1,47	Doblete
Acetato	Ac	1,92	Singlete
N-acetil aspartato	NAA	2,02	Singlete
Glutamato	Glx	2,10	Multiplete
Glutamina	Glx	2,14	Multiplete
Glutamato	Glx	2,35	Triplete
Succinato	Succ	2,42	Singlete
Glutamina	Glx	2,46	Triplete
N-acetil aspartato	NAA	2,50	Doblete de dobletes
Creatina	Cr	3,03	Singlete
Colina	Cho	3,20	Singlete
Scyl/o-inositol	si	3,35	Singlete
Taurina	Tau	3,43	Triplete
Colina	Cho	3,52	Triplete
Myo-inositol	mi	3,55	Doblete de dobletes
Glicina	Gly	3,56	Singlete
Glutamato	Glx	3,77	Triplete
Glutamina	Glx	3,78	Triplete
Alanina	Ala	3,79	Cuadriplete
Creatina	Cr	3,93	Singlete

Tabla 1. Listado de los metabolitos y ubicación de las distintas resonancias posibles de encontrar en un espectro de alto campo de tejido cerebral.

A continuación, se describen las sustancias más importantes que son posibles de detectar en un espectro de  $^1\text{H}$  de tejido cerebral (Fig. 20) y en qué proceso metabólico se destaca esa sustancia. Este resumen permite entender porque la ERM fue rápidamente aceptada como técnica para estudiar procesos metabólicos normales y patológicos de cerebro.

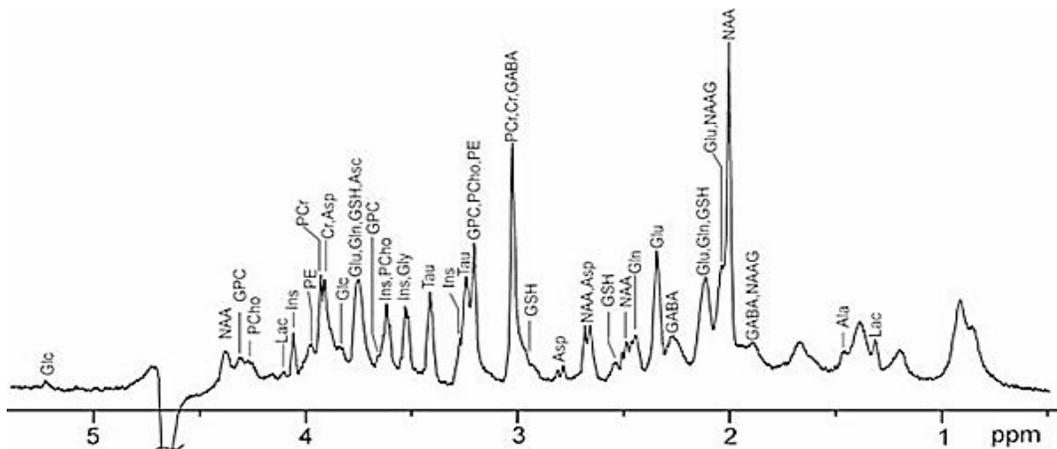


Figura 20. Espectro de  $^1\text{H}$  tejido cerebral indicando los principales metabolitos Ala=alanina, Asp=aspartato, Cho=Colina, PCho=fosfocolina, GPC=glycerofosfocolina, Cr=creatina, PCr=fosfocreatina, GABA=gamma-aminobutyrate, Gln=glutamina, Glu=glutamato, GSH=glutathion, Gly=glycina, Glc=glucosa, Ins=myo-inositol, NAA=N-acetilaspártato, Tau=taurina, Asc=ascorbato, NAAG=N-acetilaspártilglutamato, PE=fosfoetanolamina, Lac=lactato.

Un espectro promedio de solo las MM puede ser utilizado como “prior-knowledge” en programas de cuantificación de espectros para aumentar la precisión y la fiabilidad de la cuantificación. Se han observado alteraciones en los compuestos macromoleculares de los espectros en isquemias y tumores.

**Lípidos (Lip):** Originan principalmente dos resonancias a 0,89 y 1,31 ppm relativamente anchas que son debidas a los grupos metilo ( $-\text{CH}_3$ ) y metileno ( $-\text{CH}_2-$ ) de la cadena de ácidos grasos. Además, entre 2-2,5 y 5-6 ppm hay otras señales de menor intensidad que se mezclan con las de macromoléculas (MM) (Fig. 21).

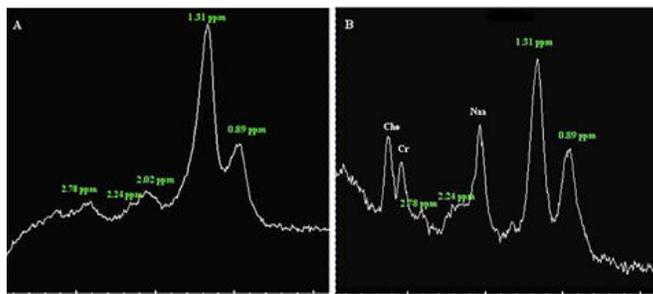


Figura 21. Espectros clínicos de tumores cerebrales con presencia de distintos picos de lípidos representados por su frecuencia de resonancia principal (Tabla II.1) A): Espectro de región necrótica con solo presencia de lípidos B) Espectros con lípidos y metabolitos de tejido tumoral cerebral

Con las secuencias de espectroscopia clínica se intenta eliminar la señal de los lípidos que se origina en el exterior del voxel, ya que en ciertas patologías como isquemias y tumores la presencia de lípidos es un buen marcador del proceso de apoptosis y/o necrosis.

**Macromoléculas (MM):** Con tiempos de eco (TE) cortos una fracción significativa de la señal observada debe ser atribuida a resonancias de las macromoléculas (principalmente proteínas, lipoproteínas, glicolípidos, etc.). Con equipos de alto campo se puede observar un mínimo de 10 resonancias de macromoléculas a 0,93 ppm (M1), 1,24 ppm (M2), 1,43 ppm (M3), 1,72 ppm (M4), 2,05 ppm (M5), 2,29 ppm (M6), 3,00 ppm (M7), 3,20 ppm (M8), 3,8-4,0 ppm (M9) y 4,3 ppm (M10). (Fig. 22). En equipos clínicos las componentes de MM disminuyen por la disminución de la resolución espectral. La asignación de las proteínas y lípidos específicos que generan estas señales resulta prácticamente imposible de caracterizar. El  $T_2$  de las MM es significativamente más corto que el de los metabolitos de bajo peso molecular debido a su mayor tamaño, que está asociado a tiempos de correlación  $\tau_c$  más largos. Esto permite eliminar eficazmente la señal de las MM con TE largos, logrando una simplificación del espectro.

Un espectro promedio de solo las MM puede ser utilizado como “prior-knowledge” (Capítulo IV) en programas de cuantificación de espectros para aumentar la precisión y la fiabilidad de la cuantificación. Se han observado alteraciones en los compuestos macromoleculares de los espectros en isquemias y tumores.

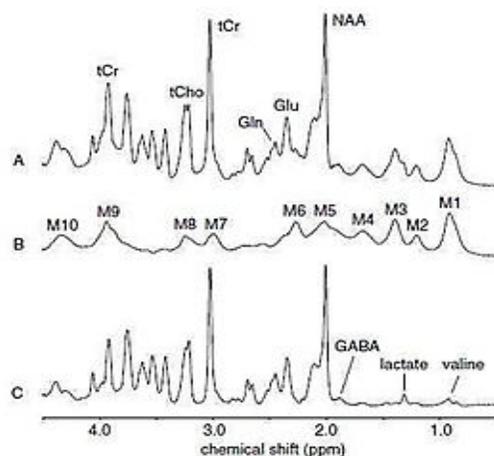


Figura 22. Componentes macromoleculares (MM) de un espectro de un cerebro de rata a 9,4 T (B) obtenidos por medio de edición de secuencias que permite cancelar la señal de los metabolitos de T<sub>1</sub> “largos”. La diferencia entre un espectro “convencional” (A) y el espectro de macromoléculas (B) permite estimar la presencia de metabolitos ocultos por la presencia de MM (C).

**Lactato (Lac):** Presenta dos señales a 1,32 y 4,10 ppm. La señal a 1,32 ppm es un doblete y ajustando el tiempo de eco es posible modificar apreciablemente la forma del pico. Sin embargo, en los tumores y accidentes cerebro-vasculares, el pico Lac se solapa con las resonancias de los Lip y MM que lo enmascaran. Esta sustancia permite conocer si una región está teniendo un metabolismo aeróbico o anaeróbico, ya que la ausencia de oxígeno en las células lleva a un aumento instantáneo de lactato. En condiciones normales esta resonancia está en el límite de detección de la técnica ( $\ll 1$  mM). Situaciones de hipoxia originan rápidamente aumento de Lac que se pueden mantener durante días. Una isquemia puede dar lugar a un incremento de Lac que se puede mantener de manera crónica, en tumores también es común ver un aumento en este metabolito. También se lo puede observar en regiones necróticas o quísticas.

**Grupo N-acetilo:** corresponde al N-acetilaspártato (NAA) y se observa a 2,02 ppm; es un pico único originado en el metilo del grupo acetilo de la molécula. Este pico es independiente del TE, manteniendo su altura con distintos valores de TE. En condiciones normales y en personas adultas es el pico de mayor altura y se lo considera un marcador neuronal ya que se cree que este compuesto está presente de manera específica en las neuronas. Es esto justamente lo que lleva al interés clínico de su variación.

En general, se observa disminución del pico del NAA en espectros de patologías que presentan una pérdida o daño de neuronas o axones (esclerosis, tumores, etc). También, es posible ver recuperación de este pico ante la evolución de ciertas patologías que se asocian a una recuperación neuronal y axonal con el paso del tiempo debido a la re-síntesis de esta sustancia en la neurona.

**N-acetil-aspartil glutamato (NAAG):** es un dipéptido de N-acetilaspártato y glutamato, con una distribución no uniforme dentro del cerebro 0,6-3,0 mM Se cree que participa en la neurotransmisión excitatoria, además de ser una fuente de glutamato. Sin embargo, su papel exacto no está claro. La resonancia principal del NAAG es como en el caso anterior el metilo del grupo acetilo que en este caso se observa en 2,04 ppm, muy cerca de la resonancia más intensa del metilo del NAA en 2,02 ppm. Por ello es necesaria una excelente homogeneidad del campo magnético para detectar de forma inequívoca el NAAG por separado de NAA. En los casos en que esta separación no se puede lograr, la suma de NAA y NAAG proporciona una estimación fiable de la concentración de NAA.

**Alanina (Ala):** es un aminoácido no esencial que está presente en el cerebro de los mamíferos a una concentración menor de 0,5 mM. Aparece como un doblete a 1,47 ppm y un cuarteto a 3,78 ppm. En los espectros de  $^1\text{H}$  RMN de bajo campo se solapa con las señales de Lip y MM. Es un claro marcador de los meningiomas.

**Ácido  $\gamma$ -aminobutírico (GABA):** es un neurotransmisor inhibitor que tiene una concentración cerebral de alrededor de 1 mM. Presenta dos tripletes a 3,01 ppm y 2,28 ppm y un quinteto centrado en 1,89 ppm al lado del Ace (Acetato). Las tres resonancias de GABA se superponen con otras resonancias más intensas por lo que no es visible en los espectros clínicos.

**Aspartato (Asp):** Es un aminoácido no esencial que actúa como un neurotransmisor excitatorio. No cruza la barrera hematocefálica, sino que se sintetiza a partir de la glucosa (Gluc) y posiblemente otros precursores. Tiene múltiples picos a 3,89 ppm y un par de dobletes a 2,65 ppm y 2,80 ppm.

**Creatina y fosfocreatina (Cr o TCr o PCr/Cr):** Esta sustancia tiene dos picos que aparecen a 3,02 y 3,9 ppm. Estos compuestos juegan un rol fundamental en el metabolismo energético del cerebro. Por el proceso metabólico que se genera entre Cr y PCr la suma de sus concentraciones se mantiene constante en condiciones normales. Es por eso que muchos trabajos la toman como sustancia de referencia para el cálculo de variaciones del resto de los picos de los espectros.

**Colina (Cho):** La resonancia que aparece a 3,20 ppm denominado pico de colina (Cho) en un espectro clínico está compuesta principalmente, en cerebro y músculo, por tres metabolitos diferente colina libre (Cho), fosfocolina (PCho) y glicerofosfocolina (GPCho). La concentración de estos compuestos es baja, pero dado que a este pico contribuyen los tres grupos metilo unidos al nitrógeno, estas moléculas dan un pico de gran intensidad. Estas sustancias no se pueden separar en 3,20 ppm en un espectro clínico debido a la pequeña diferencia de desplazamiento químico en relación con el ancho de la línea espectroscópica. Los compuestos de colina se asocian con el proceso metabólico de síntesis y degradación de fosfolípidos, por lo cual reflejan la síntesis y degradación de membranas celulares. En general, en tumores es un marcador relevante porque este pico/s es mayor que en tejido normal.

**Myo-Inositol (Mio) y scyllo-Inositol (S-Ino):** Mio es un azúcar cíclico con seis protones detectables que dan lugar a cuatro grupos de resonancias. Un doble doblete centrado en 3,52 ppm, un triplete a 3,61 ppm, un pequeño triplete de los protones a 3,27 ppm que típicamente es “tapado” por la Cho en un espectro clínico y un triplete a 4,02 ppm que en espectros clínicos es atenuado por la cancelación del pico del agua. Es un compuesto que en los niños es más abundante y decrece con la edad hasta alcanzar los valores que se encuentran en los adultos. La función exacta del Mio en el cerebro no se conoce, a pesar que desempeña una importante función en la regulación osmótica en el riñón. Se ha propuesto como un marcador glial aunque esta característica ha sido cuestionada por la detección de Mio en diferentes tipos de células neuronales. Se conoce que esta elevado en tumores gliales de bajo grado.

**Glutamina (Gln) y Glutamato (Glu):** originan una serie de señales en las regiones 2,2-2,4 ppm y 3,6-3,8 ppm. Debido a las interacciones que se dan entre los núcleos a intensidades

bajas de campo, las dos sustancias son difíciles de separar. Su nivel de acoplamiento es también muy variable con los tiempos de eco (TE) utilizados. Esto hace que, aunque su concentración en cerebro sea mayor que la del NAA, su resolución no sea buena. A campos mayores (7 T) se puede determinar la contribución de cada  $^1\text{H}$  magnéticamente equivalente.

El Glu es un aminoácido no esencial con múltiples funciones en el cerebro. En primer lugar, el Glu es el principal neurotransmisor excitatorio en el cerebro de los mamíferos. En segundo lugar, es el precursor para el principal neurotransmisor inhibitorio, GABA. Además de estas funciones, el Glu es también un componente importante en la síntesis de otros metabolitos pequeños (por ejemplo, Glutathion (GSH)), así como de grandes péptidos y proteínas. Glu está presente en una concentración media de 6-12,5 mM con diferencias significativas entre la materia gris y blanca. El Glu está presente en todos los tipos de células cerebrales, pero con una concentración mayor en las neuronas glutamérgicas y menor en las neuronas GABAérgicas y astroglia.

La Gln también es un aminoácido, y está ubicado principalmente en los astrocitos a una concentración de 2,4 mM. El Glu se sintetiza en las neuronas a partir de la Gln que se sintetiza en la astroglia. Además, de su papel en el ciclo de Glu-Gln<sup>26</sup>, la función principal de Gln es la desintoxicación de amoníaco. Gln aumenta notablemente durante hiperamonemia y en esas condiciones la concentración en el cerebro de Gln es un buen indicador de la encefalopatía hepática del hígado

**Glucosa (Gluc):** es una sustancia esencial para el cerebro ya que funciona como una fuente de energía y un precursor de un gran número de compuestos. La concentración de Gluc en el cerebro en reposo es de alrededor de 1,0 mM, pero se puede aumentar a más de 5,0 mM por infusión intravenosa de Gluc. Presenta dos resonancias identificables in vivo a 3,43 ppm y 3,80 ppm. La Gluc es en principio medible en el cerebro, aunque el gran solapamiento espectral en esa región limita la fiabilidad de la detección.

**Glutathion (GSH):** es un tripéptido compuesto de glicina, cisteína y ácido glutámico. Está presente en el cerebro en concentraciones de 1,3 mM. Se localiza principalmente en los astrocitos. GSH es un antioxidante, esencial para el mantenimiento de glóbulos rojos

normales y mantener la hemoglobina en estado ferroso. Los cuatro protones metileno del Glu dan lugar a dos multipletes por separado en 2,15 ppm y 2,55 ppm. Los 3 de la cisteina generan los multipletes a 2,93 ppm, 2,98 ppm y 4,56 ppm. Todas las resonancias de GSH se superponen con las señales más intensas de otros metabolitos como Glu, Gln, Cr y NAA. Por eso, la detección in vivo de GSH es muy difícil en espectros clínicos.

**Glicina (Gly):** es un neurotransmisor inhibitorio y posiblemente un antioxidante, que se distribuye en todo el sistema nervioso central. La Gly tiene un único pico a 3,56 ppm muy cerca de la frecuencia de resonancia del pico principal del Mio, lo que los hace indistinguibles a campos bajos. Sin embargo, la sustancia decae más lentamente que el Mio, por lo cual, una manera de diferenciarlo del Mio es utilizar tiempos de eco más largos.

**Taurina (Tau):** A campos magnéticos altos la Tau muestra dos tripletes en 3,25 y 3,42 ppm. A campos magnéticos bajos, la Tau se superpone con los picos de la Cho, de tal manera que la detección inequívoca requiere el uso de métodos de edición. Este aminoácido aparece en muy baja concentración en un cerebro adulto normal (aprox. 2 mM, en los niños es de 6 mM) y se cree que está implicado en la osmoregulación, además es antioxidante y regulador de calcio.

**Hypo-Taurine (H-Tau):** es un producto generado por la enzima dioxigenasa cisteamina a partir de taurina. Puede funcionar como un antioxidante y un agente de protección en condiciones fisiológicas. También actúa como un neurotransmisor endógeno a través de la acción en el receptor glicina. Muestra dos tripletes a 2,65 y 3,35 ppm.

Existen otras sustancias en el cerebro que por la limitada sensibilidad de la técnica no pueden ser detectadas debido su baja concentración (0,5-1 mM). Estas sustancias son por ejemplo neurotransmisores como acetilcolina, norepinefrina, serotonina, dopamina, etc. También es muy difícil caracterizar otros compuestos que pueden estar en concentraciones más elevadas como los fosfolípidos, la mielina, proteínas, RNA y DNA ya que su movilidad está limitada y tienen  $T_2$  muy cortos. Sólo en aquellas situaciones muy particulares cuando alguna de estas sustancias aumenta su concentración por algún motivo es cuando son detectables.

## **2.3 ANATOMIA E HISTOLOGIA DE LOS TUMORES**

### **2.3.1 ASPECTOS GENERALES**

El cerebro y la médula espinal forman el sistema nervioso central (SNC). Los tumores del cerebro y la médula espinal son crecimientos de células anormales en los tejidos del cerebro o la médula espinal. Los tumores que empiezan en el cerebro se llaman tumores cerebrales primarios. Un tumor que empieza en otra parte del cuerpo y se disemina al cerebro se llama tumor cerebral metastásico.

Los tumores del cerebro pueden ser benignos (no cancerosos) o malignos (cancerosos). Tanto los tumores benignos como los malignos causan signos y síntomas, y es necesario tratarlos. Los tumores benignos crecen y presionan áreas cercanas del cerebro, pero se diseminan con poca frecuencia a otras partes del cerebro. Los tumores malignos tienden a crecer rápido y diseminarse a otras partes del cerebro.

Hay muchos tipos de tumores cerebrales. Se forman en diferentes tipos de células y diferentes áreas del cerebro y la médula espinal. Los signos y síntomas de los tumores cerebrales y de la médula espinal dependen del lugar donde se forman, su tamaño, la rapidez con que crecen y la edad del paciente.

Los tumores cerebrales en crecimiento pueden ejercer presión sobre partes cercanas del cerebro. La inflamación cerebral debido a estos tumores también causa aumento de la presión intracraneal.

El pronóstico (probabilidad de recuperación) depende de muchos factores como la edad, el tamaño del tumor, el tipo de tumor y el lugar del tumor en el SNC.

### **2.3.2 FACTORES PRONÓSTICOS**

Un factor pronóstico es aquella información de la enfermedad que nos permite conocer cómo puede comportarse y valorar el tratamiento más adecuado.

Entre los factores pronósticos a considerar en los tumores cerebrales están los siguientes:

**Alteraciones genéticas y moleculares:** En estos últimos años asistimos a un cambio cada vez más relevante en este apartado. En efecto disponemos de más y nueva información que

nos permite, sobre todo en los gliomas, individualizar cada vez más el tratamiento. Algunas características moleculares también conocidas como Biomarcadores y que vamos conociendo mejor hacen que podamos saber con mayor certeza como se van a comportar (pronóstico) y/o como van a responder a los tratamientos (predictivo). Estos Biomarcadores adoptan nombres de los genes (MGMT o IDH) implicados o bien de alteraciones descritas en los cromosomas (1p/19q). Esta información tiene ya hoy en día una aplicación directa en la clínica y permite adaptar mejor los tratamientos y por lo tanto la supervivencia de los pacientes.

**Estado funcional:** La capacidad del paciente para hacer una vida más o menos independiente en cuanto a sus actividades básicas de la vida diaria, es un importante factor pronóstico. Cuanto más independiente esté el paciente mejor será su estado funcional y ello conlleva un mejor pronóstico.

**Edad:** En adultos, cuanto más joven, en general, el pronóstico es más favorable.

**Tumor residual tras la cirugía:** En los tumores cerebrales es relativamente frecuente que por razones debidas a la localización del tumor, la cirugía no pueda llevarse a cabo por el alto riesgo de secuelas graves. En estos casos solo podemos hacer una biopsia del tumor por lo que siempre se queda enfermedad tumoral residual. Cuando esto ocurre el pronóstico es peor.

**Extensión metastásica de la enfermedad:** La extensión de los tumores cerebrales a otros órganos o a ganglios linfáticos es muy rara y excepcional salvo en algún tipo concreto como el meduloblastoma que cuando ocurre comporta un peor pronóstico.

**Tipo Histológico (tipo de tumor cerebral):** Sabemos que no todos los tumores cerebrales se comportan igual por lo que algunos de ellos tienen un comportamiento menos agresivo que otros como por ejemplo el astrocitoma (grado II) en comparación con el astrocitoma anaplásico (grado III) o con el glioblastoma (grado IV).

**Grado histológico:** Para definir el grado de un determinado tipo histológico de tumor cerebral consideramos diferentes características de las células que lo componen como la Atipia nuclear (alteraciones en el núcleo de la célula), la Mitosis (capacidad de crecimiento),

Microproliferación vascular (aparición de nuevos vasos) o la Necrosis (zonas del tumor con células muertas)

A partir de 1979, la Organización Mundial de la Salud desarrolló un sistema de clasificación de los tumores primarios del sistema nervioso central (TPSNC) basado en la célula de origen del proceso tumoral y características morfológicas asociadas al pronóstico. Considerando estos fenómenos se estratifican en:

**OMS Grado I:** Tumores circunscritos, de lento crecimiento y bajo potencial de conversión a un tumor de mayor malignidad.

**OMS Grado II:** Tumores de borde difuso, lento crecimiento y, algunos, con tendencia a progresar a tumores de mayor malignidad.

**OMS Grado III:** Tumores infiltrantes con células atípicas o anaplásicas y mayor número de mitosis.

**OMS Grado IV:** Tumores de rápido crecimiento con alta tasa mitótica, pudiendo presentar vasos de neoformación y áreas de necrosis.

La clasificación OMS presenta una implicancia terapéutica, pues las lesiones OMS grado I, es decir, circunscritas o de borde neto pueden ser removidas en su totalidad a través de la neurocirugía; las lesiones infiltrantes OMS II, III y IV, al presentar un borde difuso su exéresis suele ser incompleta, por lo que requieren seguimiento imagenológico y, especialmente en lesiones OMS III y IV tratamiento de carácter oncológico como radioterapia y quimioterapia.

El riesgo global durante la vida de padecer un tumor cerebral es inferior al 1%. Hay muchos tipos diferentes de tumores cerebrales, según las células que resultan afectadas y su aspecto al microscopio. Los tumores más comunes son:

**Gliomas:** Estos tumores se forman en las células gliales, que ayudan a sostener y proteger zonas críticas del cerebro. Los gliomas representan el tipo más frecuente de tumor cerebral en los adultos, de modo que son responsables de aproximadamente el 42% de los tumores cerebrales en ellos. Los gliomas se subclasifican en función de los tipos celulares a los que afectan.

**Astrocitomas:** células en forma de estrella que protegen las neuronas. Los tumores de estas células pueden extenderse desde el foco primario a otras zonas del cerebro, pero rara vez se diseminan fuera del sistema nervioso central. Los astrocitomas se gradúan del I al IV en función de la velocidad de progresión:

**Grado I (astrocitoma pilocítico):** crecimiento lento, con escasa tendencia a infiltrar el tejido cerebral circundante. Más frecuente en niños y adolescentes.

**Grado II (astrocitoma difuso):** crecimiento bastante lento, con cierta tendencia a infiltrar el tejido cerebral circundante. Observado en su mayor parte en adultos jóvenes.

**Grado III (astrocitoma anaplásico/maligno):** estos tumores crecen con bastante rapidez e infiltran el tejido cerebral circundante.

**Grado IV (glioblastoma multiforme, GBM):** forma muy agresiva y mortal de cáncer de cerebro. Por desgracia, se trata de la forma más frecuente de tumor cerebral en los adultos, ya que representa el 67% de todos los astrocitomas.

**Oligodendroglioma:** estas células producen la mielina, una sustancia grasa que forma una vaina protectora alrededor de las células nerviosas. Los oligodendrogliomas, que constituyen el 4% de los tumores cerebrales, afectan principalmente a personas mayores de 45 años. Algunos subtipos de este tumor son especialmente sensibles al tratamiento con radio y quimioterapia. La mitad de los pacientes con oligodendrogliomas siguen vivos al cabo de cinco años.

**Ependimoma:** estos tumores afectan a los ependimocitos, que revisten las vías que llevan el líquido cefalorraquídeo por todo el cerebro y la médula espinal. Los ependimomas son infrecuentes y representan el 2% de todos los tumores cerebrales; no obstante, son los tumores cerebrales más habituales en los niños. En general, no afectan a tejido cerebral sano

y no se diseminan fuera del epéndimo. Aunque estos tumores responden bien a la cirugía, especialmente los de la médula espinal, no siempre pueden extirparse por completo. La supervivencia a los cinco años de los pacientes mayores de 45 años se aproxima al 70%.

### **Meningiomas**

Estos tumores afectan a las meninges, el tejido que forma la envoltura externa protectora del cerebro y la médula espinal. Una cuarta parte de todos los tumores cerebrales y medulares son meningiomas, de los que hasta el 85% son benignos. Los meningiomas pueden desarrollarse a cualquier edad, pero su incidencia aumenta significativamente en las personas mayores de 65 años. Las mujeres tienen dos veces más probabilidades que los varones de padecer meningiomas. Normalmente crecen muy lentamente y no suelen causar síntomas. De hecho, muchos meningiomas se descubren por accidente. Los meningiomas pueden tratarse con éxito mediante cirugía, si bien algunos pacientes, especialmente los ancianos, son candidatos a una actitud expectante para vigilar la enfermedad.

### **Neurinoma del acústico/schwannomas**

Las células de Schwann se encuentran en la vaina que recubre las células nerviosas. Los schwannomas vestibulares, también denominados neurinomas del acústico, se originan en el VIII par craneal, que es responsable de la audición. Los síntomas específicos de un schwannoma vestibular incluyen zumbidos en los oídos, pérdida de audición unilateral y problemas de equilibrio. Los schwannomas suelen ser benignos y responden bien a la cirugía.

### **Meduloblastoma**

Se trata de un tumor cerebral frecuente en los niños, que se diagnostica normalmente antes de los 10 años. El meduloblastoma aparece en el cerebelo, que desempeña una función esencial en la coordinación de los movimientos musculares. Algunos expertos piensan que los meduloblastomas proceden de células fetales que persisten en el cerebelo después del nacimiento. Estos tumores crecen con rapidez y pueden invadir partes adyacentes del cerebro, así como extenderse fuera del sistema nervioso central. El meduloblastoma es algo más frecuente en los niños varones.

Ocurren aproximadamente en una cuarta parte de todos los cánceres que hacen metástasis (que se diseminan por el cuerpo). Estos tumores son mucho más comunes que los tumores cerebrales primarios (que empiezan en el cerebro) y se presentan en aproximadamente del 10 al 30% de los cánceres en los adultos.

### **2.3.3 HALLAZGOS ESPECTROSCÓPICOS EN LAS LESIONES TUMORALES**

Un estudio que utilizó tanto espectros con TE largos como cortos demostró que la ERM tenía una precisión diagnóstica del 94% en la clasificación de lesiones como el linfoma, la toxoplasmosis o leucoencefalopatía multifocal progresiva, mientras que un segundo estudio usando los TE largos mostró solapamiento significativo en los patrones espectrales de la toxoplasmosis y el linfoma. La IRM convencional muestra una exactitud diagnóstica del 85%.

La IRM convencional es pobre en la diferenciación de abscesos cerebrales de los tumores quísticos o necróticos, aunque hay reportes de que las imágenes de difusión ponderada pueden distinguir de forma fiable estas patologías. Sin embargo, sus perfiles metabólicos han demostrado ser distinguibles entre sí debido a que el espectro de resonancia magnética se ve alterado en casi todos los trastornos neurológicos. En algunas patologías los cambios en la espectroscopía son muy sutiles y no son fiables sin una comparación estadística entre grupos de pacientes.

La mayoría de las características bioquímicas encontradas en los tumores cerebrales han sido descritas por muchos autores. Estos cambios incluyen decrementos en el NAA, presencia de lactato y lípidos, decremento de Cr y frecuentemente un incremento en Cho. Un incremento en la relación Cho/Cr es generalmente correlacionado con aumento de la malignidad del tumor y es utilizado como un posible marcador del grado tumoral.

Los tumores, especialmente los primarios, muestran un elevado nivel de Colina y una disminución de NAA. Sin embargo, debe resaltarse que la ERM, como el análisis de perfusión no son totalmente específicos. Cualquier proceso de evolución rápida que produzca rotura de membranas o renovación de las mismas, incluyendo enfermedades desmielinizantes

pueden mostrar una elevación de la colina (aunque la disminución de NAA no es tan prominente como la enfermedad desmielinizante).

Aunque existen reportes contradictorios en la comparación de tumores de diferentes grados, la mayoría de los autores encuentran un pico bajo de colina en gliomas de bajo grado como astrocitomas de grado 2, y picos más altos en astrocitomas anaplásicos y glioblastomas. Un resultado importante y consistente en estos estudios un solapamiento de los valores espectroscópicos de los picos entre tumores de diferentes grados. Esto también se puede observar en estudios in-vitro.

En cuanto a la prognosis, picos altos de colina fueron correlacionados con peor prognosis de los pacientes con gliomas. Pero hay reportes acerca de que la diferencia de tiempo de sobrevida no es significativa cuando se comparan los picos de espectroscopías.

En el nivel de NAA se puede apreciar una disminución a medida que aumenta el grado tumoral. Como el NAA se encuentra en el soma y en los axones, es posible que se encuentren algunas neuronas en los bordes de los tumores no anaplásicos, explicando así los picos de NAA.

**Meningiomas:** Usualmente las imágenes convencionales son suficientes para diagnosticar este tumor. Los hallazgos espectroscópicos incluyen una ausencia o bajo nivel de Cr y NAA, con niveles de Cho marcadamente elevados.

Es remarcable la carencia de Ins y la presencia frecuente de picos de Ala.

La alanina es la resonancia más característica de los meningiomas. Sólo unos pocos tumores no meníngeos muestran dobletes de resonancia atribuibles a Ala en el espectro. Otros hallazgos característicos de los MEN:

1. Disminución relativa de Cr con respecto a los tumores astrocíticos.
2. Aumento de Cho con respecto a ABG, GBM y MET.
3. Aumento de Glx en referencia a ABG y AA.
4. Ausencia de Lip 1.3 ppm con respecto a GBM y MET.

**Metástasis:** Los espectros de protones de las metástasis son similares a los de astrocitomas de alto grado y linfomas, revelando disminución de NAA y Cre, pero niveles altos de Cho. Estos hallazgos son idénticos a los de algunos astrocitomas. Los estudios hasta la fecha no han demostrado resultados suficientemente robustos para diferenciar entre estas lesiones.

En presencia de una lesión única es clínicamente importante distinguir entre tumor cerebral primario y secundario. Esta diferenciación es frecuentemente difícil (si no imposible) sin histología. A menudo las metástasis pueden contener lípidos y lactato, al igual que ocurre con tumores gliales de alto grado, atribuido a la presencia de áreas de necrosis intratumoral.

**Astrocitomas:** En términos generales, los hallazgos en las ERM de astrocitomas incluyen una reducción en NAA y Cr, con una elevación de Cho. La Cho muestra un incremento en su concentración en la progresión desde materia blanca normal a astrocitomas de grado 2 y 3, pero su concentración decae en glioblastomas multiforme (GBM), probablemente debido a la dilución de la necrosis.

# CAPÍTULO III

### 3. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Objetivo	VARIABLES	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Valores
Describir la técnica de espectroscopia por resonancia magnética nuclear	Espectroscopia por resonancia magnética	Es una técnica no invasiva de resonancia magnética nuclear, que valora las características bioquímicas de los tejidos, de esta manera, proporciona información metabólica, complementaria a la información anatómica obtenida con los estudios convencionales, y ofrece la posibilidad de trabajar con un tipo de información de la que no se disponía anteriormente.	Técnica de resonancia magnética nuclear no invasiva que permite un análisis del metabolismo de las lesiones o de tejido cerebral para la medición de cambios bioquímicos normales u anormales.	Observación.	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Indicaciones para el estudio</li> <li>-Preparación previa</li> <li>-Equipo de resonancia magnética</li> <li>-Bobinas de radio frecuencia</li> <li>-Uso y dosis de medio de contraste</li> <li>-Secuencias de adquisición del estudio</li> <li>-Planeación de la espectroscopia</li> <li>-Tiempo de adquisición del estudio</li> <li>-Número de placas impresas para el estudio</li> <li>-otros</li> </ul>

Objetivo	Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Valores
Identificar criterios de selección para la indicación de una espectroscopia por resonancia magnética nuclear.	Criterios de selección	En el campo de los estudios clínicos, son los requisitos que debe cumplir una persona para ser incluida en un examen o tratamiento. Cuando todos los participantes cumplen con los mismos criterios de selección, es más probable que los resultados del estudio obedezcan a la intervención que se está probando, y no a otros factores o por casualidad.	Criterios médicos establecidos para indicar a un paciente la realización de una espectroscopia.	Pregunta dirigida al personal médico del servicio de resonancia magnética.	-Sexo -Edad -Antecedentes de salud -Estudios imagenológicos anteriores -Criterio médico -Quien indica el estudio -Otros

Objetivo	Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Valores
Determinar la utilidad de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear para la clasificación de tumores cerebrales.	Utilidad de la espectroscopia	Característica por la cual un objeto u acción obtiene la <b>condición de valor útil</b> , con el fin de lograr la satisfacción de las necesidades de las personas.	Se refiere a que tan útil es la técnica de espectroscopia por resonancia magnética para clasificar una masa cerebral con base a los datos obtenidos de las gráficas metabólicas.	Pregunta dirigida al personal médico del servicio de resonancia magnética.	-Evaluación de cambios bioquímicos -Diferenciación de lesión tumoral -Otros.

Objetivo	Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Valores
<p>Compilar los datos estadísticos de pacientes que se someten a la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS.</p>	Datos estadísticos	<p>Son números que representan las modalidades de las variables; pueden ser comparados, analizados e interpretados.</p>	<p>Son los antecedentes en cifras obtenidos de pacientes a los que se les ha realizado una espectroscopia por resonancia magnética nuclear.</p>	<p>Observación de libro de censos.</p>	<p>-Cantidad de pacientes sometidos a RMe -Edad -Sexo -Lugar de referencia -Secuencias de RM realizadas. -Placas impresas</p>

# CAPÍTULO IV

## **DISEÑO METODOLÓGICO**

### **4.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN:**

**Descriptiva:** Debido a que la investigación se limitó a describir las variables sin modificarlas.

**Transversal:** Según la secuencia y periodo de tiempo, se realizó en un momento determinado del mes de Febrero a Julio de 2018.

**Prospectiva:** ya que la información se registró según fueron ocurriendo los fenómenos.

### **4.2 ÁREA DE ESTUDIO**

El estudio se llevó a cabo en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

### **4.3 UBICACIÓN GEOGRÁFICA**

Alameda Juan Pablo II y 25 Av. Nte. S.S.

### **4.4 POBLACION Y MUESTRA**

Se tomó el 100% del personal médico encargado de la lectura del estudio de espectroscopia; de igual manera se tomó como parte de la muestra al equipo de resonancia magnética de 1.5 tesla Aera capaz de realizar la secuencia de espectroscopia y a los pacientes que se sometieron a la técnica para la recopilación de información durante la realización de la investigación.

### **4.5 MÉTODOS, TÉCNICAS E INSTRUMENTOS PARA RECOLECCIÓN DE DATOS.**

#### **Métodos:**

- Encuesta.
- Observación

### **Técnicas**

- Cuestionario
- Observación

### **Instrumentos**

- Cuestionario
- Guía de observación

## **4.6 PROCEDIMIENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE LOS DATOS**

Se solicitó con anticipación la autorización y permisos necesarios correspondientes para llevar a cabo la recolección de datos en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social. Posteriormente se realizó la visita, en la cual participaron los tres miembros del grupo investigador, donde se procedió a realizar la guía de observación con respecto a la aplicación de la técnica de espectroscopia, además de realizar un cuestionario en el cual se solicitó la colaboración del personal médico para que indicaran los criterios de selección utiliza para referir la técnica de la espectroscopia resguardando información privada del paciente ya que no se colocaron datos personales de los mismos. Asimismo, se investigó acerca de las utilidades que esta técnica presenta mediante la aplicación de una guía de observación; luego se procedió a consolidar los datos para realizar el proceso de tabulación e interpretación de los resultados.

## **4.7 PLAN DE TABULACION Y ANALISIS DE DATOS**

Una vez completado el cuestionario, se reunió la información obtenida y mediante una técnica empírica como es el sistema palotes se realizó el vaciado en una tabla de distribución de frecuencias y porcentual.

Para representar los datos obtenidos se usó la tabla anteriormente mencionada para presentarlos en gráficas de barras realizadas en el programa Excel y así a través de esta, se analizó la información resultante.

# CAPÍTULO V

## PRESENTACIÓN DE LOS RESULTADOS

**OBJETIVO:** DESCRIBIR LA TÉCNICA DE ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

**Tabla 1-** Observaciones sobre el equipo

1	Equipo de resonancia magnética utilizado	Marca	Siemens
		Tesla	1.5
		Modelo	Magneton Aera
		Software	syngo.via
2	Bobinas de radiofrecuencia utilizadas	Bobina para cráneo	Utilizada
		Bobina para cuello	No utilizada
		Bobina flexible	No utilizada
		Otras	No utilizada

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Se observó que el equipo de resonancia magnética nuclear del departamento de radiología e imágenes del Hospital General del ISSS está en buenas condiciones, además de poseer 1.5 teslas, requisito necesario para realizar espectroscopia. Cuenta con el software syngo.via que permite que los estudios puedan visualizarse en multi-modalidad de lectura y provee reconstrucciones en 3D. También, en otras estaciones que cuenten con el sistema PACS, pueden visualizarse los estudios completos, facilitando la lectura para el personal médico.

Además, se observó que durante la resonancia cerebral que incluye espectroscopia, sólo se hace uso de la bobina para cráneo.

**Tabla 2**– Observaciones sobre el uso del medio de contraste

3	Uso de medio de contraste, forma de aplicación y dosis utilizada-	¿Se utiliza medio de contraste?	Sí	
			No	
		Forma de administración	Vía intravenosa	
		Dosis utilizada para un estudio	Paciente con creatinina normal	10 cc
		Paciente con creatina alta	7cc	

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Durante la observación, pudo identificarse que para las espectroscopias que se realizaron se administró el material de contraste a través de vía intravenosa directa, siendo controlada por ambos, el personal de enfermería y el personal de radiología del servicio de resonancia magnética. También pudo contemplarse que para las dosis utilizadas de medio de contraste en el servicio se toma en cuenta los niveles de creatinina, estado renal y peso del paciente, usándose 7cc de Gadovist en los pacientes observados basados en el peso del paciente por kg de peso de acorde a una tabla de dosis establecida por los fabricantes del material. En casos como pacientes pediátricos, pacientes con insuficiencia renal y pacientes con alergia al MC previamente preparados con el protocolo antialérgico que maneja el hospital, se toma en cuenta su peso para la aplicación de la dosis; y 10cc de Magnilek en pacientes observados y cuyos niveles de creatinina en sangre se encuentren en sus niveles normales empleándose dosis de 0,2ml por kg de peso corporal.

**Tabla 3-** Parámetros durante la espectroscopia

4		Secuencias de RM que se realizan durante la espectroscopia	Cerebro fase simple: Scout t1_mprage_sag_p2_iso_1.0 MPR Planning t2_tirm_tra_darkfluid_320_4mm t2_tse_cor_320 t2_tse_TRA_320 ep2d_diff_3scan_trace_p2 Cerebro fase contrastada: t1_mprage_sag_p2_iso1.0 Espectroscopia: csi_se_135 csi_se_30 csi_se_270
---	--	--	--

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Se observó como parte del protocolo la aplicación de las secuencias de resonancia de cerebro simple y contrastado previo a la secuencia de RMe. Se pudo observar también que en la secuencia de espectroscopia mencionada sirven como marcadores tumorales los metabolitos de colina y lípidos, además de identificar necrosis mediante la medición de lactato.

**Tabla 4-** Planeación de la espectroscopia

5	Cómo se realiza la planeación de la espectroscopia	<p>Protocolo de cerebro en fases simple y contrastada.</p> <p>Se guardan 3 imágenes en planos axial, coronal y sagital para planear la RMe.</p> <p>Se planifica la secuencia de espectroscopia “csi_se_135”.</p> <p>Se realiza la homogenización del campo magnético.</p> <p>Se ajusta la secuencia y se aplica.</p> <p>Se procesa la secuencia obtenida y se obtienen 4 valores de metabolitos específicamente la Cho (colina) y se guardan las imágenes para su posterior impresión.</p>
---	--	--

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Se observó que la técnica de la espectroscopia por resonancia tiene un protocolo establecido que consiste en la realización de una resonancia magnética cerebral en fases simple y contrastada, a las cuales se agrega la secuencia de RMe y se aplica siguiendo una serie de pasos que permiten al equipo realizar de manera adecuada dicha técnica.

**Tabla 5-** Tiempo del estudio

6	Cuánto tiempo dura la secuencia de espectroscopia y el procesamiento y presentación de las imágenes	Tiempo del estudio de RM cerebral	25:00 min
		Tiempo de la secuencia de espectroscopia	07:32 min
		Tiempo de procesamiento de los datos	05:00 min
		Tiempo total	37:32 min

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Se observó que el tiempo de estudio total de un estudio de resonancia magnética cerebral que incluye la espectroscopia dura alrededor de 37:32 minutos, de los cuales, 25 minutos se distribuyen en la secuencia de RM cerebral; 07:32 minutos es el total de duración de la secuencia de espectroscopia y cinco minutos toma el procesamiento de los datos para la impresión. Durante este tiempo, se va planeando si deben agregarse secuencias adicionales según el caso del paciente, sin embargo, en los estudios observados, el tiempo total de estudio no fue inconstante, debido a que no se necesitó de secuencias extra.

**Tabla 6-** Placas impresas en el estudio

7	Número de placas impresas por estudio	6 placas
---	---------------------------------------	----------

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Pudo observarse que el número de placas impresas por estudio son en total seis, de los cuales, cuatro láminas fueron de estudio de resonancia cerebral y dos corresponden a los marcadores de espectroscopia, manteniéndose esta cantidad como estándar en los estudios observados.

No obstante, se observó un caso particular, en el cual, el paciente presentó altos niveles de colina y creatina. Sin embargo, por la localización de la recidiva tumoral próxima a hueso, se delimitó parte del área para que el tejido óseo no interfiriera con la exploración. Se guardaron seis marcadores de la espectroscopia para ser impresos, dejándose en el sistema el resto de la exploración para ser evaluada posteriormente por el médico radiólogo, imprimiéndose la espectroscopia en tres láminas, sin variar al final el número total de placas impresas por estudio.

**Tabla 7-** Observaciones en el paciente

8	Indicaciones según la boleta para realizar una RMe	Recidiva tumoral
9	Preparación previa del paciente para una RMe	Ayuno de 6 horas, cuestionario al paciente
10	Antecedentes del paciente	Operaciones previas Paciente con prótesis metálicas Enfermedades crónicas del paciente Paciente padece de claustrofobia

Fuente: Guía de observación.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Se observó que la mayoría de pacientes fueron referidos para la realización de espectroscopia por resonancia magnética nuclear por recidiva tumoral. Como preparación previa, los pacientes deben tener ayuno previo de al menos 6 horas y se les realiza un cuestionario previo para conocer parte de su historial clínico como enfermedades de las que padece, si sufre de claustrofobia o si los candidatos poseen prótesis metálicas. Además, en los antecedentes del paciente, se observó que los ítems que incluye el cuestionario previo incluyen preguntas sobre operaciones previas del paciente, si éste tiene prótesis metálicas que puedan impedir su estudio, si posee marcapasos, enfermedades crónicas que padece y si sufre de claustrofobia.

**OBJETIVO:** IDENTIFICAR CRITERIOS DE SELECCIÓN PARA LA INDICACIÓN DE UNA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR.

**Tabla 8-** Criterios de selección con los que debe contar un paciente referido para RMe

<b>Médicos</b>	<b>Criterios</b>
<b>Médico 1</b>	Tener una lesión cerebral que se sospeche sea tumor o infección
	Paciente que no tenga contraindicación para entrar al cuarto de RM
	Paciente con depuración de creatinina arriba del 30%
<b>Médico 2</b>	Paciente con sospecha de tumor cerebral u otra patología hemorrágica o lesión infecciosa
<b>Médico 3</b>	Paciente que no padezca claustrofobia
	Diagnóstico de enfermedad degenerativa
	Diagnóstico diferencial con infecciones o problemas cardiacos.
<b>Médico 4</b>	Sospechas de tumores, metástasis, epilepsia e infartos

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Con respecto a los criterios de selección con los que debe de contar un paciente referido para un estudio de espectroscopia, los médicos radiólogos expresaron que debe tener una lesión de sospecha tumoral o infecciosa principalmente, otros puntos que se deben tomar en cuenta son que el paciente no posea contraindicaciones para entrar al cuarto de RM (claustrofobia, marcapasos incompatible con el resonador o tatuajes), diagnóstico de enfermedad degenerativa y que posea niveles de creatinina en los rangos normales establecidos.

**Tabla 9-** Influencia de la edad y sexo del paciente para la indicación de espectroscopia

Sexo				Edad				
Médicos	Sí		No		Sí		No	
	Respuesta	Fr	Respuesta	Fr	Respuesta	Fr	Respuesta	Fr
<b>Médico 1</b>			No hay limitación	1			No hay limitación	1
<b>Médico 2</b>			Depende del estadio de la patología	1			Depende del estadio de la patología	1
<b>Médico 3</b>			No se relaciona	1			No se relaciona	1
<b>Médico 4</b>			No se relaciona	1			No se relaciona	1

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

El 100% del personal médico respondió que el sexo y la edad no influyen en la indicación de una espectroscopia, más bien atribuyen al estadio de la patología para decidir si se indica o no la técnica.

**Tabla 10-** Estudios previos requisitos para la realización de espectroscopia

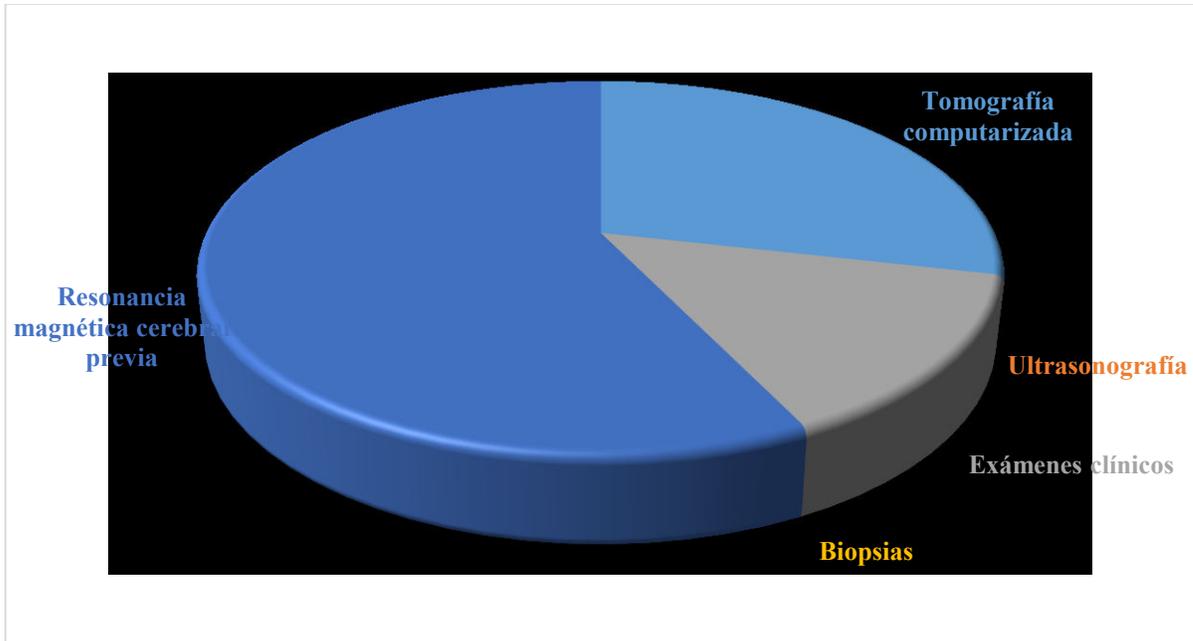
<b>Estudio</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
Tomografía computarizada	2	50%
Ultrasonografía	0	0%
Exámenes clínicos	1	25%
Biopsias	0	0%
Resonancia magnética cerebral previa	4	100%

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

El 100% del personal médico coincidió que para una espectroscopia es necesaria realizar una resonancia magnética cerebral previa, también establecieron como requisitos con un 50% un estudio de tomografía computarizada cerebral y solo un 25% manifestó exámenes clínicos para una mejor evaluación.

**Gráfico 1-** Estudios previos para la realización de espectroscopia



**Tabla 11-** Personal médico que realiza la indicación de una espectroscopia

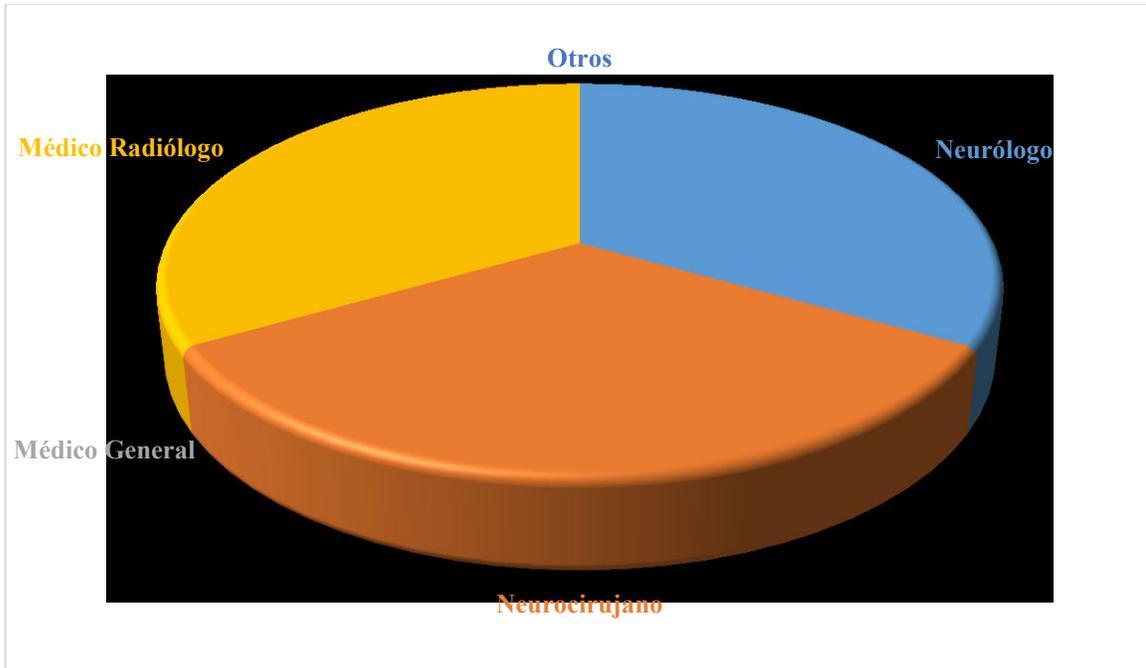
<b>Médico</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
Neurólogo	4	100%
Neurocirujano	4	100%
Médico General	0	0%
Médico Radiólogo	4	100%
Otros	0	0%

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según el 100% del personal médico quienes deben sugerir la indicación para la realización de una espectroscopia son el médico neurólogo, médico neurocirujano y médico radiólogo.

**Gráfico 2-** Personal médico que realiza la indicación de una espectroscopia



**OBJETIVO:** DETERMINAR LA UTILIDAD DE LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR PARA LA CLASIFICACIÓN DE TUMORES CEREBRALES.

**Tabla 12-** La espectroscopia contribuye a la clasificación de tumores cerebrales

<b>Médicos</b>	<b>SI</b>		<b>NO</b>	
	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
<b>Médico 1</b>	1	25%		
<b>Médico 2</b>			1	25%
<b>Medico 3</b>	1	25%		
<b>Médico 4</b>	1	25%		

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

De acuerdo, a las respuestas obtenidas de los médicos radiólogos encuestados el 75% respondieron que esta técnica si permite una clasificación de tumores cerebrales ya que ayuda a establecer si es una lesión primaria o metastásica, contribuyen a la definición del estadio tumoral en el que se pueda encontrar y aclaran que el software del resonador y post procesamiento permiten una mejor clasificación tumoral en origen y tipificación ; y el 25% expreso que no siempre se utiliza, sino que únicamente en casos específicos como lo son sospechas de gliomas y linfomas,

**Tabla 13-** Beneficios de la RMe sobre otros estudios para la detección de tumores cerebrales

<b>Médico</b>	<b>Respuesta</b>
<b>Médico 1</b>	Evita realizar biopsia de lesión cerebral no tumoral
	Dirige al neurocirujano para realizar biopsia en sitios de tejido viable
	Permite definir en un paciente posquirúrgico si hay o no recidiva tumoral en el sitio quirúrgico
<b>Médico 2</b>	En ciertos casos puede orientar la naturaleza de la lesión
<b>Médico 3</b>	Permite diferenciar grado de tumoración
<b>Médico 4</b>	Permite estudiar perfiles metabólicos y su variabilidad en condiciones normales y patologías cerebrales.

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

De acuerdo con los cuatro médicos radiólogos encuestados, los beneficios de la espectroscopia son: Evita realizar biopsias de lesión cerebral no tumoral, dirige al neurocirujano para realizar biopsia en sitios de tejido viable, permite definir en un paciente post-quirúrgico si hay o no recidiva tumoral en el sitio quirúrgico, en ciertos casos puede orientar la naturaleza de la lesión, permite diferenciar grado de tumoración y estudiar perfiles metabólicos y su variabilidad en condiciones normales y patologías cerebrales.

Tabla 14- Limitaciones del uso de espectroscopia

Patología			Aspectos técnicos		Prohibiciones del paciente	
Limitaciones		Fr	Limitaciones	Fr	Limitaciones	Fr
<b>Médico 1</b>	Cercano a tejido óseo o vascular	1	Paciente no colaborador	1	Paciente claustrofóbico	1
			Tatuaje en zona de cara	1	Paciente con marcapasos no compatible con el equipo	1
			Residuo metálico de cirugía anterior	1		
<b>Médico 2</b>	Indicación específica no para cualquier lesión	1	No es necesario cuando el diagnóstico es claro	1	Se utiliza en estudio contrastado para un mejor resultado	1
<b>Médico 3</b>	Cercano a base de cráneo	1	Paciente Inquieto	1	Paciente con implante coclear o marcapasos no compatible con el equipo	1

<b>Médico 4</b>	Muchos tumores heterogéneos en diferentes grados tumorales	1	Artefactos por tiempos de exposición muy cortos o muy largos	1	Mayor inversión de tiempo en cabina	1
-----------------	--	---	--	---	-------------------------------------	---

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según los médicos radiólogos encuestados entre las limitaciones se encuentran:

- ✓ Limitaciones respecto a la patología: dificulta la realización de la técnica cerca de estructuras óseas o vasculares y al poseer muchos tumores heterogéneos en diferentes grados tumorales.
- ✓ Limitación para la aplicación de la técnica, pacientes que no colaboren, residuos metálicos de cirugía anterior, artefactos por tiempos de exposición muy cortos o muy largos.
- ✓ Prohibiciones para aplicar la técnica por condiciones propias del paciente: pacientes claustrofóbicos, pacientes con implante coclear o con marcapasos no compatibles con el equipo.

**Tabla 15-** Realización de espectroscopia en pacientes diagnosticados con tumor cerebral.

<b>Médicos</b>	<b>Si</b>		<b>No</b>	
	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
<b>Médico 1</b>	1	25%		
<b>Médico 2</b>	1	25%		
<b>Médico 3</b>	1	25%		
<b>Médico 4</b>	1	25%		

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

El 100% del personal médico encuestado, manifestó que si consideran necesaria la realización de la espectroscopia en pacientes diagnosticados con tumores cerebrales por diversos motivos como lo son: para definir si el tumor es primario o metastásico, evaluar sitio adecuado de biopsia, definir si hay recidiva post cirugía, en caso de sospecha de linfoma o tumor, en caso de duda diagnostica, para la confirmación de hallazgos morfológicos cuando se tiene duda de su origen y tipificación.

**Tabla 16-**Estudios imagenológicos que reemplazan a la espectroscopia.

<b>Médicos</b>	<b>Respuestas</b>	<b>Fr%</b>
<b>Medico 1</b>	No se puede reemplazar, pero el PET CT y SPECT definen metabolismo celular sin embargo no son tan específicos	25%
<b>Medico 2</b>	Ninguno	25%
<b>Medico 3</b>	No pueden ser reemplazables solo complementarse con perfusión, difusión y tractografía.	25%
<b>Médico 4</b>	Ninguno	25%

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

El 50% del personal médico encuestado, respondió que ningún estudio puede reemplazar la espectroscopia por resonancia magnética, sin embargo, el 50% expreso que se pueden realizar el PET CT, SPECT, perfusión, difusión y tractografía como estudios complementarios.

**Tabla 17**-Espectroscopia como reemplazo de biopsia.

<b>Médicos</b>	<b>Si</b>		<b>No</b>	
	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
<b>Médico 1</b>			1	25%
<b>Médico 2</b>			1	25%
<b>Médico 3</b>	1	25%		
<b>Médico 4</b>			1	25%

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

El 75% de los médicos radiólogos encuestados expresaron que la espectroscopia por resonancia magnética no puede reemplazar a la biopsia, debido a que es una técnica que se utiliza para guiar al mejor sitio de biopsia de un tumor, evitar una biopsia innecesaria y porque es un estudio histológico para un diagnóstico más preciso; sin embargo, el 25% si puede reemplazar en caso de isquemia.

**Tabla 18-**Realizacion de biopsia posterior a una espectroscopia.

<b>Médicos</b>	<b>SI</b>		<b>NO</b>	
	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
<b>Médico 1</b>	1	25%	1	25%
<b>Médico 2</b>	1	25%		
<b>Médico 3</b>	1	25%		
<b>Médico 4</b>	1	25%		

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según los médicos radiólogos encuestados, el 100% coincide en que es necesaria la realización de una biopsia posterior a una espectroscopia, esto debido a que la biopsia deriva a un tratamiento en caso de que la espectroscopia no sea concluyente y para un diagnóstico más preciso; un 25% de los encuestados respondió que no se realiza si se obtuvo un diagnóstico de una lesión no tumoral ya sea de una infección o problema vascular.

**Tabla 19-**Metabolitos Indicadores de malignidad tumoral

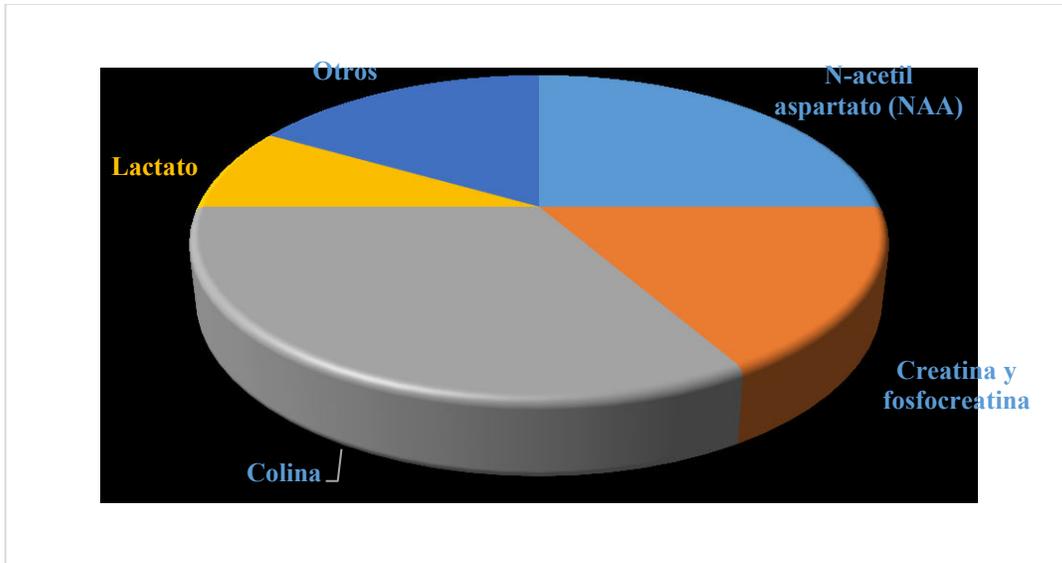
<b>Metabolitos</b>	<b>Fr</b>	<b>Fr%</b>
N-acetil aspartato (NAA)	3	75%
Creatina y fosfocreatina	2	50%
Colina	4	100%
Lactato	1	25%
Otros (Taurina, lípidos y glutamina)	2	50%

Fuente: Cuestionario dirigido a los Médicos Radiólogos

#### **Análisis e interpretación de los resultados:**

De acuerdo a la tabla anterior los médicos radiólogos expresaron que los principales metabolitos indicadores para determinar la malignidad de un tumor cerebral son la Colina con un 100% y el N-acetil aspartato (NAA) con un 75%, seguidamente se encuentra la creatina y fosfocreatina con un 50% , y otros como la taurina, lípidos, glutamina con un 50% el menos indicado fue el lactato con un 25%.

**Gráfico 3-** Metabolitos indicadores de malignidad tumoral



**OBJETIVO:** COMPILAR LOS DATOS ESTADÍSTICOS DE PACIENTES QUE SE SOMETEN A LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR EN EL SERVICIO DE RESONANCIA MAGNÉTICA DEL HOSPITAL GENERAL DEL ISSS.

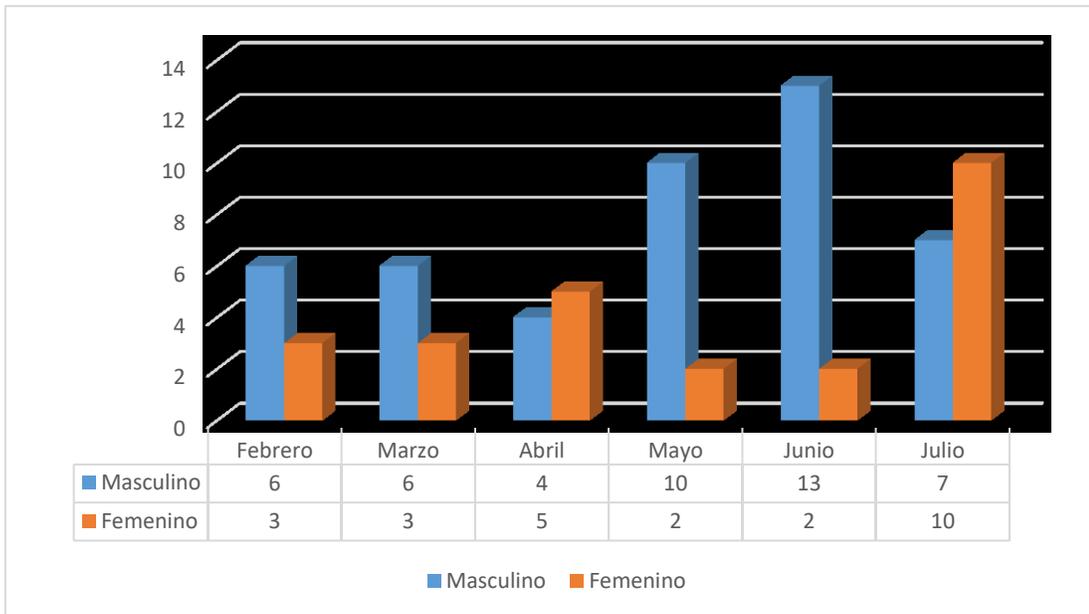
**Tabla 20-** Pacientes sometidos a la espectroscopia por resonancia magnética en el Hospital General del ISSS

Mes	Sexo				Total	
	Masculino	f%	Femenino	f%	f.	f%
Febrero	6	66.66%	3	33.33%	9	12.67%
Marzo	6	66.66%	3	33.33%	9	12.67%
Abril	4	44.44%	5	55.55%	9	12.67%
Mayo	10	83.33%	2	16.66%	12	16.90%
Junio	13	86.66%	2	13.33%	15	21.12%
Julio	7	41.17%	10	58.82%	17	23.94%
Total	46	100%	25	100%	71	

Fuente: Guía de observación al censo del servicio de resonancia magnética.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

De acuerdo a la tabla 18, el 100% de pacientes registrados en el Hospital General del ISSS que se sometieron a estudios de RM con espectroscopia, asciende a 71 personas entre los meses de Febrero a Julio del 2018, de esta cantidad 46 pacientes son de sexo Masculino y 25 de sexo Femenino.

**Gráfico 4.** Pacientes sometidos a la espectroscopia por resonancia magnética

**Tabla 21-** Edades y género de los pacientes que se sometieron a la espectroscopia por RM

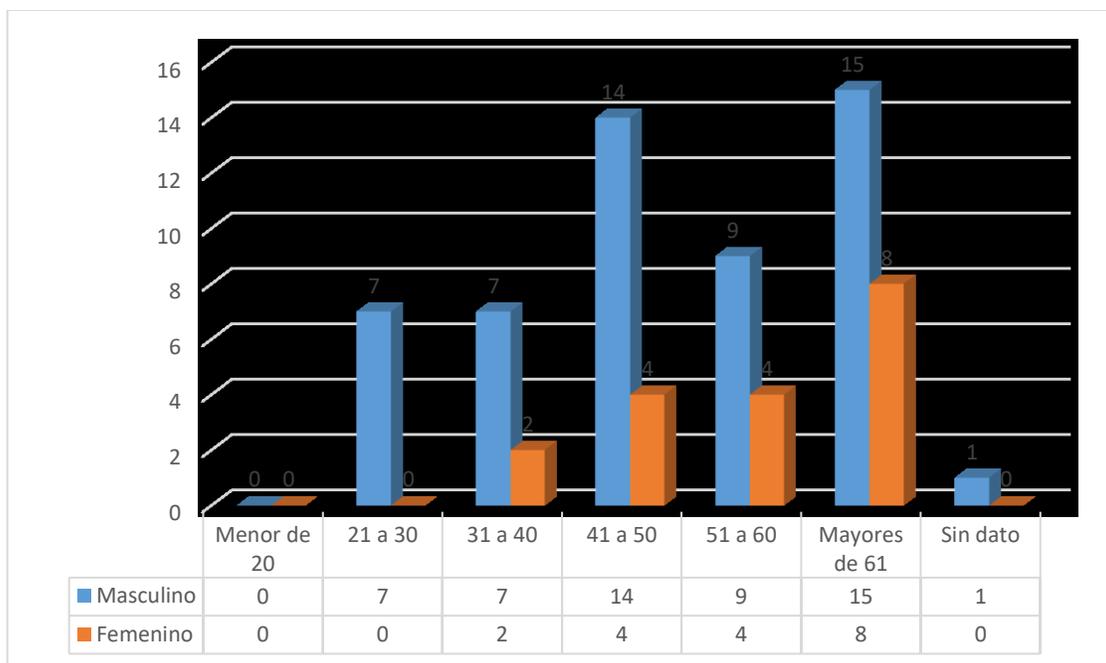
Grupos de edad	Sexo				f	f%
	Masculino	f%	Femenino	f%		
Menor de 20	0	0%	0	0%	0	0%
21 a 30	7	13.20%	0	0%	7	9.85%
31 a 40	7	13.20%	2	11.11%	9	12.67%
41 a 50	14	26.41%	4	22.22%	18	25.31%
51 a 60	9	16.98%	4	22.22%	13	18.30%
Mayores de 61	15	0.28%	8	44.44%	23	32.39%
Sin dato	1	1.88%	0	0%	1	1.40%
Total	53	100%	18	100%	71	100%

Fuente: Guía de observación al censo del servicio de resonancia magnética.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según a tabla 19 de los 71 pacientes sometidos a la espectroscopia por RM el 32.29% corresponde a personas con edades mayores a los 61 años con una relación de 15 a 8 del sexo masculino y femenino respectivamente, siendo el segundo rango de edades más frecuentes de los 41 a 50 años con un 25.31% con una relación del sexo de 14 a 4 entre masculino y femenino respectivamente, mientras que las personas de 21 a 30 años solo presentan un 9.85% del total de estudios realizados siendo el total de estos últimos pacientes masculinos.

**Gráfico 5.** Edades y género de los pacientes que se sometieron a la espectroscopia



**Tabla 22-** Lugar de referencia de pacientes sometidos a la RMe

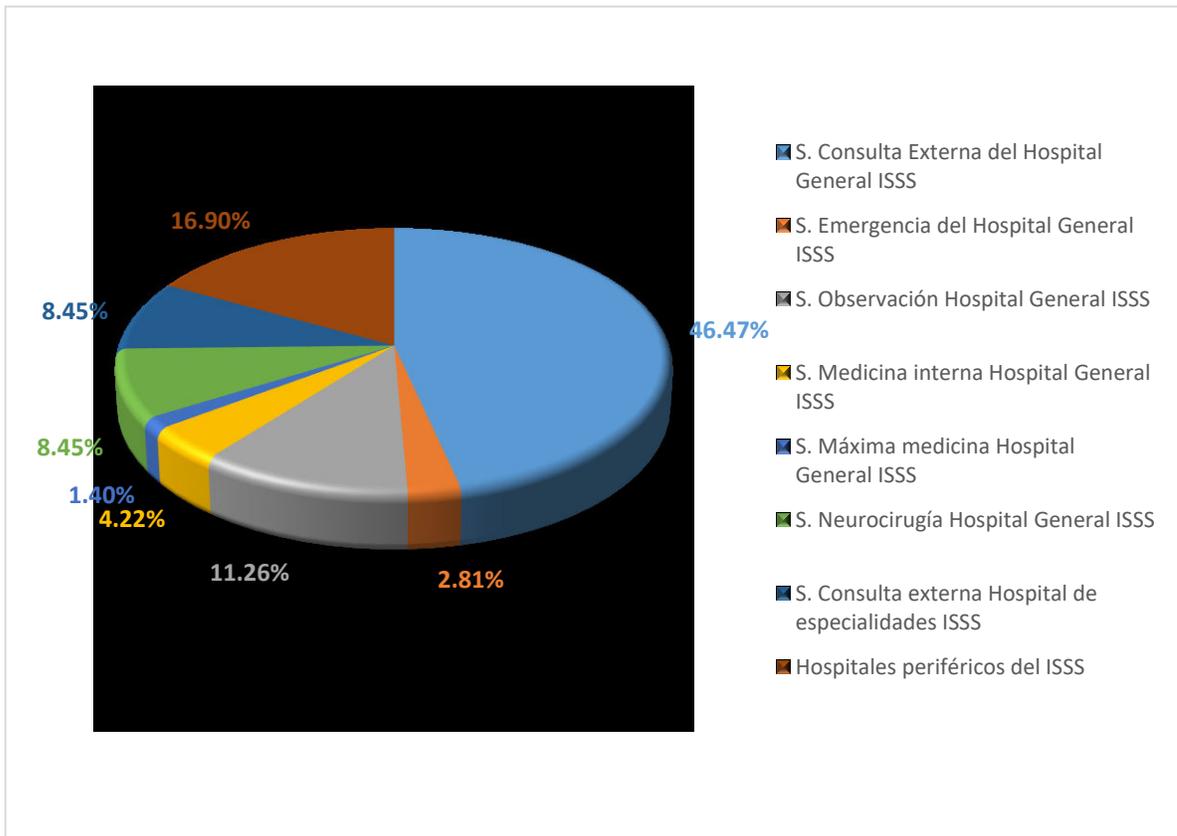
Lugar de referencia	f	f%
S. Consulta Externa del Hospital General ISSS	33	46.47%
S. Emergencia del Hospital General ISSS	2	2.81%
S. Observación Hospital General ISSS	8	11.26%
S. Medicina interna Hospital General ISSS	3	4.22%
S. Máxima medicina Hospital General ISSS	1	1.40%
S. Neurocirugía Hospital General ISSS	6	8.45%
S. Consulta externa Hospital de especialidades ISSS	6	8.45%
Hospitales periféricos del ISSS	12	16.90%
Total	71	100%

Fuente: Guía de observación al censo del servicio de resonancia magnética.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según a tabla 20 de los 71 pacientes sometidos a la espectroscopia por RM el 46.47% corresponde a personas referidas del servicio de consulta externa del Hospital General del ISSS, mientras que los demás servicios del mismo Hospital suman el 28.14% del total de estudios realizados, el servicio de consulta externa del Hospital de Especialidades del ISSS solo refirió el 8.45% y otros hospitales periféricos del ISSS suman el 16.90%.

**Gráfico 5** Lugar de referencia de pacientes sometidos a la RMe



**Tabla 23-** Secuencias realizadas a pacientes sometidos a la RMe y láminas impresas por estudio.

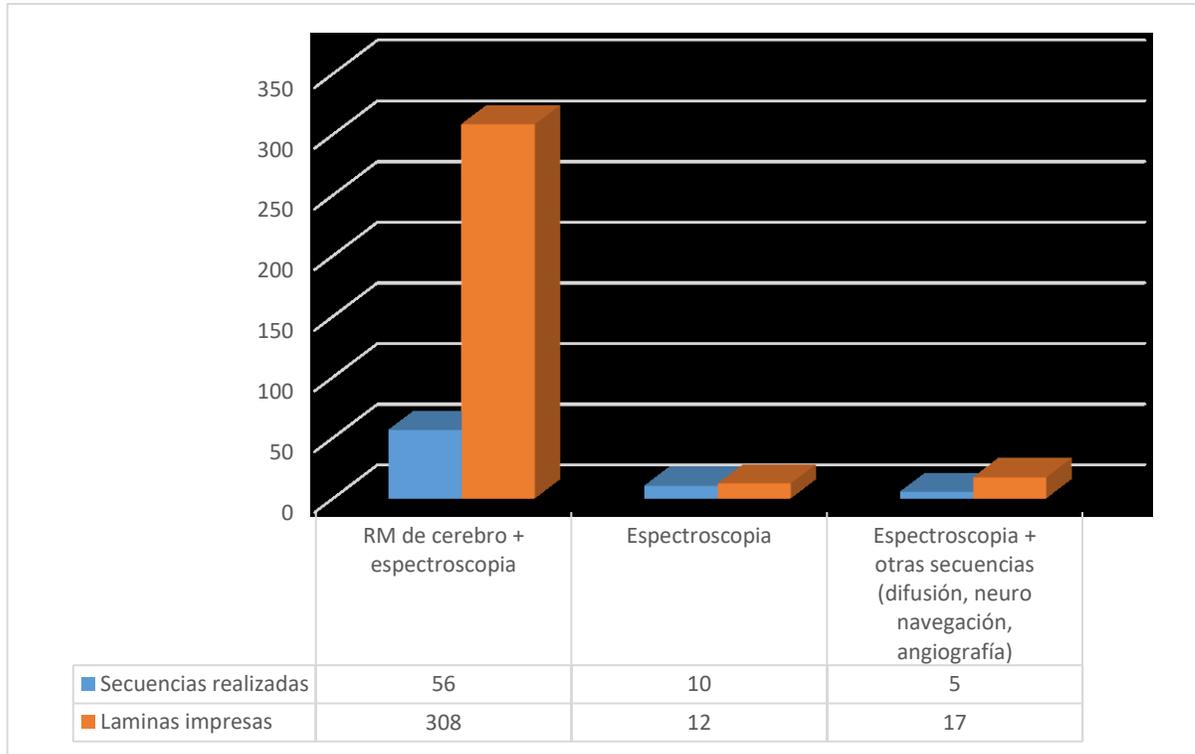
Secuencias realizadas	Laminas impresas		f	f%
	f	f%		
RM de cerebro + espectroscopia	308	91.13%	56	78.87%
Espectroscopia	12	3.56%	10	14.08%
Espectroscopia + otras secuencias (difusión, neuro navegación, angiografía)	17	5.44%	5	7.04%
Total	337	100%	71	100%

Fuente: Guía de observación al censo del servicio de resonancia magnética.

### **Análisis e interpretación de los resultados:**

Según a tabla 21, de los 71 pacientes sometidos a la espectroscopia por RM el 78.87% de los atendidos se les realizó la secuencia de RM de cerebro más espectroscopia, lo que significó un total de 308 láminas impresas. El caso de la secuencia de espectroscopia por si sola, representa el 14.08% de frecuencia de estudios realizados con un dato de 12 láminas impresas. Seguidamente, el 7.04% de pacientes atendidos en el servicio representa a los pacientes que se les realizó espectroscopia junto con otras secuencias adicionales, con un total de 17 láminas impresas en los estudios.

**Grafica 6** Secuencias realizadas a pacientes sometidos a la RMe y láminas impresas por estudio.



# CAPÍTULO VI

## 6.1 CONCLUSIONES

- 1) Se concluye que la técnica de espectroscopia por resonancia magnética permite una clasificación de tumores cerebrales según el 75% del personal médico encuestado debido a que contribuye a establecer si una lesión cerebral es tumoral o no, si es maligna o benigna y sus estadios patológicos; esto debido a que el software que posee el resonador Aera 1.5T el post procesamiento de la secuencia permite una mejor clasificación tumoral en origen y tipificación de los tumores. Por lo que la aplicación de la espectroscopia resulta beneficiosa para una mejor evaluación del paciente, ya que evita realizar biopsias de lesión cerebral no tumoral, dirige al neurocirujano para desarrollar una biopsia en sitios de tejido viable, definir en un paciente post-quirúrgico si hay o no recidiva tumoral en el sitio quirúrgico y en ciertos casos puede orientar la naturaleza de la lesión al estudiar perfiles metabólicos y su variabilidad en condiciones normales y patológicas.
- 2) Según lo observado se concluye que la técnica de espectroscopia se realiza siguiendo una serie de pasos establecidos por el software del equipo Aera 1.5T del Hospital General del ISSS, el cual cumple con los requerimientos necesarios para una buena aplicación de la técnica. Estos pasos realizados por el personal de radiología e imágenes del servicio de resonancia van desde el manejo del paciente, sus condiciones y requerimientos para someterse al estudio, hasta los factores técnicos que se manejan, como el dominio del software y el conocimiento de los distintos pasos y parámetros necesarios para una buena aplicación de la RMe.
- 3) La administración del medio de contraste en estudios de resonancia magnética, depende de los niveles de creatinina, estado renal y peso del paciente, usándose Gadovist en pacientes con insuficiencia renal, pacientes pediátricos y pacientes con alergia al MC previamente preparados con el protocolo antialérgico que maneja el hospital, y se administra acorde al peso del paciente por kg basado en una tabla de dosis establecida por los fabricantes del material; y Magnilek en pacientes con niveles normales de creatinina en sangre y aplicando dosis de 0,2ml por kg de peso corporal.
- 4) La espectroscopia puede realizarse en conjunto a otros protocolos de estudios cerebrales, como angio resonancia cerebral, neuro navegación mientras no interfiera en la aplicación de

la técnica, también puede realizarse por sí sola, siempre y cuando se cuente con un estudio de resonancia cerebral previa que pueda guiar el examen.

- 5) Los criterios de selección con los que debe contar un paciente referido para RMe son variados, pero se concluyó que principalmente debe presentar una lesión de sospecha tumoral o infecciosa para la aplicación de la técnica, además de esto, no debe poseer contraindicaciones para entrar al cuarto de RM como lo son claustrofobia, marcapasos incompatible con el resonador o tatuajes, lo que revela la importancia de la realización y verificación del cuestionario al paciente, por parte del personal del servicio de resonancia.
- 6) Entre los estudios que son requisito para la realización de una espectroscopia quedo demostrado que una resonancia magnética cerebral previa es indispensable para determinar la naturaleza de la lesión y así realizar la RMe con mejores resultados; entre otros estudios que no fueron calificados como indispensables, pero si optativos para una mejor evaluación se encuentran la tomografía computarizada de cerebro la cual fue sugerida por el 50% de los médicos radiólogos encuestados y con un 25% el personal médico estableció a los estudios clínicos no obligatorios para la realización de la técnica.
- 7) En base a los pacientes que se someten a una RMe cerebral en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS, según el 100% de los médicos encuestados, se pudo determinar que la edad y el género no son un factor que influye a la hora de indicar la realización de la técnica, más bien atribuyen al estadio de la patología para decidir si se indica o no la espectroscopia; por otro lado según la información estadística obtenida se comprueba que la aplicación de este método es más común en personas del sexo masculino representando con un 64.78% de la muestra observada en el censo del servicio, mientras que el 35.21% restante representa al sexo femenino; con respecto a los rangos de edad de las RMe desarrolladas, los resultados demuestran que en personas de 41 a 60 años del 43.61% son el rango de edad más frecuente a los que le siguen las personas mayores de 61 años, con el 32.39% de la muestra total, mientras que en personas de 21 a 40 años solo hay un 22%; en todos los casos anteriores también queda comprobada la mayor incidencia de casos en personas del sexo masculino.
- 8) Se concluyó que en el servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS se refieren RMe principalmente de sus mismas instalaciones con casi el 75% de los estudios

totales realizados, en cuanto a estudios indicados de otros hospitales de la red del ISSS, se registra un 25% de estudios referidos lo que demuestra que la espectroscopia es una técnica conocida por médicos en cuyos hospitales no se cuenta con equipos de resonancia magnética.

- 9) Quedo comprobado que la espectroscopia por resonancia magnética se realizó en un 78.87% durante el periodo de esta investigación, en conjunto a la resonancia de cerebro contrastada, lo que permite a los médicos tener un perfil completo sobre las lesiones cerebrales que el paciente pueda presentar y de esa forma dar un diagnóstico certero.

También se revelo que la RMe puede realizarse como un estudio individual para complementar una resonancia magnética previa reciente, en pacientes que necesiten la información extra que la técnica brinda para su diagnóstico o tratamiento.

Finalmente, en ciertos casos se pueden hacer estudios más complejos en una resonancia cerebral que incluyen la secuencia de RMe además de otras como la neuro navegación, la difusión cerebral, angio resonancias, etc. Lo que comprueba que la técnica es un complemento que brinda información importante para el diagnóstico y tratamiento de los pacientes.

## **6.2 RECOMENDACIONES**

### **A los licenciados en radiología e imágenes del servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS:**

- ✓ Continuar ejecutando de manera exhaustiva, el cuestionario que se le realiza al paciente previo a la aplicación del estudio para conocer mejor sobre los antecedentes de salud y en caso de que posea algún factor que sea contraindicación produciendo dificultades al momento de ejecutar la espectroscopia.
- ✓ En caso de que no se encuentre el personal médico encargado, se recomienda al licenciado en base a su criterio y resultados obtenidos evaluar si es necesaria o no la realización de una espectroscopia para una mejor evaluación diagnóstica del paciente.

### **Al jefe de personal médico de rayos X encargados de la lectura de las espectroscopias:**

- ✓ Normalizar criterios médicos para continuar ofreciendo una buena calidad de atención y brindar una correcta evaluación diagnóstica al momento de indicar una espectroscopia por resonancia magnética.

### **A la jefatura para que gestione a la dirección del Hospital General del ISSS:**

- ✓ La realización de un censo que registre información sobre los pacientes atendidos por tumores cerebrales, para tener bases sobre las indicaciones patológicas más frecuentes por las que se refiere.

### **A los estudiantes de la carrera de radiología e imágenes:**

- ✓ Que hagan uso del trabajo de investigación como material didáctico de resonancia magnética, para futuras investigaciones o prácticas hospitalarias que se realicen por parte de los estudiantes de licenciatura en radiología e imágenes.

### 6.3 FUENTES DE INFORMACION

- ✓ Carlos Martinot del Pozo, Carlos Martinot-Luyo. Espectroscopia resonancia magnética. Rev. Per. Neurol [Internet]. 2001; 3. Disponible en: [http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07\\_n3/espectroscopia\\_resonancia.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07_n3/espectroscopia_resonancia.htm)
- ✓ Mauricio Canals L. Historia de la resonancia magnética de Fourier a Lauterbur y Mansfield: en ciencias, nadie sabe para quién trabaja. Revista Chilena de Radiología [Internet]. 2008; Vol. 14 N° 1, 39-45. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf>
- ✓ Alejandra María Sosa Rivera, Lissette Borjas. Historia y evolución de la radiología en Centroamérica. Rev. Fac. Cienc. Méd [Internet]. 2015; 12(2). Disponible en: [www.bvs.hn/RFCM/pdf/2015/pdf/RFCMVol12-2-2015-5.pdf](http://www.bvs.hn/RFCM/pdf/2015/pdf/RFCMVol12-2-2015-5.pdf)
- ✓ José Eduviges Rivas. Cien años de Rayos X en El Salvador [Internet]. El Salvador; 1995. [Consultado el 27 de marzo de 2018]. Disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos/rayosx/rayosx.shtml>
- ✓ Raúl Hernández. ISSS rinde cuentas a la población salvadoreña. [Internet]. El Salvador; 23 de agosto de 2017. [Consultado en marzo de 2018]. Disponible en: [http://www.issv.gob.sv/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1574:issv-rinde-cuentas-a-la-poblacion-salvadorena&catid=1:noticias-ciudadano&Itemid=77](http://www.issv.gob.sv/index.php?option=com_content&view=article&id=1574:issv-rinde-cuentas-a-la-poblacion-salvadorena&catid=1:noticias-ciudadano&Itemid=77)
- ✓ Unidad de Información y Comunicaciones. ISSS amplía portafolio de estudios de Imagen con nuevo aparato de resonancia magnética [Internet]. El Salvador; 11 de Junio de 2015. [Consultado en marzo de 2018]. Disponible en:

[http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1396:iss-amplia-portafolio-de-estudios-de-imagen-con-nuevo-aparato-de-resonancia-magnetica&catid=1:noticias-ciudadano](http://www.iss.gov.sv/index.php?option=com_content&view=article&id=1396:iss-amplia-portafolio-de-estudios-de-imagen-con-nuevo-aparato-de-resonancia-magnetica&catid=1:noticias-ciudadano)

- ✓ MAGNETON Aera, [Internet]. [Consultado en julio de 2018]. Disponible en: <https://www.healthcare.siemens.com.co/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-aera>
- ✓ Javier Lafuente Martínez, Luis Hernández Moreno. Técnica de la imagen por resonancia magnética [Internet]. Madrid, España. Capítulo 1. [Consultado en marzo de 2018]. Disponible en: <http://www.serme.es/wp-content/uploads/2016/05/capitulo1p.pdf>
- ✓ Jorge Andrés Calvar. Espectroscopia de hidrógeno por resonancia magnética en resonadores clínicos y químicos de alto campo [Tesis doctoral]. Buenos Aires: Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires; 2013.
- ✓ Carles Majós. Espectroscopia por resonancia magnética de protón en el diagnóstico de tumores cerebrales. Revista Radiología [Internet]. 2005; Vol. 47, N° 1, 1-12. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0033833805727909>
- ✓ Mariana Sinning. Clasificación de los tumores cerebrales. Revista Médica Clínica Las Condes [Internet]. 2017; Vol. 28, N° 3, 331-476. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-articulo-clasificacin-de-los-tumores-cerebrales-S0716864017300597>

# ANEXOS





UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
 FACULTAD DE MEDICINA  
 ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
 LICENCIATURA EN RADIOLOGÍA E IMÁGENES



San Salvador, 10 de julio de 2018

LIC.SALVADOR ANDRES BARAHONA MARTINEZ  
 JEFE DEL DEPARTAMENTO DE RAYOS X  
 HOSPITAL GENERAL DEL INSTITUTO DEL SEGURO SOCIAL  
 PRESENTE

Es para nosotros un verdadero gusto saludarle en esta oportunidad, a la vez deseándole éxitos en las funciones que realizan al frente de en tan importante institución de salud.

Nos dirigimos a usted respetuosamente, para solicitar su autorización y llevar acabo la investigación denominada *“Aplicación de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en la clasificación de tumores cerebrales en pacientes del departamento de resonancia magnética en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de febrero a julio de 2018”* dentro de las instalaciones del servicio de resonancia magnética del hospital.

Pretendiendo dicha investigación sea beneficiosa y establezca bases para registrar el número de pacientes que se someten a esta técnica durante los periodos establecidos.

Agradeciendo de antemano su atención. Nos despedimos cordialmente.

Atentamente,

Licda. Teresa De los Ángeles Reyes Paredes  
 Asesora Metodológica



Lic. Roberto Enrique Fong  
 Director de la carrera de Radiología e imágenes

Alejandra Marcela Molina García  
 Miembro de equipo investigador  
 Carnet MG13119

Edwin Antony Rodríguez Cruz  
 Miembro de equipo investigador  
 Carnet RC12108

Daniela Alexandra Argueta Hernández  
 Miembro de equipo investigador  
 Carnet AH13064

LIC. SALVADOR ANDRES BARAHONA MARTINEZ  
 LIC. EN RADIOLOGIA E IMAGENES  
 J.V.P.M No 147



UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
FACULTAD DE MEDICINA  
ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
LICENCIATURA EN RADIOLOGÍA E IMÁGENES



San Salvador, 10 de julio de 2018

DR. PEDRO ZEPEDA  
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE RAYOS X  
HOSPITAL GENERAL DEL INSTITUTO DEL SEGURO SOCIAL  
PRESENTE

Es para nosotros un verdadero gusto saludarle en esta oportunidad, a la vez deseándole éxitos en las funciones que realizan al frente de en tan importante institución de salud.

Nos dirigimos a usted respetuosamente, para solicitar su autorización y llevar acabo la investigación denominada "*Aplicación de la espectroscopia por resonancia magnética nuclear en la clasificación de tumores cerebrales en pacientes del departamento de resonancia magnética en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social durante el periodo de febrero a julio de 2018*" dentro de las instalaciones del servicio de resonancia magnética del hospital.

Pretendiendo dicha investigación sea beneficiosa y establezca bases para registrar el número de pacientes que se someten a esta técnica durante los periodos establecidos.

Agradeciendo de antemano su atención. Nos despedimos cordialmente.

Atentamente,

Licda. Teresa De los Ángeles Reyes Paredes  
Asesora Metodológica

Alejandra Marcela Molina García  
Miembro de equipo investigador  
Carnet MG13119

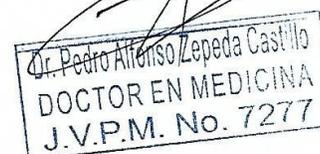


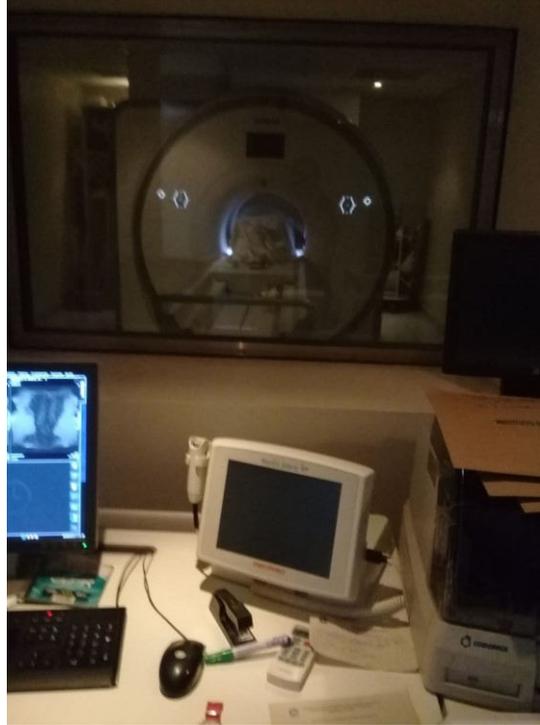
Lic. Roberto Enrique Fong  
Director de la carrera de Radiología e imágenes

Edwin Antony Rodríguez Cruz  
Miembro de equipo investigador  
Carnet RC12108

Daniela Alexandra Argueta Hernández  
Miembro de equipo investigador  
Carnet AH13064

Recibido 10 Julio-2018  
VoBo.







INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL  
SUBDIRECCIÓN DE SALUD

CUESTIONARIO PARA EL PACIENTE (RESONANCIA MAGNÉTICA)

El aparato de resonancia magnética genera un campo magnético muy potente que puede representar un riesgo para las personas que lleven en su cuerpo implantes, marcapasos u objetos metálicos. Por esto, se les solicita llenar el presente cuestionario cuidadosamente antes de comenzar su exploración.

Fecha: \_\_\_\_\_ No. de afiliación \_\_\_\_\_

Nombre: \_\_\_\_\_

Fecha de nacimiento: \_\_\_\_\_ Edad \_\_\_\_\_ años

Estatura \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Telefono: \_\_\_\_\_

Dirección: \_\_\_\_\_

Ciudad: \_\_\_\_\_ Depto: \_\_\_\_\_

Región de estudio: \_\_\_\_\_

Síntomas principales: \_\_\_\_\_

**Padece usted de:**

\* Miedo a los espacios cerrados o estrechos Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Enfermedades cardíacas, hipertensión Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Problemas de regulación de la temperatura Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Alergias a medicamentos o medios de contraste Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

Ha sido operado? \_\_\_\_\_ Que cirugía se le practicó y cuando \_\_\_\_\_

Ha sufrido heridas de guerra o por arma de fuego \_\_\_\_\_

Tiene esquilas metálicas en su cuerpo \_\_\_\_\_ donde \_\_\_\_\_

**Posee usted:**

\* Clips de aneurismas cerebrales? Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Implantes auditivos u otro tipo? Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Marcapaso cardíaco? Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Bombas de infusión implantadas? Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Prótesis (cadera, rodilla) Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Material metálico en la columna Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Cuerpos metálicos extraños Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Tatuajes o maquillaje permanente Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\* Esta embarazada Si \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_



**SI USTED PORTA MARCAPASO O TIENE CLIPS DE ANEURISMA CEREBRAL NO ENTRE AL LA SALA DE RESONANCIA MAGNÉTICA.**

**CUALQUIER DUDA COMUNIQUELA AL RADIOTECNÓLOGO O AL RADIÓLOGO.**

Firma del paciente: \_\_\_\_\_

C. SAFISSS 130201572

**TABLA DE DOSIFICACION**

<b>PESO CORPORAL (KG)</b>	<b>TOTAL DE VOLUMEN (ML)</b>
	<b>1 Molar Gadovist 1.0</b>
5	<b>0.5</b>
10	<b>1</b>
15	<b>1.5</b>
20	<b>2</b>
25	<b>2.5</b>
30	<b>3</b>
35	<b>3.5</b>
40	<b>4</b>
45	<b>4.5</b>
50	<b>5</b>
60	<b>6</b>
70	<b>7</b>
80	<b>8</b>
90	<b>9</b>
100	<b>10</b>
110	<b>11</b>
120	<b>12</b>
130	<b>13</b>
140	<b>14</b>



INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL  
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA E IMÁGENES  
HOSPITAL GENERAL

PROCOLO DE REACCIONES ADVERSAS

Estimado Doctor(a) \_\_\_\_\_  
Por medio de la presente se le comunica que se ha recibido a paciente :

Con número de Afiliación \_\_\_\_\_, enviado por su persona  
Para el siguiente estudio :

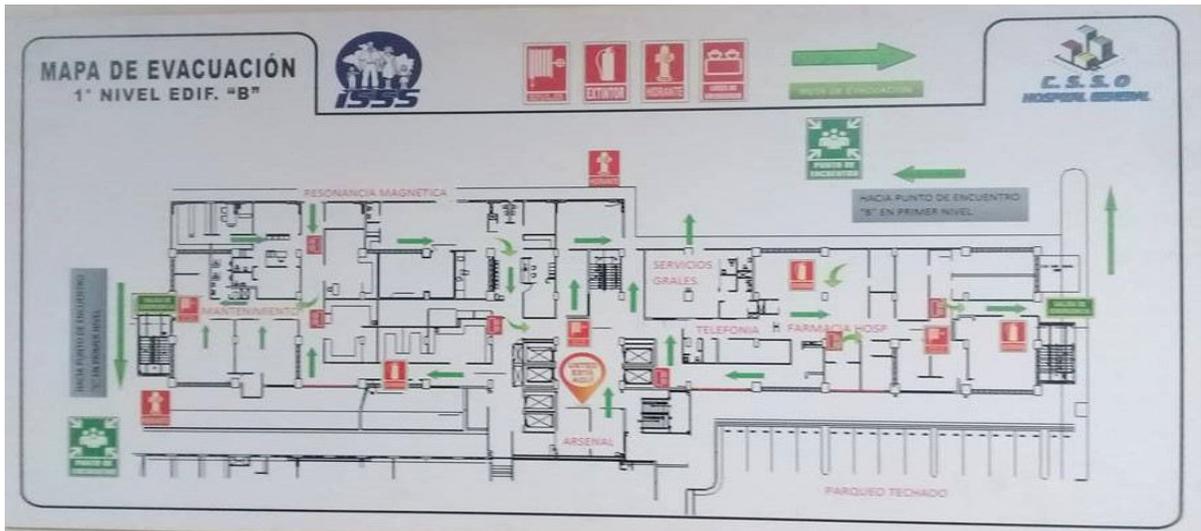
Al interrogar al paciente encontramos datos en antecedentes personales, que nos hacen sospechar riesgo de reacción adversa al material de contraste endovenoso.

Por lo anterior le pedimos reconsidere la necesidad o no del presente Estudio de imágenes y en caso de considerarlo necesario, favor cumplir con el siguiente Protocolo de preparación dado por nuestro Departamento de Inmunología.

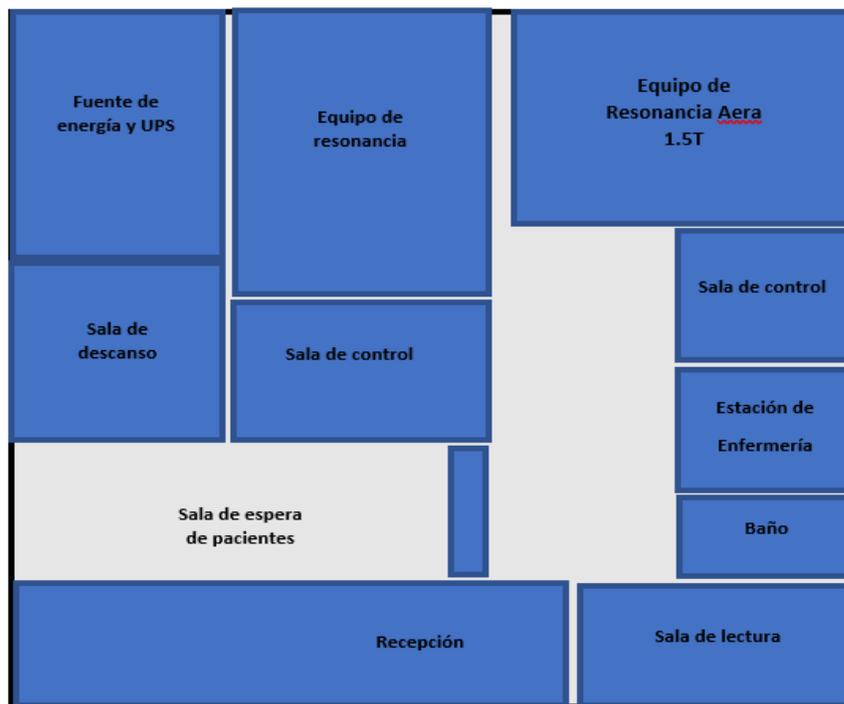
1. Prednisona tableta 50mg. v.o. cada 6 horas, desde 18 horas previas a su estudio radiológico.
2. Clorfeniramina una ampolla, i.m. una hora previo a su estudio radiológico. (Traer ampolla al estudio, será inyectada por enfermera/o antes de pasar al examen.)

Al tener medicamentos para su preparación el paciente deberá comunicarse para confirmar su cita al teléfono 2201-4083, de 8:00 am a 5:00 pm.

F \_\_\_\_\_  
MEDICO RADIOLOGO



Croquis del primer nivel del Hospital General del ISSS donde se localiza el servicio de resonancia magnética.



Croquis del servicio de resonancia magnética del Hospital General del ISSS

## GLOSARIO

**Axial T1-weighted image:** imagen axial potenciada en T1. Imagen de RM que representa la anatomía en el plano perpendicular al eje mayor del cuerpo y se obtiene mediante la utilización de un tiempo de repetición y un tiempo de eco cortos.

**Axial T1-weighted turbo spin-echo image:** imagen axial TSE T1. Imagen de RM en el plano perpendicular al eje mayor del cuerpo que se obtiene mediante la utilización de un tiempo de repetición y un tiempo de eco cortos, así como mediante una modificación de la secuencia eco del espín en la que el impulso inicial de radiofrecuencia de 180 grados va seguido de múltiples impulsos (o «tren de impulsos»). Al igual que en la secuencia eco del espín, pueden obtenerse imágenes potenciadas en T1 y T2 y en densidad protónica.

**Axial T2-weighted image:** imagen axial potenciada en T2. Imagen de RM en el plano perpendicular al eje mayor del cuerpo obtenida mediante la utilización de un tiempo de repetición y un tiempo de eco largos.

**Axial T2-weighted spin-echo image:** imagen axial SE T2. Imagen de RM en el plano perpendicular al eje mayor del cuerpo que se obtiene mediante un tiempo de repetición y un tiempo de eco largos, así como mediante la secuencia de impulso eco del espín.

**Campo de Visión (FOV, del inglés "Field of View"):** Espacio que ocupa una imagen, generalmente en centímetros. El campo de visión puede ser diferente en la dirección de frecuencia y en la dirección de fase.

**Chemical shift image:** imagen de desplazamiento químico. Imagen de RM en la que se ha producido un desfase relacionado con la presencia de protones o átomos de hidrógeno asociados a moléculas de distinto tamaño, como las de agua y algunos ácidos grasos. El desplazamiento químico puede llevar a la eliminación de la señal de líquido o grasa, siempre que ambos tejidos se encuentren presentes en un mismo píxel.

**Contrast-enhanced image:** imagen con contraste. Imagen de RM obtenida tras la administración intravenosa de un medio de contraste al paciente. Los contrastes

habitualmente utilizados son moléculas basadas en el gadolinio, una sustancia altamente paramagnética debido a que posee siete electrones no apareados. La molécula más usada es la denominada gadopentato dimeglumina o DTPA. Tras su administración, el medio de contraste se distribuye rápidamente por el espacio intravascular de todo el organismo; se elimina por vía renal en menos de tres horas

**Diffusion-weighted image:** imagen potenciada en difusión. Imagen obtenida mediante la secuencia especial de RM que utiliza la tecnología ecoplanar y que es capaz de detectar y cuantificar el movimiento fisiológico de las moléculas de agua en los tejidos. Se utiliza para el estudio funcional de determinados tipos de lesiones cerebrales mediante RM.

**Eco:** Tipo de señal por resonancia magnética generada por el refase de la magnetización transversal.

**Echo-planar image:** imagen ecoplanar. Imagen de RM obtenida mediante la utilización de impulsos de gradientes ultrarrápidos. Permite obtener «instantáneas» de utilidad en órganos con movimiento y en estudios funcionales.

**Espacio-k:** Espacio de la imagen representada por los datos crudos de tiempo y fase. La Transformada de Fourier transforma el espacio-k en la imagen de resonancia magnética.

**Fat-suppressed image:** imagen con supresión grasa. Imagen de RM obtenida mediante una secuencia en la que se suprime, en la imagen, la señal generada por la grasa de los tejidos. La supresión de la grasa es químicamente selectiva.

**Frecuencia de Larmor:** Frecuencia de resonancia de un espín en un campo magnético. Velocidad de precesión de un paquete de protones en un campo magnético. Frecuencia que provocará una transición entre los dos niveles energéticos del espín en un núcleo.

**FLAIR image:** imagen FLAIR. Imagen de RM obtenida mediante la variante de la secuencia inversión-recuperación en la que se producen imágenes con una alta potenciación en T2 y se atenúa la señal del líquido. Es una técnica muy sensible para el estudio de la patología cerebral mediante RM.

**Noise image:** imagen con ruido. Imagen de RM alterada por diversas perturbaciones eléctricas que interfieren en la obtención de la señal proveniente de los tejidos. Siempre existe determinado nivel de ruido, o un ruido de fondo en la imagen. Este ruido resulta a veces imperceptible si la señal es intensa, pero cuando ésta es débil, puede ser difícil diferenciarla del ruido de fondo.

**Perfusion-weighted image:** imagen de perfusión. Imagen de RM obtenida mediante la técnica ecoplanar, que es capaz de detectar y cuantificar la vascularización de pequeño tamaño (microvascularización) de los tejidos y que requiere la administración de un medio de contraste de forma simultánea a su obtención.

**Precesar:** Movimiento de rotación alrededor de un eje que realiza un vector cuyo origen se encuentra fijo en el origen del sistema de coordenadas.

**Radiofrecuencia (RF):** Una banda de frecuencia dentro del espectro electromagnético con frecuencias del orden de los millones de ciclos por segundo.

**Spectroscopic image:** imagen de espectroscopia por RM. Imagen obtenida mediante una secuencia especial de RM en la que puede detectarse la concentración de distintos compuestos bioquímicos del metabolismo, cuya concentración es hasta diez mil veces menor que la del agua, por lo que pasan desapercibidos en las secuencias de RM convencional. Se utiliza fundamentalmente en el estudio de lesiones cerebrales y, en menor medida, del músculo y la próstata.

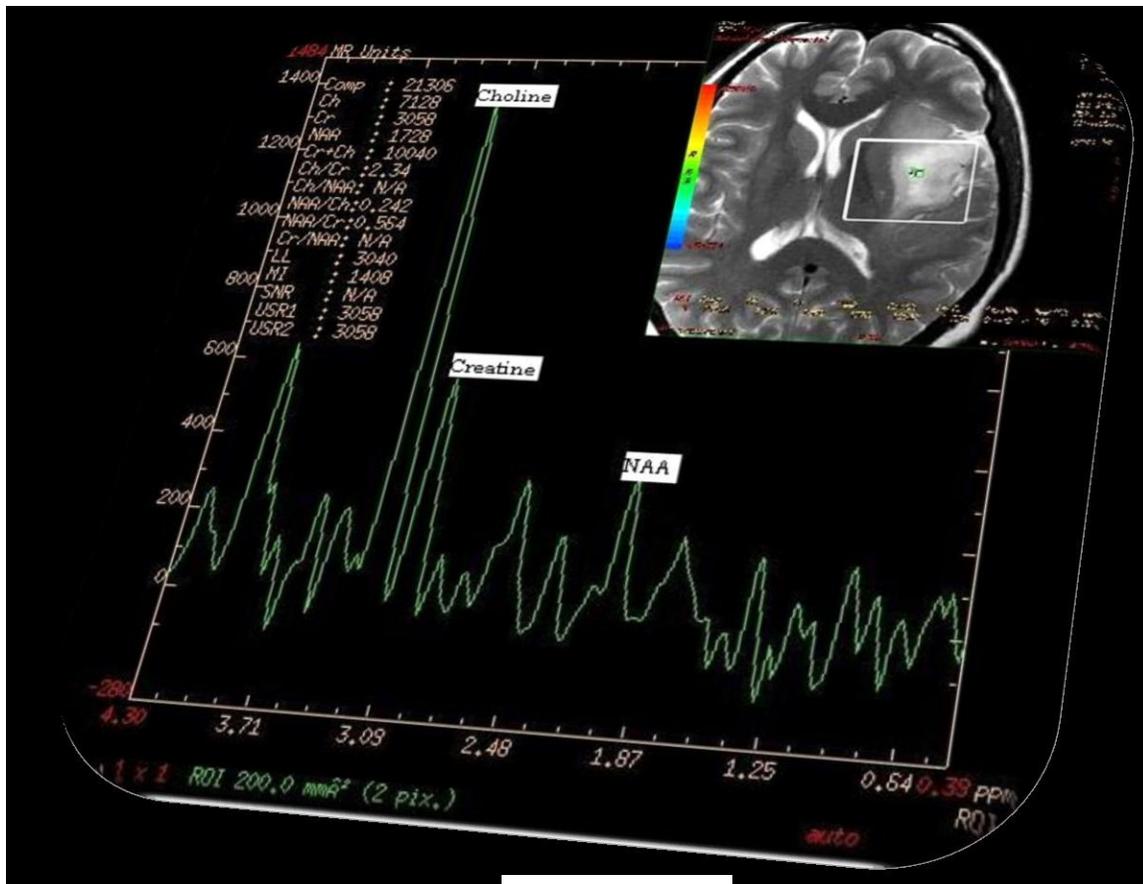
**Spin-echo image:** imagen eco del espín. Imagen obtenida mediante la secuencia de imagen más básica en RM, en la que se estimulan los protones de una región determinada del cuerpo mediante dos impulsos sucesivos de radiofrecuencia de 90 y 180 grados, respectivamente, con el fin de obtener un eco. Con esta secuencia pueden obtenerse imágenes potenciadas en T1, en T2 o en densidad protónica, en función de los parámetros de imagen (TR y TE) seleccionados.

**Transformada de Fourier (TF):** Técnica matemática capaz de convertir una señal que está en el dominio del tiempo a una señal en el dominio de la frecuencia, y viceversa.

**Tiempo de Eco (TE):** Tiempo entre el pulso inicial de RF y el eco máximo, en una secuencia de obtención de imágenes.

**Voxel:** Elemento de volumen.

# MANUAL SOBRE LA SECUENCIA DE ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR



**AUTORES:**

**ARGUETA HERNÁNDEZ, DANIELA ALEXANDRA**

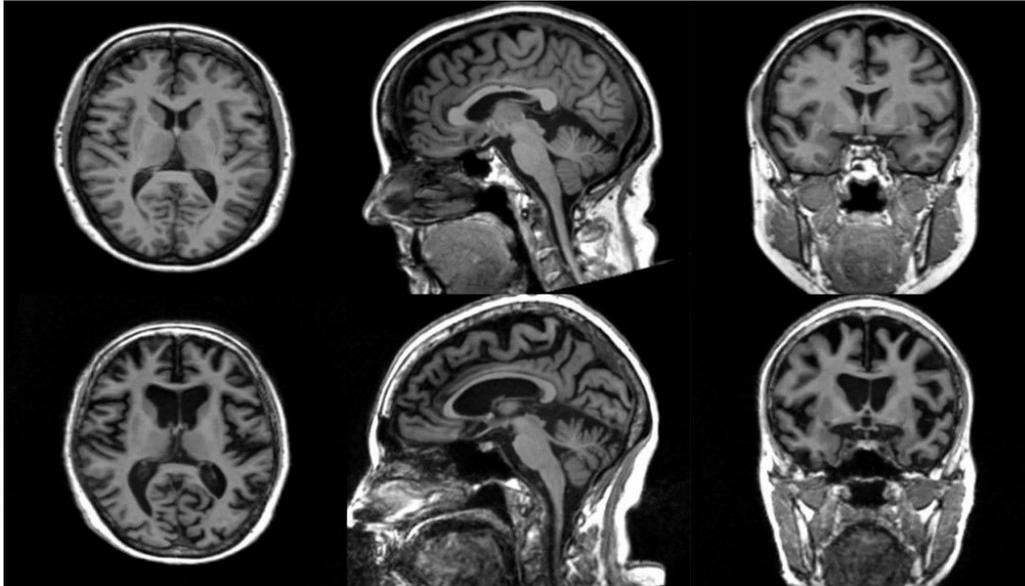
**MOLINA GARCÍA, ALEJANDRA MARCELA**

**RODRÍGUEZ CRUZ, EDWIN ANTONY**



# ¿QUE ES LA RESONANCIA MAGNÉTICA?

es un método tomográfico de emisión que 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.



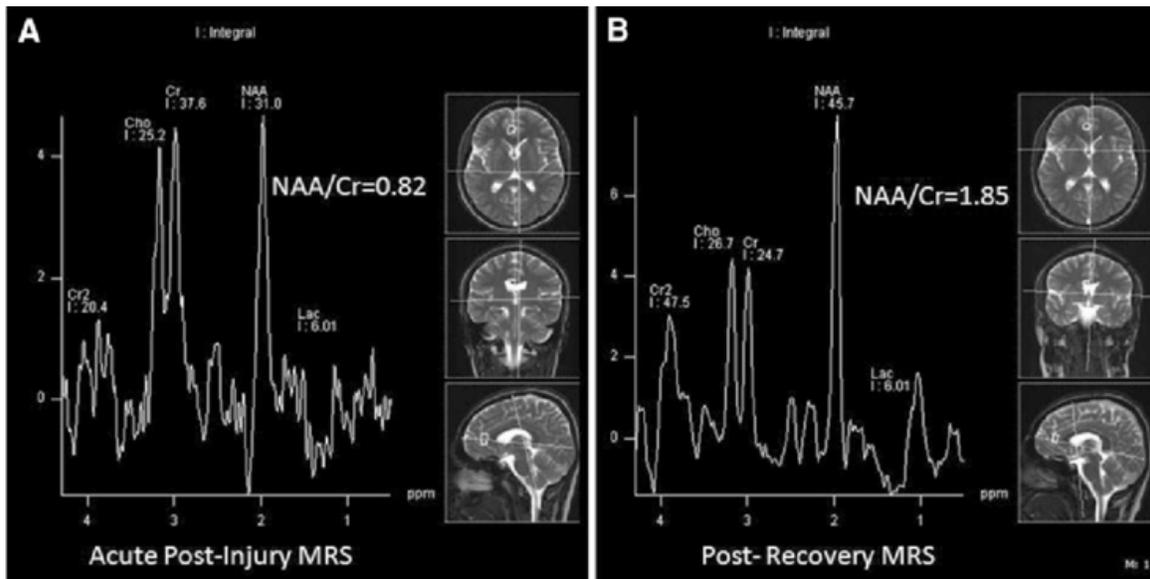
Sus principales ventajas sobre otros métodos de imagen son:

- a) su capacidad multiplanar, con la posibilidad de obtener cortes o planos primarios en cualquier dirección del espacio.
- b) su elevada resolución de contraste, que es cientos de veces mayor que en cualquier otro método de imagen.
- c) la ausencia de efectos nocivos conocidos al no utilizar radiaciones ionizantes.
- d) la amplia versatilidad para el manejo del contraste.



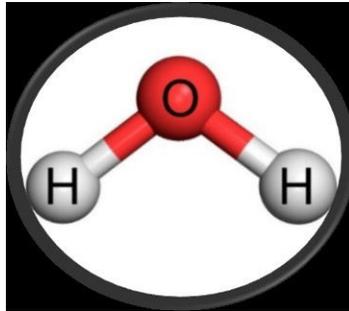
# ¿QUÉ ES LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA?

La espectroscopia por resonancia magnética es una técnica no invasiva basada en el fenómeno de resonancia magnética nuclear, que valora las características bioquímicas de los tejidos. De esta manera, proporciona información metabólica, complementaria a la información anatómica obtenida con los estudios convencionales.



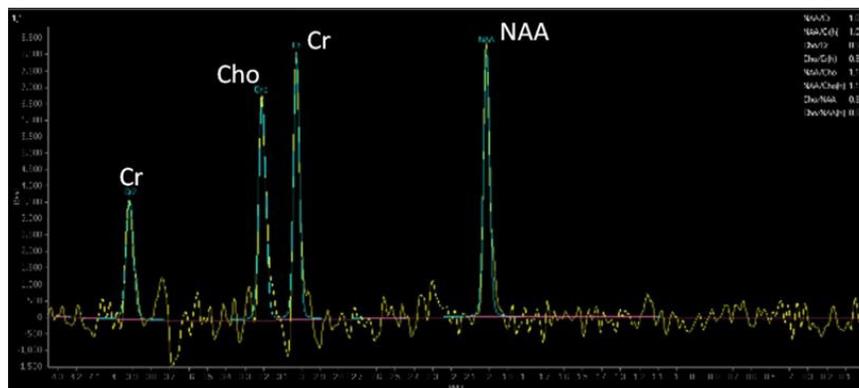
# FACTORES FÍSICOS

Desde el punto de vista bioquímico los átomos de hidrogeno del agua, proteínas o lípidos son los mismos. Sin embargo, las distintas moléculas de acuerdo con su configuración tridimensional generan micro campos magnéticos que se superponen al campo generado por el resonador.



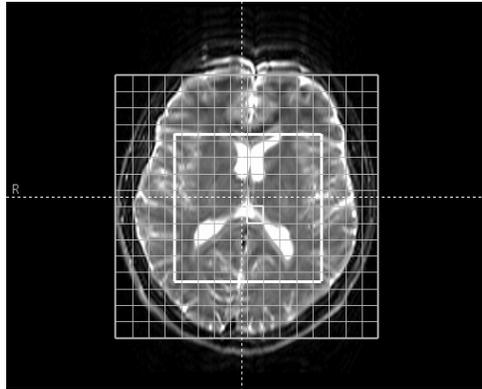
Esto condiciona que las moléculas giren a una velocidad ligeramente diferente, la cual se mide en frecuencia de precesión, o más frecuentemente en partes por millón (PPM)

El espectro que se obtiene consta de unos picos estrechos, cuya área es proporcional al número de núcleos detectados.

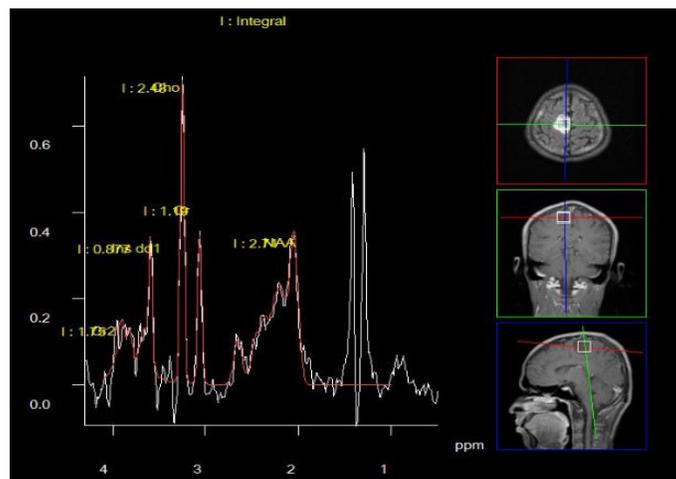


# METABOLITOS:

Los metabolitos en el cerebro se encuentran en concentraciones milimolares, por lo tanto, las señales del agua, grasa del cerebro y las estructuras vecinas pueden sobrepasar y distorsionar las señales de los metabolitos de interés, para superar esto se emplean técnicas que les impiden resonar.



La cuantificación del espectro es compleja, se usa la comparación y relaciones entre los diferentes metabolitos, usando a la creatina como control por considerarse el pico más estable.



Existen una gran cantidad de metabolitos cerebrales, pero entre los más importantes para la aplicación de la espectroscopia se pueden mencionar:

**N-acetil aspartato (NAA, pico 2.0ppm):** Es un marcador de viabilidad neuronal.

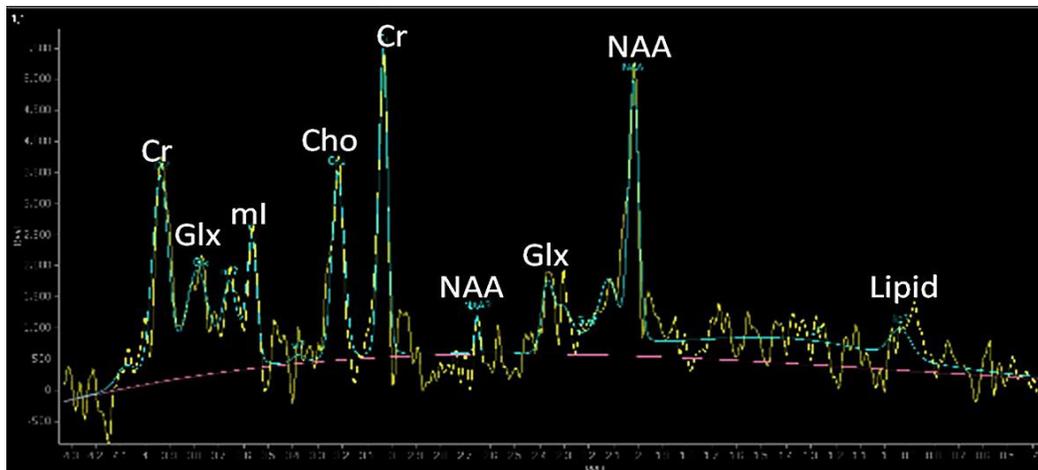
**Colina (Co, pico 3.2ppm):** Forma parte de la membrana celular, su incremento refleja el aumento del número de células.

**Creatina (Cr, pico 3.03ppm y 3.94ppm):** Es utilizado como reserva de los fosfatos de alta energía, además es el metabolito mas estable por lo que se toma como referencia ante los demás metabolitos.

**Lactato (Lac, pico 1.32ppm):** Lo podemos encontrar en lesiones necróticas o quísticas.

**Mioinositol (MI, pico 3.56ppm):** Actúa en la neurorrecepcion hormona-sensitiva. La combinación de MI elevado con disminución de NAA se a observado en la enfermedad de Alzheimer, también puede ser un marcador de benignidad.

**Glutamato (Glu, pico 2.1-2.5ppm):** Neurotransmisor que actúa en el metabolismo de las mitocondrias.



# APLICACIÓN DE LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA:

Los pasos descritos a continuación son los utilizados para la realización de la secuencia de espectroscopia por resonancia magnética que se aplica en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social:

Nota: El equipo utilizado para la descripción de esta técnica es un MAGNETOM Aera de 1.5 Tesla de la marca SIEMENS que posee un software brindado por la misma empresa, según la marca o modelo de equipo los nombres de las secuencias, herramientas y pasos a seguir pueden variar.

1. Se verifican los datos del paciente, indicación médica, su historial clínico, cumplimiento de la preparación para el estudio, cuestionario sobre antecedentes, estudios anteriores; y si el paciente cumple con los requerimientos se procede a realizar el estudio.



2. Se posiciona al paciente en el resonador magnético, se coloca la antena de cerebro y se procede a realizar el protocolo de cerebro en fases simple y contrastada.



- Una vez finalizado el protocolo de cerebro en fase contrastada y verificada la lesión a la cual se aplicará la RMe y se procede a obtener en el visualizador 3D del programa, 3 imágenes de las secuencias contrastadas en los planos axial, coronal y sagital donde se muestre la parte central del tumor o masa.



- En el examen se procede a planificar la secuencia de RMe "csi\_se\_135" por medio de las imágenes obtenidas en el paso anterior, se coloca el localizador multivoxel en los tres planos, de forma que este no tenga contacto con tejido óseo que pueda interferir en las señales obtenidas.



- Una vez el localizador multi o uni voxel este en el lugar adecuado, se procede a colocar 8 bandas de saturación alrededor de la cuadrícula para evitar la interferencia de señales externas.



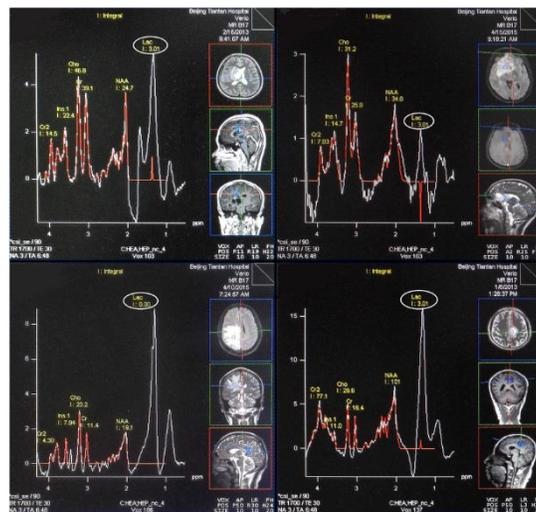
- El siguiente paso consiste en la preparación del equipo para realizar la RMe para esto se debe seleccionar en el menú superior de navegación la pestaña de "Opciones" y en el menú desplegable se selecciona "Ajustes" y se abre la ventana de "ajustes manuales" y se escoge la pestaña de "Mostrar" y se da clic en "Ajustar todo" para homogeneizar el campo magnético del equipo y que no existan interferencias externas, una vez todos los campos se marquen en color verde se cierra la ventana.



7. El siguiente paso es el ajuste de la secuencia de espectroscopia en el cual se seleccionan las frecuencias para la técnica y se procede a la aplicación de esta.



8. Una vez realizadas la secuencia de RMe se procesan los datos abriendo la aplicación de espectroscopia en el menú de “aplicaciones” de la barra de herramientas, se descarga la secuencia realizada y se procede a seleccionar los metabolitos de interés a medir, luego se realizan mediciones con un ROI en 4 puntos de la cuadrícula buscando obtener valores de la periferia y centro de la lesión, estos valores se guardan y se envían al visualizador de impresiones donde se les da un formato para ser impresas en 1 lamina con múltiples valores metabólicos de la RMe.



## BIBLIOGRAFÍA:

1. Carlos Martinot del Pozo, Carlos Martinot-Luyo. Espectroscopia resonancia magnética. Rev. Per. Neurol [Internet]. 2001; 3. Disponible en: [http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07\\_n3/espectroscopia\\_resonancia.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/neurologia/v07_n3/espectroscopia_resonancia.htm)
2. MAGNETON Aera, [Internet]. [Consultado en julio de 2018]. Disponible en: <https://www.healthcare.siemens.com.co/magnetic-resonance-imaging/O-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-aera>
3. Javier Lafuente Martínez, Luis Hernández Moreno. Técnica de la imagen por resonancia magnética [Internet]. Madrid, España. Capítulo 1. [Consultado en marzo de 2018]. Disponible en: <http://www.serme.es/wp-content/uploads/2016/05/capitulo1p.pdf>
4. Jorge Andrés Calvar. Espectroscopia de hidrógeno por resonancia magnética en resonadores clínicos y químicos de alto campo [Tesis doctoral]. Buenos Aires: Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires; 2013.
5. Carles Majós. Espectroscopia por resonancia magnética de protón en el diagnóstico de tumores cerebrales. Revista Radiología [Internet]. 2005; Vol. 47, Nº 1, 1-12. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0033833805727909>

