

UNIVERSIDAD ABIERTA INTERAMERICANA

Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud

Licenciatura en Producción de Bioimágenes

2022



**VALORACIÓN DE LA RESONANCIA
MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES**

Autora:

Cianci, Maricel Susana

maru.suci@gmail.com

Tutora:

Alejandra Elizabeth Guidi

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada:

A mis hijos, Benjamín y Valentín, y mi marido quienes con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, gracias por su apoyo incondicional durante todo este proceso, por estar conmigo en todo momento, y por alentarme a seguir, gracias.

A mi mamá que siempre está presente y me ayuda, me tranquiliza y me da fuerzas para seguir.

A mi familia política que me acompaña y forma parte de todos mis sueños y metas.

Finalmente, quiero dedicar esta tesis a todas mis amigas; de toda la vida y colegas, por apoyarme cuando más las necesito, por extender su mano en momentos difíciles y por el amor brindado cada día.

RESUMEN

Las microhemorragias cerebrales (MHC) son depósitos de hemosiderina, que se visualizan como imágenes hipointensas de forma redondeada u ovoidea en las secuencias de eco de gradiente T2* en una resonancia magnética cerebral representando hallazgos en neuroimagen. Dicha secuencia no se encuentra incluida dentro del protocolo de cerebro simple, en estudios de rutina. Por ello, se analizó el impacto clínico de emplear la secuencia GRE T2* de forma rutinaria dentro del protocolo de cerebro de resonancia magnética con resonador de 1.5 Tesla.

Este estudio propositivo se llevó a cabo a través de una encuesta realizada a 14 médicos radiólogos y 4 neurólogos para determinar la valoración y eficacia de la utilización de la secuencia de eco de gradiente en un estudio de cerebro de rutina, los cuales coinciden en que la secuencia GRE T2* es altamente eficaz para detectar MHC silenciosas. También se recurrió al análisis de documentos con un número total de 25 muestras, donde se describe la prevalencia, factores de riesgo, mecanismos fisiopatológicos y posibles implicaciones clínicas de las MHC, de los cuales 15 presentaron lesiones con pérdida de señal en la secuencia eco de gradiente T2*.

La secuencia axial GRE T2* demostró tener una alta sensibilidad para detectar hallazgos adicionales con respecto a las secuencias convencionales utilizadas en la RM cerebral, que en algunos casos suponen un cambio en el informe radiológico debido a que es capaz de detectar hemorragia cerebral antigua o reciente.

PALABRAS CLAVE:

MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES, HEMOSIDERINA, SECUENCIA GRE T2*, PROTOCOLO DE CEREBRO, HALLAZGOS.

ABSTRACT

Cerebral microbleeds are small focal intracerebral hemorrhages that are visualized as hypointense images, presented in a rounded or semi-rounded form in the T2-weighted gradient echo image in a cerebral magnetic resonance representing findings in neuroimages. Such sequence is not included within the simple cerebral protocol, in routine studies. For this reason, the clinic impact when applying the GRE T2 sequence in a routine base within the 1.5 Tesla Magnetic Resonance was analyzed.

This propositive study was applied throughout a survey based on 14 radiology doctors and 4 neurologists in order to determine the efficiency and ratings of a weighted gradient echo image which coincide with the fact that the GRE T2 * sequence is highly efficient to detect silent cerebral microbleeds . It was also drawn on the analysis of different documents that ended in 25 samples. The prevalence, risk factors, pathophysiological mechanisms and possible cerebral microbleeds clinical implications are described in those documents, where 15 of them present lesions with a loss of signal in the T2* echo gradient image.

The GRE T2* axial sequence demonstrated that it has a high level of sensitivity when detecting additional findings in relation to the common sequences used in the cerebral RM which, in some cases, presuppose a change in the radiological report. The reason for this is that it is capable of detecting old or recent cerebral bleedings.

KEY WORDS

MICROBLEEDINGS, HEMOSIDERIN, GRE T2* SEQUENCE, CEREBRAL PROTOCOL, FINDINGS.

Indice

1.	INTRODUCCION.....	6
2.	PROBLEMATICA.....	7
3.	JUSTIFICACION	8
4.	ESTADO DEL ARTE	8
5.	OBJETIVOS.....	11
5.1.	Objetivo General	11
5.2.	Objetivos Específicos.....	11
6.	HIPOTESIS.....	11
7.	MARCO TEORICO.....	11
7.1.	ANATOMIA Y FISIOLOGIA	11
⇒	Bulbo raquídeo	12
⇒	Protuberancia.....	12
7.1.2.	Cerebelo.....	13
7.1.3.	Diencefalo	14
7.1.4.	Estructura del cerebro.....	16
7.1.5.	Anatomía básica de la microcirculación cerebral	17
7.2.	Patologías.....	18
7.2.1.	Morfología de las lesiones.....	18
7.2.2.	Patrón vascular.....	21
7.2.3.	Factores de Riesgo que predisponen a la formación de MHC	22
7.3.	METODO DE DIAGNOSTICO: RESONANCIA MAGNETICA	24
7.3.1.	Principios de RM.....	24
7.3.2.	Secuencias de RM.....	26
7.3.3.	RM de la sangre.....	32
8.	REPORTE DE CASO.....	35
9.	METODOLOGIA Y PROCEDIMIENTO	37
9.1.	Encuesta	38
⇒	CRITERIOS DE INCLUSIÓN:	38

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

⇒ CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:.....	38
9.2. Análisis de Documentos	38
⇒ CRITERIOS DE INCLUSIÓN	39
⇒ CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	39
10. INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS.....	40
10.1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	40
11. ANALISIS DE DATOS.....	41
11.1. Análisis de la encuesta realizada a profesionales.....	41
11.2. Análisis del estudio de casos	50
12. CONCLUSION.....	64
13. BIBLIOGRAFIA.....	66
14. ANEXO I	68
14.1. Matriz de variables.....	68
15. ANEXO II	71
15.1. Modelo de recolección de datos.....	71
16. ANEXO III	75
16.1. Matriz de Resultados.....	75

1. INTRODUCCION

El presente trabajo tiene como principal objetivo analizar el impacto clínico al emplear la secuencia GRE T2* de forma rutinaria dentro del protocolo de cerebro en una Resonancia Magnética (RM). Asimismo, se pretenden establecer los criterios diagnósticos que aporta dicha secuencia y la importancia de su empleo para el descubrimiento de microhemorragias cerebrales (MHC), ya que en un estudio de rutina de cerebro simple o con contraste realizado con un equipo de 1.5 Tesla, las secuencias empleadas son: axial T1, T2, Flair y Difusión, coronal T2 y sagital T1. Estas secuencias no tienen la capacidad de ser altamente sensibles a los artefactos de susceptibilidad magnética como la secuencia de eco de gradiente T2*. Ésta tiene la virtud de detectar microhemorragias cerebrales debido a que en el interior de los macrófagos se produce un depósito de hemosiderina, traducándose en una pérdida de señal. Por este motivo, es de suma importancia que esta secuencia esté incluida dentro del protocolo de rutina ya que su implementación podría predecir el riesgo de una futura hemorragia cerebral sintomática.

La imagen por Resonancia Magnética (RM) se caracteriza por su capacidad multiplanar, su alta resolución de contraste y por no utilizar radiaciones ionizantes, las cuales producen efectos nocivos. La RM de por sí, es un instrumento único para el diagnóstico e investigación en medicina, dado que posee la capacidad de caracterizar y diferenciar los tejidos blandos. Este trabajo se centra en estudiar los principios de la RM, describiendo las propiedades de cada una de las secuencias que intervienen en un estudio de cerebro y el aporte de la secuencia de eco de gradiente (GRE) T2* para complementar el diagnóstico de MHC.

Se abordan cuestiones teóricas acerca del aporte de la RM relacionada con el aspecto de la sangre, debido a los efectos de susceptibilidad de la metahemoglobina y desoxihemoglobina, en base a su estructura, y se estudian los efectos de la secuencia eco de gradiente T2* luego de aplicar un pulso de 90°.

En este contexto, se establece la explicación de la presencia de los focos de microsangrados, prevalencia y el conocimiento de la fisiopatología. Estos se definen de acuerdo a su afectación y localización, y se relacionan con factores de riesgo como HTA, tabaquismo, tratamientos anticoagulantes y la edad.

Posteriormente, se realiza el análisis de integración de las variables (anexos I y II) luego de presentar la teoría y metodología de estudio y, se procede a la interpretación de los resultados obtenidos (anexo III) a partir de una encuesta realizada a médicos radiólogos, especializados en resonancia magnética, y neurólogos de la ciudad de Mar del Plata (MdP), que gracias a sus aportes se pudo hacer posible esta observación. Otra metodología que se utilizó fue el análisis de documentos, la muestra fue obtenida del resonador Phillips Achieva de 1.5 Tesla perteneciente al Servicio de Resonancia Magnética del Centro de Especialidades Médicas Ambulatorias (CEMA) de la ciudad de Mar del Plata, que facilitó los datos a partir de la historia clínica de los pacientes que se efectuaron allí una resonancia de cerebro en el período de marzo a noviembre del 2021.

Esta propuesta de intervención está dada por la necesidad de implementar dicha secuencia dentro del protocolo de rutina, ya que si sólo se emplea de acuerdo a los síntomas o factores de riesgo que posee el paciente, se corre el riesgo de que se encubran las microhemorragias cerebrales las cuales son silenciosas. Por lo tanto, esta investigación persigue analizar los motivos para la incorporación la secuencia GRE T2* dentro del protocolo estándar de cerebro.

2. PROBLEMATICA

La RM es un estudio que no emplea radiación, no es invasivo y se utiliza para diagnosticar, mediante la obtención de imágenes del cuerpo, las cuales son adquiridas gracias a un potente imán. Éste provoca la emisión de ondas de radiofrecuencia (resonancia) dentro del núcleo de hidrógeno que, al ser liberadas (relajación), inducen a una señal eléctrica en una antena a través de la que se obtienen las imágenes en escalas del blanco al negro, dependiendo del tejido a examinar.

En un estudio simple de cerebro realizado con un equipo de 1.5 Tesla, se utiliza una antena craneal con 8 canales, el protocolo incluye secuencia Axial T1, T2, Flair y Difusión, Coronal T2 y Sagital T1. Existe otra secuencia denominada GRE T2*, que se realiza en plano axial, la cual no está incluida dentro del protocolo, que se caracteriza por ser muy sensible a los artefactos de susceptibilidad magnética y por tener la capacidad para detectar microhemorragias cerebrales, donde se produce un depósito de hemosiderina en el interior de los macrófagos, que se traduce en múltiples imágenes

puntiformes hipointensas. Estas MHC tienen diferentes orígenes; pueden ser a causa de tumores, hipertensión arterial, tabaquismo, post radioterapia, enfermedades degenerativas y consecuentes a isquemias.

¿Por qué sería de utilidad la incorporación de la secuencia GRE T2 al protocolo de Resonancia Magnética de Cerebro en un equipo de 1.5 Tesla?*

3. JUSTIFICACION

La investigación pretende valorar el empleo de la secuencia eco de gradiente T2* de RM debido a que tiene una mayor sensibilidad a las propiedades paramagnéticas de los tejidos, por lo tanto es altamente específica en la detección de hemorragia cerebral antigua o reciente, debido a que la hemosiderina se encuentra almacenada en los tejidos y se visualizan como imágenes hipointensas.

4. ESTADO DEL ARTE

En un artículo publicado el 8 de Octubre de 2018 en la revista Neurología de la Editorial (edición inglesa), titulado “*Microhemorragias cerebrales: epidemiología e implicaciones clínicas*”, los autores I. Boyano, N. Bravo, J. Miranda, P. Gil-Gregorio, J. Olazarán investigaron a través de estudios epidemiológicos, clínicos y anatomopatológicos de MHC realizados en la población general, en pacientes con enfermedad o riesgo vascular y en pacientes con deterioro cognitivo. El objetivo de este trabajo fue la descripción de la prevalencia, factores de riesgo, mecanismos fisiopatológicos y posibles implicaciones clínicas de las MHC.

Las MHC son depósitos macrofágicos de hemosiderina que aparecen magnificados como imágenes negras, redondas u ovoideas entre 5 y 10 mm. de diámetro en las secuencias de eco de gradiente T2*. Las MHC desde el punto de vista histopatológico se diferencian por dos patrones: la lipohialinosis, que es una afección focal y segmentaria de la pared de los vasos, relacionada con la hipertensión arterial (HTA) y la angiopatía amiloide cerebral (AAC) que se asocian principalmente con la edad y con la enfermedad de Alzheimer (EA).

Se realizaron estudios epidemiológicos en pacientes sanos, con enfermedad cerebro vascular (ECV) y en pacientes con deterioro cognitivo los cuales determinaron

la ubicación de las MHC subcortical e infratentorial (lipohialinosis) y lobular y cerebelosa (AAC). Las MHC se relacionan con el riesgo de sufrir hemorragia cerebral, por lo que el tratamiento anticoagulante podría estar contraindicado y en los que el riesgo es menor, es importante el seguimiento combinado, clínico y con RM fundamental a la hora de tomar decisiones.

La RM es el método diagnostico relevante para el estudio de MHC ya que brinda información evolutiva en la señal del hematoma y además no utiliza radiaciones ionizantes. En pediatría, es sumamente importante, para evitar complicaciones graves, la detección temprana como puede ocurrir en el caso de la leucemia, que es el tipo de cáncer más frecuente en pediatría. Esta enfermedad se manifiesta cuando el recuento leucocitario es mayor a 100.000 leucocitos denominado hiperleucositosis, la cual puede ser una manifestación inicial de dicha patología. Este aumento incrementa el riesgo de trombosis y hemorragia en pulmones y cerebro.

En la Revista Mexicana de Neurociencias, en el año 2016, los Doctores Colomo Padilla Ana Liz, Gómez Garza Gilberto, Juan Alfonso Cruz Hernández; presentaron dos reportes de casos bajo el título “*Microhemorragia cerebral como manifestación de hiperleucositosis en leucemia pediátrica*”. El primero corresponde a una paciente de 15 años con hiperleucositosis a la que se le solicitó una RM cerebral, en que la que en el protocolo se incluyó la secuencia Eco de Gradiente T2* y que reveló imágenes hipointensas redondeadas, corticosubcorticales, no mayores a 5 mm., dispersas en ambos hemisferios cerebrales y cerebelosos y, en la secuencia de Difusión también se encontraron pero en mayor número. En el control de los 21 días se observó un cambio de señal como resultado de la degradación de la hemoglobina con mayor número de lesiones en la secuencia Eco de Gradiente T2*.

El segundo caso es un paciente de 9 años diagnosticado con leucemia aguda linfoblástica (LAL), al cual se le realizó un primer estudio de Tomografía Computada (TC) que demostró pequeñas áreas de hemorragia intraparenquimatosa. En las siguientes 24 horas sufrió deterioro de conciencia progresivo, por lo que se le indico RM en la que se hallaron áreas de microhemorragias en un estado agudo subclínico. El diagnóstico diferencial de las MHC pueden abordarse gracias a las secuencias de RM de eco de gradiente o T2* ya que tienen mayor sensibilidad las propiedades

paramagnéticas de los tejidos. Por lo tanto, permite la detección de hemorragia cerebral antigua o reciente.

En la actualidad según estudios publicados en la revista Neurología titulado *“Inflamación relacionada con angiopatía amiloide: características clínicas y respuesta al tratamiento en una serie de casos”* cuyos autores son P.Martín-Jiménez; M.Sánchez-Tornero; S.Llamas-Velasco; M.P.Guerrero-Molina; M.González-Sánchez; A.Herrero-San Martín; V.Blanco-Palmero; P.Calleja-Castaño; J.Francisco-Gonzalo; A.Hilario; A.Ramos; E.Salvadore; Ó.Toldos; A.Hernández-Laid; D.A.Pérez-Martínez; A.Villarejo-Galende., se expone que los criterios clínicos-radiológicos resultan imprescindibles para poder iniciar un tratamiento precoz, ya que ha demostrado mejorar el pronóstico y disminuir las recurrencias, aunque el diagnóstico definitivo es histopatológico, éstos permiten el diagnóstico de esta entidad sin necesidad de recurrir a la biopsia. Para ello realizaron una revisión retrospectiva de una serie de pacientes con inflamación relacionada con angiopatía amiloide, que cumplieran criterios clínico-radiológicos o con diagnóstico histopatológico confirmado.

La inflamación relacionada con la angiopatía amiloide es una entidad caracterizada por una respuesta inflamatoria alrededor de los depósitos de beta amiloide de la microcirculación cerebral. La angiopatía amiloide cerebral (AAC) se produce por depósito de beta-amiloide (A) en la capa media y adventicia de la microcirculación de la corteza cerebral y las leptomeninges, especialmente en arteriolas, capilares y, menos frecuentemente, en vénulas. Existe una complicación de la AAC conocida como inflamación relacionada con angiopatía amiloide cerebral (AA-ri). La AA-ri es una entidad rara, aunque cada vez más reconocida, caracterizada por una respuesta inflamatoria vascular o perivascular alrededor de los depósitos de amiloide. Se han descrito dos subtipos patológicos de AA-ri: la AAC inflamatoria (AACI), definida por una inflamación perivascular, sin destrucción de los vasos, y la angioítis relacionada con β -amiloide (ARBA), cuando la afectación es transmural o intramural, a menudo con formación de granulomas, constituyendo un proceso angiodestructivo.

A todos se les realizó RM cerebral durante los primeros días de ingreso hospitalario, con secuencias T2-FLAIR y difusión (DWI) entre otras, así como tras la administración de contraste, en las que se observaba hiperintensidad subcortical extensa en la secuencia FLAIR, con claro predominio en regiones posteriores. El resto de los

hallazgos principales fueron microhemorragias lobares. Ningún paciente presentaba microhemorragias profundas. La presencia y número de microhemorragias se evaluó en secuencia de susceptibilidad magnética (SWAN) y/o eco de gradiente.

5. OBJETIVOS

5.1. Objetivo General

Analizar el impacto clínico al emplear la secuencia eco de gradiente (GRE) ponderada en T2* de forma rutinaria dentro del protocolo de cerebro de Resonancia Magnética.

5.2. Objetivos Específicos

- Identificar los parámetros diagnósticos que aporta la secuencia GRE T2*.
- Estudiar los posibles diagnósticos causantes del depósito de hemosiderina.
- Clasificar las diferentes Microhemorragias cerebrales según su etimología.
- Diferenciar los parámetros físicos de las secuencias utilizadas en una resonancia de cerebro simple con respecto a la secuencia GRE T2*.
- Examinar la eficacia diagnóstica de la secuencia GRE T2* dentro del protocolo de rutina de cerebro en una Resonancia Magnética.

6. HIPOTESIS

La incorporación de la secuencia GRE T2* al protocolo de rutina de cerebro en un estudio de Resonancia Magnética de 1.5 Tesla, es crucial para la detección de hemosiderina y un gran aporte para encontrar hallazgos adicionales con respecto a las secuencias convencionales.

7. MARCO TEORICO

7.1. ANATOMIA Y FISIOLOGIA

7.1.1. Encéfalo

El encéfalo es uno de los órganos más grandes en el adulto. En la mayoría de los adultos pesa cerca de 1,4 kg. El encéfalo alcanza su tamaño completo aproximadamente a los 18 años de edad, pero solo crece con rapidez durante los primeros 9 años, más o menos. Las seis divisiones principales del encéfalo, enumeradas de abajo arriba, son las siguientes: bulbo raquídeo, protuberancia, mesencéfalo,

cerebelo, diencéfalo y cerebro. En general el bulbo raquídeo, la protuberancia y el mesencéfalo se denominan en conjunto tronco del encéfalo

Estructura del tronco del encéfalo

Constituido por tres divisiones: bulbo raquídeo, mesencéfalo y protuberancia.

⇒ **Bulbo raquídeo**

El bulbo raquídeo es la parte del encéfalo que se une a la médula espinal ubicado por encima del agujero magno. Está compuesto por sustancia blanca (tractos de proyección) y por una red de sustancia gris y blanca llamada formación reticular. Las pirámides son dos protuberancias de sustancia blanca localizadas en la superficie anterior del bulbo. Dichas pirámides están formadas por las fibras de los llamados tractos piramidales. La oliva del bulbo es una proyección ovalada que aparece a cada lado de la superficie anterior del bulbo, lateral a las pirámides. En la formación reticular del bulbo se localizan diversos núcleos o agrupaciones de cuerpos celulares neuronales. Algunos núcleos se llaman centros de control, por ejemplo los centros de control cardíacos, respiratorios y vasomotores.

⇒ **Protuberancia**

Ubicada por encima del bulbo, compuesta por sustancia blanca y formación reticular. Las fibras que la atraviesan transversalmente y los pedúnculos cerebelosos medios constituyen la sustancia blanca externa y le dan su forma arqueada.

⇒ **Mesencéfalo** (encéfalo medio)

Situado por encima de la protuberancia y por debajo del cerebro, está compuesto por sustancia blanca y formación reticular. A través de él se extienden de forma divergente dos masas de sustancia blanca en forma de cuerda denominadas pedúnculos cerebrales, los cuales conducen impulsos del mesencéfalo al cerebro.

Funciones del Encéfalo

El tronco del encéfalo como la medula espinal, realiza funciones sensitivas, motoras y reflejas.

Los núcleos del bulbo contienen una serie de centros reflejos. Son de importancia fundamental los centros cardíacos, vasomotores y respiratorios. La protuberancia con tiene centros para los reflejos mediados por los pares craneales V, V I, V II y V III. Además, la protuberancia contiene los centros neumotáxicos que ayudan a regular la respiración. El mesencéfalo, como la protuberancia, presenta centros

reflejos para ciertos reflejos de los pares craneales; por ejemplo, los reflejos pupilares y los movimientos oculares.

7.1.2. Cerebelo

El cerebelo se localiza inmediatamente por debajo de la porción posterior del cerebro y está parcialmente cubierto por él. Una fisura transversal separa el cerebelo del cerebro. Al igual que el cerebro la porción externa o corteza está constituida por sustancia gris. La sustancia blanca predomina en su interior. Las circunvoluciones del cerebelo se llaman folia. Consta de dos grandes masas laterales, los hemisferios cerebelosos izquierdo y derecho, y de una sección central denominada vermis.

La sustancia blanca interna del cerebelo está compuesta por tractos cortos y largos. Los tractos más cortos conducen impulsos desde las neuronas de la corteza hasta los núcleos de las neuronas del interior del cerebelo. Los tractos más largos conducen impulsos al cerebelo y desde él. Las fibras de los tractos largos entran o salen del cerebelo a través de sus tres pares de pedúnculos: pedúnculos cerebelosos inferiores, pedúnculos cerebelosos medios y pedúnculos cerebelosos superiores.

Los núcleos dentados son un par de núcleos cerebelosos importantes, situados uno en cada hemisferio. Hay tractos que conectan estos núcleos con el tálamo y con las áreas motoras de la corteza cerebral.

Funciones del cerebelo

Realiza diversas funciones que ayudan al cerebro, el cual es el encargado de desencadenar la acción, como la planificación y coordinación de la actividad muscular esquelética. El control coordinado de la acción muscular depende de la parte superior del cerebelo, operando junto con las áreas de control motor del cerebro. La acción muscular normal implica a grupos musculares cuyos diferentes miembros funcionan en conjunto como una unidad. La consecución de movimientos coordinados deriva de la acción combinada del cerebro y el cerebelo.

El cerebelo coordina la información sensitiva de entrada tanto o más que la información motora saliente. Las enfermedades cerebelosas (por ej., absceso, hemorragia, tumores, traumatismo) producen ciertos síntomas característicos. Entre ellos predominan la ataxia (falta de coordinación muscular), la hipotonía, los temblores y trastornos de la marcha y el equilibrio.

Ayuda a controlar la postura: funciona por debajo del nivel consciente para producir movimientos suaves en lugar de espasmódicos, estables en lugar de temblorosos, y eficaces y coordinados en lugar de ineficaces, torpes y descoordinados.

7.1.3. Diencefalo

Se localiza ente el cerebro y el mesencéfalo, compuesto por el tálamo, hipotálamo, quiasma óptico, glándula pineal entre otras estructuras pequeñas.

Tálamo

El tálamo es una estructura par (derecha e izquierda) es sitio de relevo de la mayoría de los tractos sensitivos. Tiene conexiones con el hipotálamo, el cerebelo, la corteza cerebral, el globo pálido y el estriado. Tiene forma ovoide. La sustancia gris del tálamo se agrupa formando los siguientes núcleos: anteriores, dorsales, intralaminares, mediales, medianos, ventrales, reticular y el complejo nuclear posterior. La sustancia blanca del tálamo está conformada por las láminas medulares externa e interna, las fibras intratalámicas y periventriculares, las radiaciones auditivas y ópticas, los lemniscos lateral y medial, los lemniscos espinal y trigeminal y las radiaciones talámicas.

El tálamo funciona como la principal estación de transmisión para los impulsos sensitivos en su camino hacia la corteza cerebral.

Hipotálamo

El hipotálamo consta de varias estructuras que se sitúan por debajo del tálamo y forman el suelo del tercer ventrículo y la parte inferior de sus paredes laterales. Entre las estructuras que componen el hipotálamo destacan los núcleos supraópticos, los núcleos paraventriculares y los cuerpos mamilares. Los núcleos supraópticos constan de sustancia gris localizada inmediatamente por encima y a cada lado del quiasma óptico.

Quiasma Óptico

El quiasma óptico es la unión en forma de X de los tractos ópticos y los nervios ópticos. Los núcleos paraventriculares del hipotálamo se llaman así por su localización, que es cerca a la pared del tercer ventrículo. La porción media del hipotálamo da lugar al infundíbulo, el tronco que conduce al lóbulo posterior de la hipófisis (neurohipófisis). La parte posterior del hipotálamo consta principalmente de los cuerpos mamilares que están relacionados con el sentido del olfato.

El hipotálamo cumple varias funciones que tienen una importancia fundamental tanto para la supervivencia como para disfrutar de la vida. Entre sus funciones se destacan las siguientes:

- Funciona como enlace entre la psique (mente) y el soma (cuerpo).
- Relaciona el sistema nervioso con el sistema endocrino. Cumple funciones endocrinas liberando a la sangre hormonas que circulan hasta la hipófisis anterior.
- Regulador y coordinador de actividades autónomas
- Ciertas áreas del hipotálamo actúan como centros del placer como mantener relaciones sexuales
- Principal estación de transmisión entre la corteza cerebral y los centros autónomos
- Ayuda a controlar indirectamente el funcionamiento de todas las células del organismo.
- Desempeña un papel esencial en el mantenimiento del estado de vigilia.
- Funciona como un componente crucial del mecanismo de regulación del apetito y de la temperatura corporal normal.

Glándula Pineal

Entre las estructuras más pequeñas que forman el diencefalo se encuentra el quiasma óptico, región en la que se cruzan los nervios ópticos derecho e izquierdo, intercambiando fibras entre sí antes de entrar al encéfalo. Los haces de fibras resultantes se llaman tractos ópticos. También se cuentan diversos núcleos pequeños situados inmediatamente por fuera del tálamo y el hipotálamo, que en conjunto conforman el denominado epitálamo. Una de las estructuras epitalámicas es la glándula pineal o cuerpo pineal.

Esta diminuta glándula es la encargada del mecanismo del reloj biológico del organismo. El llamado reloj biológico del cuerpo depende en parte de las variaciones en la secreción de la hormona melatonina por la glándula pineal. La melatonina es una hormona, es decir, una molécula que se libera a la sangre para regular funciones en otra parte del cuerpo.

7.1.4. Estructura del cerebro

Corteza cerebral

El cerebro consta de dos mitades llamadas hemisferios, derecho e izquierdo. La superficie de sustancia gris del cerebro es muy plegada; se denomina corteza cerebral. Está dividida en cinco lóbulos principales por hemisferio; el mapa funcional de la corteza cerebral se basa en el concepto de localización. En la superficie se encuentran cinco circunvoluciones; circunvolución precentral, circunvolución poscentral, circunvolución del cíngulo y circunvolución del hipocampo. Entre ellas se hallan las hendiduras superficiales llamadas surcos o hendiduras más profundas llamadas cisuras cuyos nombres son: cisura longitudinal, surco central (cisura de Rolando), surco lateral (cisura de Silvio), surco parietooccipital.

Las cisuras dividen cada hemisferio cerebral en lóbulos: lóbulo frontal, parietal, temporal y occipital y la ínsula.

La función principal de la corteza es el procesamiento a nivel superior de la información sensitiva y motora, incluidos la sensibilidad y el control motor conscientes; funciones de integración complejas como consciencia, lenguaje, memoria, emociones.

Tractos cerebrales y núcleos basales

Por debajo de la corteza cerebral se encuentra la porción interna del cerebro, formada por sustancia blanca constituida por numerosos tractos que conectan varias regiones de la corteza entre sí y con estructuras del Sistema Nervioso Central (SNC) inferior.

La función que cumplen es la conducción de información entre las áreas del SNC para facilitar el procesamiento y la integración complejos.

En el interior de la sustancia blanca de cada hemisferio se sitúan unas pocas islas profundas de sustancia gris. En conjunto se llaman núcleos basales. Los núcleos basales, están formados por las siguientes masas de sustancia gris en el interior de cada hemisferio cerebral: núcleo caudado, núcleo lenticular y el núcleo amigdalino.

Esta parte del cerebro ejerce una función importante en la regulación de las funciones motoras voluntarias. Los núcleos basales también desempeñan un papel en el pensamiento y el aprendizaje.

7.1.5. Anatomía básica de la microcirculación cerebral

Sistema microvascular arterial

Las arterias corticales atraviesan la corteza cerebral y profundizan en la sustancia blanca perpendicularmente a la superficie cortical, formando arteriolas terminales piales o medulares de hasta 4-5 cm. En su camino dan ramas cortas corticales que irrigan todo el espesor de la corteza cerebral y las fibras de sustancia blanca yuxtacortical (3-4 mm), también denominadas fibras en “U”, y establecen múltiples anastomosis que proporcionan a la corteza cerebral una rica red arteriolar.

Los ganglios basales (GB) o núcleos basales son irrigados por un segundo sistema terminal de arterias corticales y subependimarias (arterias lentículo-estriadas y tálamoperforantes). El parénquima situado en las áreas limítrofes entre la circulación superficial y profunda está menos vascularizado, mientras que las fibras en “U” presentan una mayor y mejor vascularización que el resto de la sustancia blanca y que los ganglios basales.

Sistema microvascular venoso

Las vénulas cerebrales, también llamadas vénulas medulares, se dividen en dos grandes grupos: vénulas medulares superficiales, que son canales venosos cortos que desde aproximadamente 1 o 2 cm por debajo de la corteza cerebral drenan hacia la superficie cortical; y las vénulas medulares profundas, que son canales más largos que drenan perpendicularmente a la superficie ventricular, hacia las venas subependimarias. Existe un tercer grupo de vénulas transcerebrales, más escasas, que comunican ambos sistemas.

Espacio perivascular

Los sistemas arterial y venoso son anatómicamente bastante paralelos. El espacio perivascular rodea la pared de arterias y arteriolas (espacio de Virchow-Robin), y la de venas y vénulas (espacio perivenular), desde el espacio subaracnoideo hasta su trayecto intraparenquimatoso. Las arteriolas superficiales o corticales están rodeadas por una hoja leptomeníngea que delimita la superficie vascular del espacio periarteriolar; la superficie parenquimatosa de este espacio está delimitado por la piamadre. El endotelio de las arteriolas penetrantes de los GB está rodeado por dos capas leptomeníngeas que delimitan su espacio perivascular.

Fisiopatología básica

Un posible mecanismo de lesión de la sustancia blanca es la afectación primaria de una arteriola o vénula cerebral. Ésta compromete la irrigación del parénquima que depende de ellas y produce una lesión. La afectación de la sustancia blanca por enfermedad microvascular comprende un gran espectro de patología: hipoxia-isquemia, inflamación granulomatosa o no granulomatosa, infección, enfermedad por depósito de sustancias, tóxicos, enfermedades metabólicas, traumatismos, etc. Otro posible mecanismo fisiopatológico de la leucoencefalopatía es una infiltración celular o un acúmulo de sustancias patológicas en el espacio perivascular que también se puede manifestar radiológicamente como lesiones focales en la sustancia blanca. Su causa suele ser inflamatoria no infecciosa (como en el caso de la Esclerosis Múltiple (EM)) u otras enfermedades desmielinizantes, de algunas vasculitis o de algunas enfermedades granulomatosas, infecciosa atípica (enfermedad de Lyme, criptococosis, cisticercosis parenquimatosa), metabólica (mucopolisacaridosis) o traumática (lesión axonal difusa).

7.2. Patologías

7.2.1. Morfología de las lesiones

Con respecto a la forma, podemos distinguir varios tipos de lesiones: ovaladas o fusiformes, puntiformes o redondeadas, y amorfas. Mientras que las lesiones puntiformes, redondeadas y amorfas son inespecíficas, las ovaladas o fusiformes suelen tener una distribución paralela a la microcirculación cerebral, por lo que suelen corresponder a un patrón perivascular (PpV). Las lesiones periventriculares ovaladas o fusiformes en disposición radial, perpendicular al eje longitudinal de los ventrículos laterales, son bastante características de la EM. La leucoencefalopatía periventricular de causa microvascular por factores de riesgo cerebro vascular (FRCV) tiene bordes típicamente más irregulares.

Las lesiones menores a 10 mm. son inespecíficas, y pueden traducir tanto una lesión microvascular como una perivascular.

Hemorragia o Microhemorragia

El término microhemorragia cerebral (MCH) se introdujo desde finales de los años 90 e inicios de 2000 tras del desarrollo de la secuencia de RM eco de gradiente o T2*.

Las imágenes de microsangrado en RM se encuentran asociadas a las imágenes puntiformes hiperintensas en la sustancia blanca (IPHSB) en al menos el 18% de la

población a partir de los 60 años. Las IPHSB se hallan presentes en más del 95% de la población mayor de 65 años. Esta fundamentación fortalece la concepción de enfermedad microvascular mixta, con un origen fisiopatológico común entre la enfermedad de sustancia blanca y los microsangrados.

Las MHC son depósitos macrofágicos de hemosiderina que aparecen magnificados como imágenes negras, redondas u ovoideas de menos de 10 mm de diámetro tras la aplicación de secuencias de adquisición T2* de RM.

La presencia de un patrón vascular con focos de microsangrado en las secuencias potenciadas en T2* puede corresponderse con dos entidades patológicas principales: la hipertensión arterial (HTA) y la angiopatía amiloide (AA).

La afectación de la región profunda en los GB, así como infratentorial, alude una microangiopatía hipertensiva o arteriosclerótica, mientras que la localización periférica cortical o lobar de los sangrados es típica de la AA. En los pacientes con vasculitis se localizan focos de sangrado cerebral asociados a lesiones de sustancia blanca de aspecto microvascular y a lesiones isquémicas corticales, como manifestación inicial o secundaria a la transformación de un infarto.

Se estima que la prevalencia de microsangrados cerebrales (MSC) en la población mayor de 60 años es elevada, entre 5-6%. Se ha sugerido que la presencia de microhemorragias confiere un mayor riesgo de hemorragia intracerebral incidente, particularmente en el contexto de la anticoagulación, y de complicaciones de la inmunoterapia para la Enfermedad de Alzheimer.

Las enfermedades asociadas a los MSC son la angiopatía hipertensiva, angiopatía amiloide, enfermedad de Alzheimer, enfermedad cerebrovascular isquémica o hemorrágica, malformaciones cavernosas cerebrales (MCC), melanoma metastásico, daño axonal difuso secundario a traumatismo craneoencefálico y la arteriopatía cerebral autosómica dominante con infartos subcorticales y leucoencefalopatía

Las malformaciones cavernosas se producen por alteración en el desarrollo embriológico de los vasos sanguíneos cerebrales, que tiene lugar en la tercera semana de gestación, estableciéndose conexiones directas entre el lecho arterial y el venoso, sin formación de capilares.

Las MCC, se pueden encontrar incidentalmente en una RM, son malformaciones vasculares angiográficamente ocultas se presentan de manera benigna tanto en adultos como en niños. No obstante, estas lesiones pueden causar hemorragia intracraneal sintomática, convulsiones y déficits neurológicos focales. Cuando se presenta

súbitamente se recurre a la TC para su diagnóstico, localización y extensión del sangrado, así como la valoración del compromiso con las estructuras cerebrales. Cuando con la TAC no es posible establecer el diagnóstico etiológico, es necesario realizar otras pruebas de imagen, tales como la RM empleando técnicas de angioRMN y la secuencia GRE T2*. Esto último tiene su fundamentación debido a que el borde de hemosiderina que recubre los márgenes de la malformación cavernosa cerebral genera un profundo vacío de señal en la resonancia magnética de eco de gradiente debido al desfase ferromagnético de los espines de protones. El efecto es un notable vacío de señal o un artefacto "floreciente" en el eco de gradiente y se detecta fácilmente. Por lo tanto, la resonancia magnética se ha convertido en la herramienta estándar de oro para el diagnóstico y la estadificación de las malformaciones cavernosas cerebrales.

Angiopatia Amiloide cerebral

La angiopatía amiloide cerebral (AAC) se produce por una acumulación de amiloide (proteína extracelular insoluble y eosinófila) en los vasos de pequeño y mediano calibre de los estratos superficiales de la corteza cerebral y las leptomeninges, pero no de los núcleos grises profundos. El depósito de esta proteína aumenta con la edad, el cual es considerado un factor de riesgo, pero no está relacionada con la HTA. Se origina un detrimento de la elasticidad y un aumento de la fragilidad vascular como consecuencia de la sustitución de la lámina elástica por depósitos de amiloide. Las hemorragias suelen ser lobulares y afectan a los lóbulos frontal y parietal, incluyendo la sustancia blanca subyacente. También se pueden observar hemorragias subaracnoideas y subdurales por la afectación de los vasos superficiales.

La AAC pueden ser la responsable de hasta un 10 % de las hemorragias intraparenquimatosas no traumáticas. Puede asociarse a la demencia, a la enfermedad de Alzheimer, al Síndrome de Down, a la demencia pugilística, a la necrosis postradiación tardía, a la enfermedad de Jacob-Creutzfeldt, a la encefalopatía espongiiforme de Kuru, y a una leucoencefalopatía asociada a cambios profundos de la sustancia blanca y conservación de las fibras en U subcorticales.

La tomografía por emisión de positrones con N- metil (4-metilaminofenil)-6-hidroxibenzotiazol, también conocido como compuesto B de Pittsburgh, o "PiB" se utilizó por primera vez para demostrar la presencia de β -amiloide fibrilar in vivo en individuos con AAC. Se ha demostrado que las regiones de mayor retención de PiB coinciden con los sitios de microhemorragias y con microhemorragias incidentes durante el seguimiento por resonancia. En controles cognitivamente normales, también

se ha demostrado que la retención de PiB se correlaciona con microhemorragias lobares, pero no profundas.

Otras causas de lesiones secuelas de MHC

Entre otras enfermedades de vasos pequeños que causan microhemorragias se pueden mencionar:

Enfermedad de vasos pequeños asociadas a inflamación y/o alteraciones hematológicas: Lupus eritematoso sistémico; Anemia falciforme; Coagulación Intravascular Diseminada (CID); púrpura trombocitopénica idiopática; Síndrome Sneddon (arteriopatía no inflamatoria), leucemia.

La leucemia es el cáncer más frecuente en pediatría, a nivel mundial cada año se presentan entre 20 a 30 casos por millón en menores de 15 años. La hiperleucositosis, definida como un recuento leucocitario mayor a 100,000 leucocitos puede ser la manifestación inicial en el 10 - 18%. Cuando esto ocurre, existe un generoso aumento del riesgo de trombosis y hemorragia debido a la leucoestasis producida por el acúmulo de blastos en los vasos de pequeño calibre. Los sitios más comúnmente afectados son el cerebro y los pulmones.

La TC no constituye un método de estudio sensible para la detección de MHC, aunado a que conlleva a una exposición a radiación ionizante indeseable en un paciente en edad pediátrica.

Además existen condiciones que pueden predisponer a la formación de MHC que son consecuentes a otras condiciones, como ser post radioterapia; traumatismo cráneo encefálico, encefalopatía posterior reversible, otras encefalopatías infecciosas y Moya-Moya.

Enfermedad de Alzheimer

La enfermedad de Alzheimer (EA) se caracteriza por el estado de demencia que conlleva. Sus lesiones características se desarrollan en la corteza durante los años intermedios o finales de la edad adulta. Existen pruebas importantes de que esta enfermedad tiene una base genética, al menos en algunas familias. Una teoría actual es que más de uno del puñado de genes diferentes asociados con EA tiene que ser anómalo antes de que aparezca EA. Otra evidencia indica que los factores ambientales pueden tener una función.

7.2.2. Patrón vascular

El patrón vascular por enfermedad microvascular hipóxico isquémica secundaria a FRCV (sobre todo HTA, dislipemia y diabetes) presenta un gran número de lesiones

que suelen mostrar casi todos los hallazgos semiológicos descritos de este patrón. En la HTA se observan restos de hemosiderina en las secuencias ponderadas en T2*, fundamentalmente en el cuerpo estriado, los tálamos, el cerebelo y el tronco encefálico.

La Tomografía Computada no constituye un método de estudio sensible para la detección de MHC.

Existen ciertos criterios de neuroimagen para identificar las MHC en las secuencias eco de gradiente (tabla 1) (Reyes, Cuéllar Gamboa, & Sandoval Carrillo, 2010)

Criterios para la identificación de las microhemorragias cerebrales
Lesiones de ausencia de señal en secuencia eco de gradiente o T2*
Se observan imágenes negras, redondeadas u ovoides
Presencia de efecto de expansión (blooming)
No hiperintensas en secuencias T1 o T2
Al menos la mitad de la imagen está rodeada por parénquima cerebral
Con diferentes características a los depósitos de hierro, calcio, hueso o vasos sanguíneos
La historia clínica excluye un daño axonal difuso traumático.

7.2.3. Factores de Riesgo que predisponen a la formación de MHC

Los factores de riesgo para desarrollar MHC son la edad, concentraciones de colesterol sérico bajo, hipertrofia ventricular izquierda, tratamiento con anticoagulantes, tabaquismo y lesiones en sustancia blanca (leucoaraiosis).

Hipertensión Arterial

La sangre impulsada por el corazón fluye por el torrente circulatorio, o mejor, por el sistema arterial, sometida a una presión denominada presión arterial (PA), o tensión arterial.

Los niveles de PA se expresan en milímetros de mercurio (mmHg) pero la PA tiene en realidad dos componentes: la presión arterial sistólica (PAS), que viene determinada por el impulso cardíaco generado por las contracciones del ventrículo izquierdo y que vulgarmente es denominada la alta; y la presión arterial diastólica (PAD), la baja, que depende de las resistencias que oponen las arterias al paso de la sangre.

Las cifras que determinan la derivación de complicaciones cardiovasculares se delimitan cifras a partir de 120/80 mmHg. En consecuencia, se considera HTA cuando

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

de forma persistente se obtienen cifras de 140/90 mmHg inclusive o superiores. En la actualidad, se utiliza como guía la siguiente tabla (Pérez, 2002) (tabla 2).

Tabla 2. Clasificación de la presión arterial por niveles

Clasificación de la presión arterial por niveles			
Grado	PAS		PAD
Óptima	< 120		< 80
Normal	120-129	y/o	80-85
Normal-alta	130-139	y/o	85-89
HTA de grado I	140-159	y/o	90-99
HTA de grado II	160-170	y/o	100-109
HTA de grado III	< 180	y/o	< 110
HTA sistólica aislada	> 139		< 89

HTA: hipertensión arterial; PAS: presión arterial sistólica; PAD: presión arterial diastólica.

La incidencia de HTA en la población adulta, esto es, por encima de los 18 años, es muy elevada, alcanzando a más del 20% de la población. La PA sube de forma natural con la edad, por lo tanto, la HTA es mucho más frecuente en las personas más mayores.

Tabaquismo

Es una enfermedad crónica causada por la adicción a la nicotina y la exposición permanente a más de 7.000 sustancias, muchas de ellas tóxicas y cancerígenas.

Según la Organización Mundial de la Salud es la primera causa de muerte prevenible en los países desarrollados, y también la causa más importante de años de vida perdidos y/o vividos con discapacidad. Se calcula que sólo en Argentina mueren cada año 40.000 personas por esta causa.

Se relaciona con la aparición de muchas enfermedades, fundamentalmente:

- distintos tipos de cáncer: de pulmón, laringe, faringe, riñón, hígado, vejiga, entre otros;
- enfermedades cardiovasculares: infartos, ACV, aneurismas;
- enfermedades respiratorias: bronquitis crónica, enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), e infecciones respiratorias reiteradas.

Anticoagulantes

El tratamiento anticoagulante es una indicación frecuente en clínica, tanto en el

área médica como en la quirúrgica.

Se pueden usar en prevención secundaria o en el tratamiento del tromboembolismo venoso y la embolia pulmonar. En pacientes con arritmias cardíacas o con válvulas cardíacas mecánicas se usa para prevenir la embolización sistémica.

Dentro de las reacciones adversas se encuentran un estado de hipercoagulabilidad incongruente con trombosis de los vasos pequeños y necrosis cutánea por isquemia.

7.3. METODO DE DIAGNOSTICO: RESONANCIA MAGNETICA

7.3.1. Principios de RM

La resonancia magnética requiere de una compleja interacción de la respuesta de los tejidos a la aplicación de unos campos magnéticos.

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.

Este método es una herramienta muy valiosa para el diagnóstico e investigación en medicina ya que posee la capacidad de proveer excelente caracterización y diferenciación de los tejidos blandos de múltiples áreas del cuerpo.

Para el diagnóstico clínico por imagen se utilizan dos imanes superconductores. Los imanes permanentes constan de dos barras imantadas que generan entre ellas un campo magnético uniforme. Por lo general, son de aleaciones metálicas, siendo el hierro el material que se utiliza para recubrir ambos imanes y conducir el campo magnético de una barra a la otra. Estos no requieren de una fuente continua de energía para mantener el campo magnético. Al colocar al paciente entre ambos imanes permanentes, el campo magnético se orienta perpendicularmente al eje longitudinal del cuerpo tumbado.

Los imanes superconductores no dependen del aporte de energía adicional una vez que quedan imantados, ya que están revestidos por una cubierta de helio líquido que impide que se disipe la energía. El helio cumple la función de mantener al imán a una temperatura bastante baja para retener la superconductividad (resistencia cero). En el exterior se utiliza una cubierta aislante compuesta de nitrógeno líquido súper

refrigerante para mantener frío el helio. El campo magnético estático de un imán superconductor se orienta paralelo al eje del cuerpo del paciente acostado.

La potencia de los imanes superconductores cerrados utilizados en la práctica clínica oscilan entre 1 y 3 tesla (T), siendo un tesla una unidad de intensidad del campo magnético.

La IRM se basa en la excitación de los núcleos de uno de los tres isótopos del hidrógeno, el ^1H , previamente introducidos en un potente campo magnético estático, denominado B_0 . 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. 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 del 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.

Bobinas de gradiente

Para localizar un punto en el espacio, el campo magnético debe tener unas características únicas en dicho punto. Para modificar el campo magnético, (que tiene una intensidad uniforme) en el interior de la sonda se hace pasar una corriente a través de unas bobinas de gradiente, que producen una gradación continua organizada. Es decir, para un gradiente z, se produce un incremento uniforme en la intensidad del campo del imán principal de un extremo al otro. Para cada eje de coordenadas existe una serie de bobinas de gradiente. Enrollando bobinas de diferentes formas alrededor de un cilindro se puede conseguir un campo de gradiente magnético orientado en x-, y- o z-. En consecuencia, se registrará un vector magnético único en

cualquier punto de dichos planos. Un protón que se encuentre en esa posición efectúa la precesión con una frecuencia exclusiva que será proporcional al campo magnético único que “perciba”. Al sintonizar el aparato a una determinada frecuencia, se puede localizar ese punto y analizar la amplitud de su señal. De esta manera se obtiene la localización espacial en la resonancia magnética.

Bobinas receptoras de Radiofrecuencia

Se emplean para recibir señales magnéticas procedentes de la región a explorar. Las bobinas de superficie, excepto las de cerebro y cuerpo entero, se limitan a recibir señal procedente del volumen explorado una vez que la bobina lo ha estimulado. La señal/ruido es mayor cuando la bobina de superficie es menor y en consecuencia es menor el volumen de sensibilidad. Como principio básico la bobina debe estar lo más cerca posible y cubrir toda la zona a estudiar. Los equipos de RM actuales permiten la combinación de varias bobinas para el estudio de áreas con diferentes FOV y una alta S/R. Para cubrir áreas extensas con una alta S/R se utilizan bobinas multielementos o phased-array.

Frecuencia de Larmor

El núcleo de hidrógeno se encuentra presente copiosamente en los tejidos humanos, gira en un campo magnético a su propia frecuencia de resonancia, la cual es llamada frecuencia de Larmor y es el principio fundamental de la resonancia magnética. La frecuencia de Larmor del núcleo de hidrógeno guarda una correlación lineal con la intensidad del campo magnético, de acuerdo con la siguiente ecuación.

Frecuencia de Precesión o de Larmor
= intensidad del campo x constante giromagnética

Cada núcleo tiene una constante giromagnética exclusiva que no varía con imanes de diferentes intensidades de campo. Para estimular los núcleos de hidrógeno hay que sincronizar un pulso de radiofrecuencia (RF) a la frecuencia de Larmor del núcleo de hidrógeno (su frecuencia de resonancia). Al colocar el núcleo de hidrógeno a partir de su frecuencia varía ligeramente, dependiendo de la posición que ocupe el núcleo dentro del campo.

7.3.2. Secuencias de RM

Tiempos de Relajación T1 y T2

Al introducir en un campo magnético una muestra que contiene núcleos de

Hidrógeno, su magnetización se alinea con la dirección del campo magnético (dirección z). Al excitar los núcleos de hidrógeno aplicando un pulso de RF de 90° a la frecuencia de Larmor de su núcleo, el vector de magnetización gira y pasa del eje z al plano transversal x-y, en el que los protones giran a la frecuencia de Larmor. Su precesión produce una corriente eléctrica alterna o señal de RM sobre una bobina receptora. El ángulo que forman el vector y el eje z se puede alterar modificando la amplitud y la duración del pulso de RF. Luego los núcleos de hidrógeno se relajan mediante dos mecanismos. El primero se llama T1 o relajación espín-ambiente y es el tiempo que necesita el núcleo de hidrógeno para recuperar el 63% de su magnetización longitudinal (eje Z). La magnetización transversal en el plano x-y desciende hacia cero de forma exponencial caracterizado por una constante de tiempo denominada T2 o tiempo de relajación espín-espín.

La dispersión de fase causada por la falta de homogeneidad del campo local se puede deber a tres factores: a) el entorno magnético de los protones del hidrógeno (T2 verdadero), b) la propia heterogeneidad del imán principal (constante T2') y c) las irregularidades inducidas en el campo magnético por las sustancias paramagnéticas, susceptibilidad (sangre o hierro), se conocen como T2*.

La diferencia de señal entre los diferentes tejidos traduce la resolución de contraste. Ésta 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.

Secuencias de pulsos

Secuencia espín-eco convencional

El esquema básico de la secuencia espín-eco consiste en un pulso de excitación inicial de 90° para inclinar el vector de magnetización longitudinal al plano transversal, seguido de uno o dos pulsos de refase de 180° para obtener uno o dos ecos respectivamente. Cuando el ciclo de pulsos contiene más de una señal de eco, generalmente dos, se denomina secuencia multieco, doble eco o dual echo. En este caso, con cada eco se forma una imagen. Esta secuencia produce un contraste estándar entre tejidos, de fácil reconocimiento, que depende preferentemente de la DP, T1 y T2. Los pulsos de refase de 180° corrigen las heterogeneidades del campo magnético, no aleatorias, y, en menor medida, las heterogeneidades en los campos magnéticos locales producidas por diferencias de susceptibilidad magnética de los tejidos. Los ecos

obtenidos decaen exclusivamente por la relajación T2 de los tejidos, debido a la interacción protón-protón. El contraste de la imagen, seleccionando una potenciación en DP, T1 o T2, se regula manejando los parámetros:

- a) tiempo de repetición (TR), que controla la cantidad de relajación longitudinal,
- b) tiempo de eco (TE), que controla la cantidad de desfase del componente transversal de la magnetización.

La potenciación en T1 se obtiene combinando un TR corto y un TE largo; la potenciación en DP con un TR largo y un TE corto, y la potenciación en T2 con un TR largo y un TE largo. Los dos ecos para formar las imágenes de DP y T2 se obtienen en el mismo TR tras un único pulso de excitación.

Las imágenes potenciadas en T1 se utilizan para discriminar entre los diferentes tejidos y en combinación con los medios de contraste de gadolinio, ya que vuelve más brillantes las lesiones realzadas. Estas imágenes muestran estructuras con tiempos de relajación muy cortos, la grasa se presenta con alta intensidad de señal con respecto a aquellas con tiempos de relajación más prolongados, como el agua, por lo tanto, las estructuras ricas en agua, como el líquido cefalorraquídeo, aparece estrechamente con baja intensidad de señal.

De igual forma, la sustancia blanca del cerebro, por contener grasa, se ve con abundante señal en relación con la sustancia gris, que tiene una baja señal por su alto contenido de agua. Las imágenes arrojadas proporcionan un óptimo detalle de anatomía.

Las imágenes potenciadas en T2 son muy sensibles a la presencia del agua por lo tanto permiten observar con mayor definición el edema por presentar alta intensidad, mientras tanto la grasa se puede ver como una señal de baja intensidad. Esta secuencia es de utilidad porque permite identificar lesiones patológicas que suelen caracterizarse por un aumento en el contenido de agua. Asimismo se observa menor intensidad de la sustancia blanca con respecto a la sustancia gris.

Imagen de eco espín rápido

La secuencia turbo espín-eco (TSE) o fast spin-echo (FSE) es una secuencia rápida. Se caracteriza por la aplicación de un pulso de excitación de 90° en SE, y la posterior formación de dos o más ecos de espín producidos por pulsos de refase de 180°. El número de ecos (entre 2 y 256) se denomina longitud del tren de ecos, echo train length, ETL, factor turbo o TF. La característica básica de esta secuencia es que cada eco se codifica con una fase distinta. La consecuencia inmediata es una disminución drástica del tiempo de adquisición, proporcional al TF, o lo que es lo

mismo al número de líneas del espacio K que se rellenan en cada TR. Las imágenes SE convencionales comprenden una línea de barrido por TR.

Secuencia inversión recuperación (IR)

Los ciclos de pulsos de la secuencia IR se inician con un pulso de excitación de 180° , que invierte el vector de la magnetización longitudinal. Durante su relajación, tras un tiempo denominado TI, se aplica un pulso de 90° para inclinar el vector de magnetización al plano transversal y poder medir la señal. En este momento, el ciclo continúa como en la secuencia SE, aplicando posteriormente un pulso de 180° para el refase y producción del eco.

La aplicación del pulso de inversión cuando el vector está pasando por 0 puede establecerse a diferentes valores para generar un mayor o menor contraste o para anular la señal de un determinado tejido, por ejemplo grasa de las órbitas. Esta variante de la secuencia IR se denomina STIR o inversión recuperación con un tiempo de inversión corto.

Imágenes de inversión de fluido atenuado (FLAIR)

La secuencia FLAIR consiste en obtener un contraste potenciado en T2, manteniendo al mismo tiempo oscurecido el LCR. Esta técnica brinda un rango de contraste superior con una mayor definición de las alteraciones patológicas como lo son los focos isquémicos periventriculares y placas de esclerosis múltiple, y para diferenciar entre espacios periventriculares (oscuros) y zonas de isquemia (brillantes).

También se utilizan las imágenes FLAIR para la identificación de trastornos como pueden ser sangre o pus en los espacios subaracnoideos haciendo que la señal que es normalmente oscura del líquido cefalorraquídeo se vuelva brillante.

Para las secuencia FLAIR se utiliza una técnica de eco espín rápido/turbo (FSE) y tiene la misma sensibilidad y susceptibilidad limitada para las hemorragias de la que adolecen otras técnicas FSE.

Imágenes potenciadas en Difusión (IPD)

La IPD se utiliza para la evaluación del entorno local de la célula y demostrar las condiciones para la difusión acuosa. Cuando las células se hinchan (como ocurre en el edema citotóxico), disminuye la capacidad de los protones del agua para difundir hacia el exterior de la célula. Dicha restricción de la difusibilidad se corresponde con una intensidad de señal elevada en las imágenes IPD y una reducción en el coeficiente de difusión aparente (CDA) del agua local.

Los protones de agua no pueden difundir por igual en todas las direcciones, por lo tanto existe una asimetría en el movimiento conjunto de la sustancia blanca, denominado anisotropía de difusión. La visualización de los tensores de difusión es un método para mapear las vías de la sustancia blanca y obtener valores CAD tridimensionales.

Esta técnica puede mostrar una isquemia cerebral a los pocos minutos de producirse un daño irreversible, es la más sensible para detectar un infarto agudo y se puede utilizar para distinguir entre accidentes cerebrovasculares recientes (CAD bajo) y antiguos (CAD alta). Los ataques isquémicos transitorios no suelen producir anomalías en la IPD.

La secuencia IPD son imágenes de eco de gradiente que son más sensibles a la presencia de hemorragias que las imágenes de eco de espín rápido.

Secuencias de eco de gradiente con ángulo limitado (EG)

La principal característica de esta secuencia es la obtención del eco mediante la aplicación de gradientes alternantes o inversos, en vez de pulsos de refase de RF de 180° . Junto a este tipo de refase se utilizan ángulos de excitación limitados, menores de 90° , que permiten la utilización de TR mucho más cortos que en SE. El acortamiento del TR es uno de los mecanismos de reducción del tiempo de exploración. Con TR cortos es necesaria la utilización de ángulos de excitación menores de 90° , para no saturar la muestra.

El vector de los protones pasa del eje z al sistema de coordenadas x-y (normalmente a menos de 90°). La aplicación de un ángulo menor de 90° inclina el vector de magnetización, de modo que puede descomponerse en una componente longitudinal (M_z) y otra transversal (M_{xy}). De esta manera se logra conseguir que las imágenes de eco de gradiente sean más susceptibles a irregularidades del campo magnético, debido a la ausencia del pulso de recuperación de 180° . *Con las imágenes de eco de gradiente se visualizan mejor los depósitos de productos hematológicos, hierro, calcio y manganeso.* Son de utilidad en caso de traumatismo o de accidente cerebrovascular.

El eco se obtiene mediante la aplicación de un gradiente de lectura alternante o bipolar, con un desfase (lóbulo negativo) que destruye la FID (señales), y un posterior refase (lóbulo positivo) en el eje de codificación de frecuencia (G_x), que rehace la coherencia de fase. El centro del eco (TE) coincide con el centro del gradiente.

En las secuencias EG se puede producir el eco a partir de la FID o a partir de un

eco más lejano, con una estructura similar a la de una secuencia SE. La formación del eco a partir de la FID permite tiempos de eco muy cortos. En estas secuencias, el contraste de la imagen y su potenciación en T1, DP o T2, depende preferentemente del ángulo de inclinación y del TE. La aplicación de ángulos entre 40° y 60°, y TE cortos, potencia la imagen en T1. Para la obtención de imágenes puras T1 es necesario destruir cualquier magnetización transversal residual antes de cada pulso de excitación que pudiera “contaminar” el siguiente ciclo. Estas secuencias se denominan spoiled gradient-echo. Si se utilizan ángulos pequeños y TE más largos la potencian en T2. En estas secuencias, la potenciación es en T2* y no en T2, debido a que los gradientes para la formación de los ecos no cancelan los efectos de las heterogeneidades del campo magnético y los efectos de susceptibilidad magnética, como sucede con los pulsos de refase de 180° en la secuencia SE.

Relajación T2*

La caída de T2 * se refiere a una disminución exponencial de Mxy (es decir, la intensidad de la señal) después del pulso de excitación inicial en función de la constante de tiempo T2 *.

Luego de aplicar un pulso de excitación de RF de 90° se produce una pérdida exponencial inmediata de la intensidad de señal, esto se debe a dos factores:

- No uniformidad del campo estático dentro de cada vóxel: debido a imperfecciones en la construcción del propio imán del escáner, así como a los efectos de susceptibilidad magnética en el paciente dentro del campo.
- Interacciones espín-espín (relajación T2)

La desintegración de T2 * es lo que en realidad un receptor de bobina detecta inmediatamente después de la terminación del pulso de inducción y es de una magnitud mucho mayor que T2 en los tejidos debido a la inhomogeneidad inherente del campo magnético.

Los efectos de T2 * se pueden observar y aplicar en imágenes de eco de gradiente y en la señal FID después de un pulso de RF de 90°. *La desintegración de T2* subyace a todas las imágenes de eco de gradiente y, por lo tanto, favorece la detección de tejidos relativamente no homogéneos con efectos de susceptibilidad magnética como el calcio y la sangre, una propiedad que se aprovecha en la detección de pequeñas hemorragias con hemosiderina.*

Al aumentar la intensidad del campo a 3T, la secuencia empleada se denomina susceptibilidad ponderada (SWI) ésta provoca que aumente el contraste con el ruido y

el "índice de visibilidad", por lo tanto, el número de microhemorragias detectadas aumenta en aproximadamente un 30%.

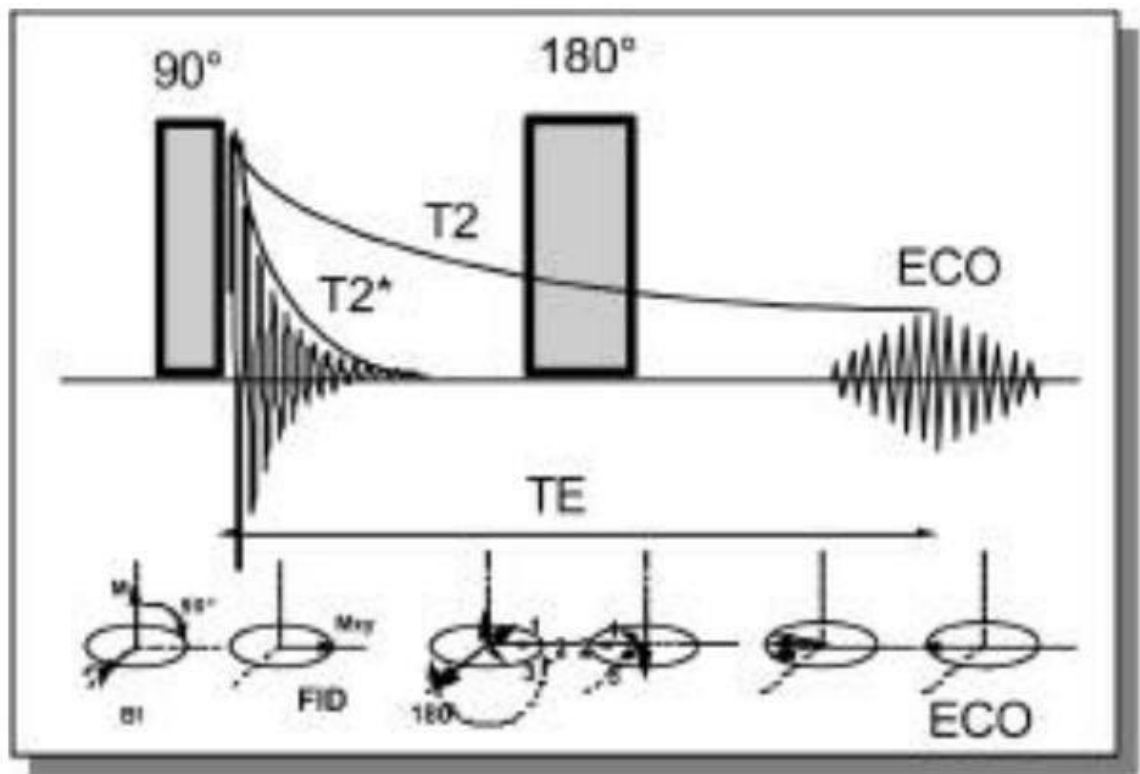


FIGURA 1. Esquema de la secuencia SE monoeco. Tras un pulso inicial de 90° aparece la FID, que marca la curva de decaimiento $T2^*$. La aplicación de un pulso 180° en un tiempo $TE/2$. (Lafuente & Hernández Moreno)

Medios de contraste

Se utiliza material paramagnético denominado gadolinio, el cual cumple la función de acortar el $T1$ en las imágenes de RM y provoca un aumento de señal normal del parénquima cerebral, pero en las zonas donde la barrera hematoencefálica se ha alterado por la presencia de una lesión, producen un realce patológico el cual se manifiesta brillante.

7.3.3. RM de la sangre

La RM permite el diagnóstico relacionado con los trastornos hemorrágicos. Los mecanismos biofísicos necesarios para comprender el aspecto de la sangre en RM son los siguientes:

- Estructura de la hemoglobina
- Efectos de susceptibilidad
- Interacción dipolo-dipolo protón-electrón
- Efecto de la proteína

- *Estructura de la hemoglobina:* la hemoglobina es la principal responsable del transporte de oxígeno en la circulación sanguínea y está formada por cuatro subunidades proteicas. Cada subunidad contiene una molécula de heme constituida por un anillo de porfirina y un átomo de hierro, que representa el lugar de unión para el oxígeno. El átomo de hierro se une al oxígeno. Desde el punto de vista funcional, la oxihemoglobina no posee electrones libres y es una molécula diamagnética.

Cuando una subunidad de hemoglobina pierde su oxígeno y se convierte en desoxihemoglobina, la proteína sufre un cambio pequeño pero significativo en su estructura. Las moléculas de agua que rodean la desoxihemoglobina no pueden unirse al hierro del heme como hacen la metahemoglobina.

La desoxihemoglobina puede oxidarse y formar metahemoglobina por diversos mecanismos. En las hemorragias se forma metahemoglobina por oxidación. El átomo de hierro permite que una molécula de agua se pueda unir al hierro del heme y posee cinco electrones libres.

- Efectos de la susceptibilidad: cuando se encuentran en un campo magnético, determinadas sustancias generan otro campo magnético más pequeño, que se suma o se opone al campo aplicado externamente. Las sustancias diamagnéticas generan campos muy débiles que se oponen a los campos externos. Los materiales paramagnéticos, como la desoxihemoglobina y la metahemoglobina, generan campos locales mucho extensos que rodean la molécula paramagnética y se suman al campo externo.

El campo local efectivo es mayor dentro del hematíe debido a que la solución de hemoglobina paramagnética es más susceptible que el suero salino o el plasma. Tras un pulso de 90° la fase de la magnetización transversal se acumula más rápidamente para los espines del interior del hematíe que para los del exterior. Si los protones del agua difunden a través de estos gradientes locales variables durante el tiempo que transcurre el TE, se acumulan unas cantidades variables de cambio de fase, dependiendo del tiempo que pasan a las diferentes intensidades de campo efectivas. Estas distorsiones de fase producen una pérdida de señal.

Si se produce una pérdida significativa de señal ocasionada por un efecto de susceptibilidad muy considerable, puede producirse una hipointensidad con TE cortos y la pérdida de señal posterior puede pasar desapercibida al aumentar el TE. Las imágenes de eco de enfoque de gradiente son más sensibles a los cambios de

susceptibilidad ya que los gradientes del campo local resultantes se superponen a los gradientes de fase y recuperación de fase aplicados.

- Interacción dipolo-dipolo protón-protón: para que se produzca una interacción dipolo-dipolo protón-protón significativa se necesita que el heme se una al agua. Dado que el número de moléculas de heme es relativamente pequeño en comparación con las del agua, este efecto sería muy pequeño a menos que la velocidad de intercambio de las moléculas de agua sea muy rápido en relación con el tiempo de repetición, lo que permitiría que muchas moléculas de agua se unieran al heme durante el tiempo de obtención de la imagen. Se puede observar un efecto de susceptibilidad importante con la metahemoglobina intracelular, así como la desoxihemoglobina en T2WI, y con las imágenes de enfoque de gradiente.
- Efecto de la proteína: el núcleo de hidrógeno de la molécula de agua está constituido por un único protón. Esta partícula de carga positiva gira sobre su eje y genera un campo magnético que se opone al campo aplicado exteriormente. Cuando otros protones giran a través de este campo magnético produce la relajación T1 y T2.

Para que sea eficaz la interacción rotacional, la frecuencia de rotación del protón hídrico debe aproximarse a la frecuencia de Larmor. Al añadir proteínas disminuye la velocidad de rotación de las moléculas de agua, con lo que aumenta el porcentaje de protones que precesan a la frecuencia de Larmor. La molécula proteica está rodeada por una cubierta de hidratación de moléculas de agua fuertemente adheridas, con una zona de agua estructurada que posee unas velocidades de rotación menores que las moléculas en masa.

Etapas del hematoma en RM

La oxihemoglobina y la desoxihemoglobina producen poco efecto sobre la señal potenciada en T1. La presencia de proteínas sanguíneas da como resultado una señal T1 intermedia en hemorragias hiperagudas (<1 día) y agudas (1 a 3 días).

Las secuencias ponderadas en T2*, como las imágenes ponderadas por susceptibilidad y el eco de gradiente, se ven afectadas principalmente por el estado de oxigenación de la hemoglobina y si se ha producido o no lisis celular. La hemosiderina y la ferritina (ambas paramagnéticas) son luego ingeridas por los monocitos y macrófagos y dan como resultado, efectos paramagnéticos distribuidos de manera desigual y pérdida de señal en la hemorragia subaguda (7 a 14-28 días) y crónica (>14-28 días).

Los mapas de coeficiente de difusión aparente (ADC, por sus siglas en inglés) muestran valores bastante estables sustancialmente más bajos que la sustancia blanca normal en todas las etapas, excepto en la crónica, mientras que las imágenes isotrópicas/trazas DWI, debido a que combinan T2 y efectos de difusión, demostraron una señal alta solo en hiperaguda y fases subagudas tardías.

8. REPORTE DE CASO

Un hombre de setenta y siete años con un alto nivel educativo (23 años de escolaridad) fue admitido en una sala de geriatría para una investigación de deterioro cognitivo de seis meses. En enero de 2008, su esposa notó una dificultad subaguda para firmar cheques y leer. Después de aproximadamente un mes, comenzó a descuidar sus propios medicamentos. Tres meses después, comenzó a presentar déficit de memoria, con rápida progresión (al mes no recordaba si había almorzado). En ese momento, también tenía delirios (como decir que su difunto padre estaba en casa) y un comportamiento agresivo. En mayo de 2008, desarrolló incontinencia urinaria y más tarde, dificultad para caminar.

Padecía diabetes mellitus e hipertensión arterial sistémica durante treinta años. Dentro de su historial clínico se pudo observar que, entre otros antecedentes, había sufrido un traumatismo craneoencefálico con pérdida del conocimiento a la edad de 12 años. No se informó de antecedentes de accidente cerebrovascular. Tampoco se informaron antecedentes familiares de demencia.

Se procedió a realizarle un examen neurológico, el cual arrojó que tenía heminegligencia y anosognosia. Sus habilidades lingüísticas parecían conservadas, aunque tendía a confabular y era disártrico. Su puntaje 2 en el mini examen del estado mental fue 6 (de 30), habiendo obtenido dos puntos en la orientación espacial, dos puntos en el recuerdo inmediato, uno en la denominación y otro en la repetición. La fluidez verbal semántica fue cero. También se observaron apraxia ideomotora bilateral y ataxia óptica. Solo podía pararse con apoyo bilateral y había dejado hemiparesia con asimetría del reflejo tendinoso profundo.

El análisis de sangre reveló anemia ferropénica (hemoglobina 10,8 g / dl y hematocrito 33,9%) y glucemia en ayunas de 202 mg / dl con hemoglobina glicosilada del 9,6%. El resto de las otras pruebas bioquímicas resultaron normales.

El análisis del líquido cefalorraquídeo mostró una celularidad normal y un aumento de los niveles de proteínas (60 mg / dL), con niveles de gammaglobulina ligeramente elevados (14,9%).

El electroencefalograma mostró una desorganización difusa de la actividad eléctrica cerebral y paroxismos de onda aguda temporal izquierda. La endoscopia gastrointestinal reveló una úlcera gástrica activa, que fue tratada con inhibidor de la bomba de protones. La tomografía computarizada de tórax y abdomen no reveló masas anormales. Debido a la velocidad de progresión evolutiva, se consideró realizar una biopsia cerebral frontal derecha.

Se realizó una resonancia magnética en una unidad de resonancia magnética de 1,5 Tesla. El protocolo de resonancia magnética incluyó: imagen ponderada en difusión axial, axial T2 *, imagen axial ponderada en T1 sin realce, imagen axial FLAIR, eco de espín rápido ponderado en T2 coronal e imagen potenciada axialmente potenciada en T1 y eco recuperado de gradiente estropeado volumétrico axial (SPGR) después de la administración de gadolinio.

La resonancia magnética mostró dilatación ventricular y agrandamiento del surco mayor de lo esperado para la edad del paciente. El paciente presentaba múltiples lesiones hiperintensas en cerebelo, protuberancia, mesencéfalo, ganglios basales, cápsulas internas y externas, tálamo y sustancia blanca periventricular y subcortical. Estas lesiones pueden haber representado microleucoangiopatía y / o gliosis. Las imágenes observadas en la secuencia GRE T2* (Figura 1) mostraban múltiples focos hipointensos marcados que sugerían hemosiderina. La tomografía computarizada de cabeza no mostró lesiones calcificadas.

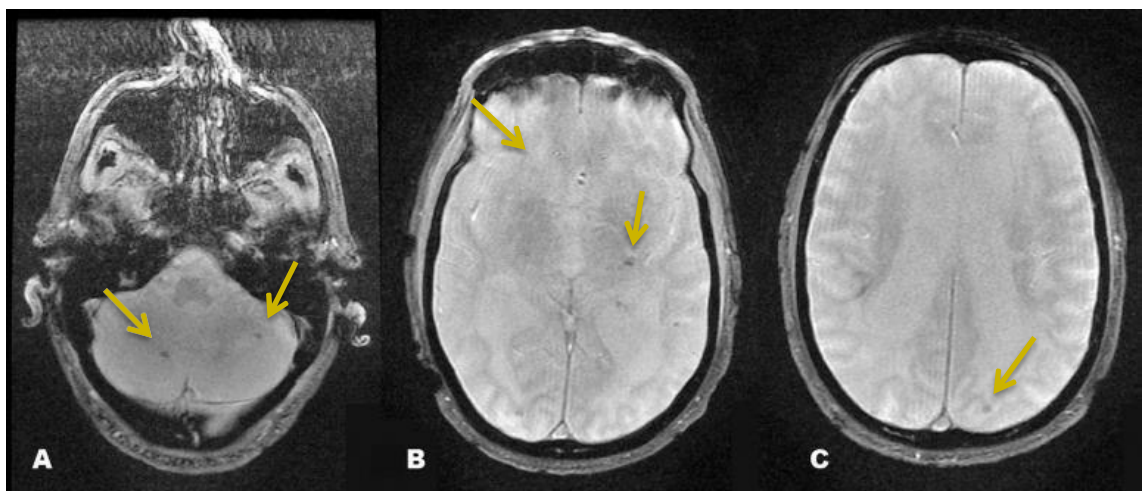


FIGURA 2 Imágenes axiales T2 * que muestran múltiples áreas con marcada hipointensidad sugestiva de contenido de hemosiderina. (Leite, Takada, & Grinberg, 2009)

En el examen neuropatológico se extrajeron tres fragmentos de la corteza frontal mediante biopsia estereotáctica del cerebro. Los pequeños vasos de la materia gris se engrosaron por la deposición de material amorfo detectado usando la tinción de rutina con hematoxilina-eosina (HE). Algunos de estos vasos estaban rodeados de microsangrados agudos y semiagudos.

La inmunotinción anti-amiloide- β reveló la deposición de la proteína amiloide- β en las paredes de los vasos de la sustancia gris cerebral.

El paciente fue diagnosticado de angiopatía amiloide cerebral con microhemorragias. Debido a la escasez de tejido disponible, no fue posible descartar la enfermedad de Alzheimer.

Los hallazgos de RM en la AAC incluyen microhemorragias cortico-subcorticales o hemorragias petequiales (observadas en secuencias de eco de gradiente) e hiperintensidades de la sustancia blanca.

Después de su alta del hospital sus funciones cognitivas se deterioraron rápidamente y falleció a causa de una neumonía en diciembre de 2008, once meses después del inicio de los síntomas.

Este caso ha sido seleccionado porque pone de manifiesto que debido a que la secuencia GRE T2* está incluida dentro del protocolo se pudieron diagnosticar las MHC que en las demás secuencias no se observaban y completar el diagnóstico.

9. METODOLOGIA Y PROCEDIMIENTO

El presente trabajo es de tipo propositivo ya que se intenta agregar la secuencia GRE T2* en el protocolo de cerebro simple en una Resonancia Magnética de 1.5 Tesla, modificando el protocolo estándar. Se llevó a cabo, en primer lugar a partir de una encuesta realizada a profesionales para determinar la valoración y eficacia diagnóstica de la secuencia Axial GRE T2*, en segundo lugar, se utilizó la modalidad de análisis de documentos para observar el comportamiento, aporte y comparación de dicha secuencia con las utilizadas en el protocolo estándar de cerebro simple.

9.1. Encuesta

9.1.2. Universo, población y muestra

En el proyecto se utilizó una *encuesta* en la que se reconocieron los consiguientes componentes de muestreo:

UNIVERSO: Médicos Radiólogos y Neurólogos pertenecientes a la ciudad de Mar del Plata.

POBLACIÓN: Médicos Radiólogos que desempeñan sus actividades en un Servicio de Resonancia Magnética y Neurólogos que brindan atención en el CEMA (Centro de Especialidades Médicas Ambulatorias), Clínica Pueyrredón, Hospital Privado de Comunidad y Hospital Regional de la ciudad de Mar del Plata.

MUESTRA: está compuesta por 14 Médicos Radiólogos que desarrollan sus actividades en un Servicio de Resonancia Magnética y 4 Neurólogos que desempeñan su actividad laboral en el CEMA, Clínica Pueyrredón, Colón, Hospital Privado de Comunidad y Hospital Regional de la ciudad de Mar del Plata. En total suman 18 profesionales.

9.1.3. Criterios de inclusión y exclusión

⇒ **CRITERIOS DE INCLUSIÓN:**

-Médicos Radiólogos que desarrollen sus actividades en el Servicio de Resonancia Magnética y Neurólogos que brindan atención en el CEMA, Clínica Pueyrredón, Hospital Privado de Comunidad y Hospital Regional de la ciudad de Mar del Plata.

⇒ **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:**

- Médicos Radiólogos que no pertenecen al Servicio de Resonancia Magnética y Neurólogos que brindan atención en otras instituciones que no sean el CEMA, Clínica Pueyrredón, Hospital Privado de Comunidad y Hospital Regional de la ciudad de Mar del Plata.

9.2. Análisis de Documentos

De acuerdo al momento del *análisis de documentos*, el mismo es de tipo transversal retrospectivo porque se recopilaron datos a partir de estudios realizados en el periodo marzo-noviembre de 2021. La investigación del análisis de casos se llevó a cabo en la Unidad de Diagnóstico por Imágenes, en el Servicio de Resonancia Magnética del CEMA de la ciudad de Mar del Plata, Provincia de Bs As., el cual es una institución que pertenece a la Municipalidad de General Pueyrredón, siendo el mismo

un centro de derivación de ciudades que pertenecen a Zona Sanitaria VIII que comprende los municipios General Lavalle, Maipú, Partido de La Costa, Pinamar, Villa Gesell, General Madariaga, General Guido, Ayacucho, Tandil, Balcarce, Mar Chiquita, General Pueyrredón, General Alvarado, Lobería, Necochea, San Cayetano. Este centro se creó en 2012 y consta de diferentes servicios que brindan atención en distintas especialidades médicas.

Los datos se obtuvieron de estudios realizados con el resonador marca Philips 1.5 Tesla que se encuentra en el Servicio, se empleó el protocolo estándar de cerebro compuesto por Axial T1 (TR: 596ms; TE: 15ms), Axial T2 (TR: 4421ms; TE: 110ms), Axial Flair (TR: 6000ms; TE: 120ms), Axial Difusión (TR: 3513ms; TE: 110ms), Coronal T2 (TR: 4024ms, TE: 100ms) y Sagital T1 (TR: 515ms, TE: 15ms) con la adición de una secuencia Axial T2W_FFE ((T2*weighted gradient echo, GRE), (TR: 700ms; TE: 23 ms)).

9.2.1. Universo, población y muestra

UNIVERSO: CEMA situado en la ciudad de Mar del Plata.

POBLACIÓN: Se corresponde con las resonancias realizadas dentro del Servicio de Resonancia Magnética con el resonador Philips Achieva de 1.5 Tesla perteneciente al CEMA.

MUESTRA: son los 25 estudios de cerebro simple a los que se le realizó como adicional al protocolo simple la secuencia GRE T2*.

9.2.2 Criterios de inclusión y exclusión

⇒ CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Resonancia magnética de cerebro simple o con contraste a las que se le haya agregado la secuencia axial GRE T2*.
- Resonancia magnética de cerebro simple o con contraste que pertenezcan a pacientes de cualquier género entre 1- 21 años y 30 años en adelante.

⇒ CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Resonancia magnética de cerebro con o sin contraste en la que no se utilizó la secuencia axial GRE T2*.
- Resonancia magnética de cerebro con o sin contraste que pertenezcan a pacientes con edades comprendidas entre 0-1 año y entre 22-29 años.
- Resonancia Magnética solicitada por traumatismo.

10. INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS

Para la recolección de datos se utilizaron dos tipos de muestras que pretenden alcanzar las expectativas de este trabajo que es la inclusión de la secuencia GRE T2* al protocolo estándar de cerebro para obtener hallazgos significativos en el diagnóstico de las MHC silenciosas, consiguiendo advertir y poder prevenir futuras hemorragias cerebrales.

Los datos analizados a partir de la encuesta a Médicos Radiólogos y Neurólogos procura revelar la opinión de los profesionales con respecto a la importancia diagnóstica de la secuencia de eco de gradiente T2* en lo que respecta a hallazgos en las imágenes, procurando implementarla en el protocolo de cerebro simple de rutina.

La muestra a la que se le realizó el análisis de documento, obtenida a partir del estudio de casos, pretende comparar las secuencias utilizadas en una RMN de cerebro simple o con contraste con las imágenes obtenidas a partir de la secuencia GRE T2*, la cual es susceptible a la hemosiderina, para corroborar la eficacia de la misma con respecto a las de un estudio de rutina. Dichos estudios fueron recolectados desde el período marzo-noviembre de 2021, realizadas en el CEMA en pacientes a los que se les solicitó una RM de cerebro simple o con contraste y por criterio del Técnico, Licenciado en Bioimágenes o Médico Radiólogo se le adicionó la secuencia GRE T2* para descartar MHC, según sus antecedentes o factores de riesgo o hiperintensidades en imágenes FLAIR.

10.1. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Los indicadores de las variables correspondientes a ambas muestras se describen en el ANEXO I.

En la encuesta realizada a los profesionales Médicos Radiólogos y Neurólogos (ANEXO II) se intenta evaluar la importancia de la utilización de la secuencia GRE T2*, la opinión de los médicos encuestados y que su aporte sea considerado para lograr los objetivos de esta investigación. Para ello se realizaron preguntas acerca de su antigüedad en la profesión, actualización, lo cual puede aportar datos ya que la tecnología está en continuo crecimiento y, se les interrogó específicamente sobre el uso de las diversas secuencias y estudios que se utilizan para detectar hemorragias.

En la segunda muestra, realizada a los estudios de casos (ANEXO II), se utilizaron variables que determinan el sexo, la edad, la información obtenida en la secuencia GRE T2*, el tipo, tamaño y ubicación de la lesión observada. Se tuvieron en cuenta las variables que predisponen a la aparición de MHC como son los factores de riesgo asociados al tabaquismo, vejez y tratamiento con anticoagulantes e HTA. Además se compararon algunas secuencias que se realizan en un estudio de cerebro simple (axial T1, T2 y FLAIR) con la secuencia axial GRE T2* en búsqueda de hallazgos de imágenes compatibles con MHC.

11. ANALISIS DE DATOS

11.1. Análisis de la encuesta realizada a profesionales

VARIABLES: PROFESIÓN EN LA QUE SE ESPECIALIZAN LOS PROFESIONALES ENCUESTADOS.

Profesión en la que se especializa	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Médico Radiólogo	14	14	78%	78%
Neurólogo	4	18	22%	100%
TOTAL	18	18	100%	

Tabla I: Profesión en la que se especializan los profesionales encuestados.

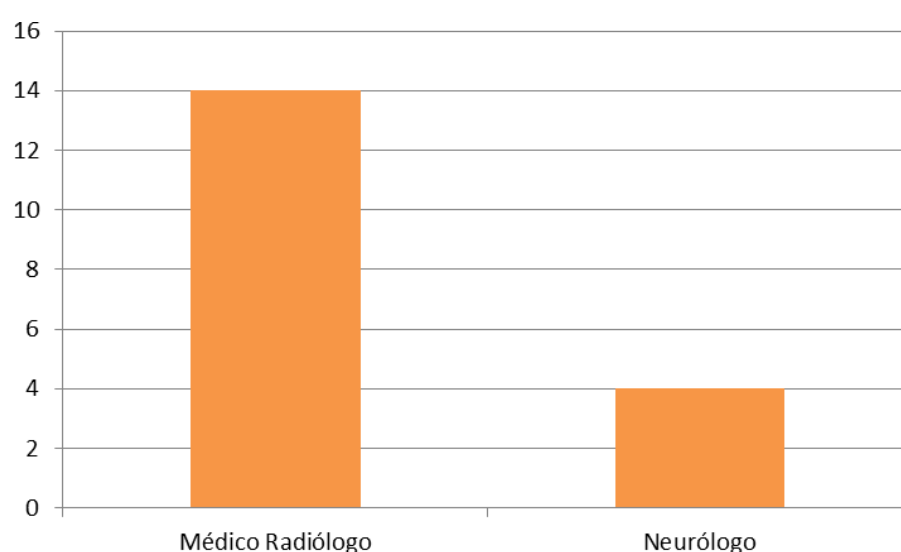


Figura 1: Profesión en la que se especializan los profesionales encuestados. Frecuencia Absoluta.

Se han encuestado un total de 18 profesionales, 14 (78%) de ellos son Médicos Radiólogos especializados en Resonancia Magnética según los criterios de inclusión y 4 (22%) de ellos médicos neurólogos los cuales desempeñan sus tareas en los servicios o del CEMA, Clínica Pueyrredón, Hospital Privado de Comunidad u Hospital Regional de la ciudad de Mar del Plata.

Se han tomado en cuenta las opiniones de estos profesionales ya que los Médicos Radiólogos son los responsables de realizar los informes de las resonancias y además son capaces de sugerir la realización de otros métodos de diagnóstico a correlacionar con los antecedentes clínicos del paciente.

Los Médicos Neurólogos son los encargados de solicitar el estudio de acuerdo a la sintomatología, signos, estudios previos, antecedentes congénitos y hereditarios que presenta el paciente, para llegar a un diagnóstico y futuro tratamiento si así lo requiere. Por estos motivos su opinión es de relevancia ya que es de suma importancia que el estudio solicitado esté completo para no tener que recurrir a realizar otro o completar con otro método diagnóstico.

VARIABLES: SEXO DE LOS PROFESIONALES INTERROGADOS.

SEXO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
FEMENINO	4	4	22%	22%
MASCULINO	14	18	78%	100%
TOTAL	18	18	100 %	

Tabla II: Sexo de los profesionales interrogados.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

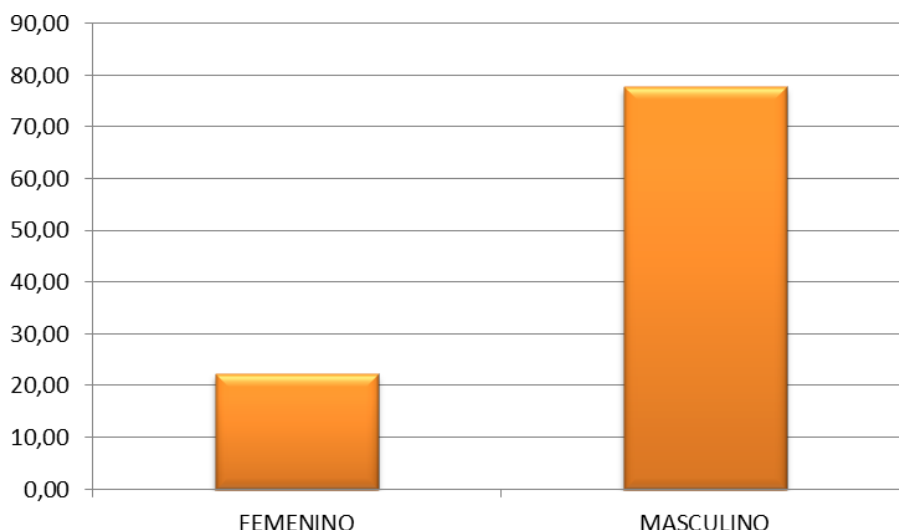


Figura 2: Sexo de los profesionales encuestados. Frecuencia Relativa.

El 80 % de los profesionales pertenecen al género masculino reflejando que, tanto en el servicio de Diagnóstico por Imágenes como en el de Neurología cuentan con una mayor cantidad de especialistas hombres. El 20% restante son de género femenino.

VARIABLES: EDAD DE LOS PARTICIPANTES

EDAD	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
30-39 años	8	8	44%	44%
40-49 años	7	15	39%	83%
50-59 años	1	16	6%	89%
Más de 60 años	2	18	11%	100%
TOTAL	18	18	100 %	

Tabla III: Edad de los participantes.

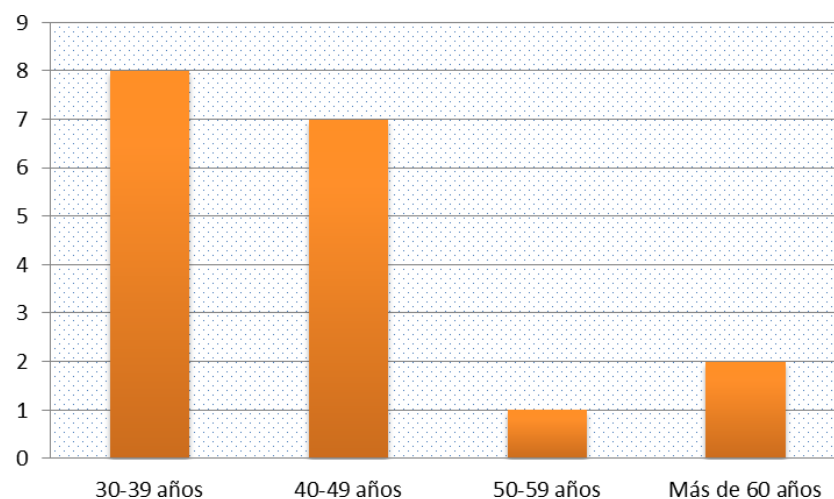


Figura 3: Edad de los participantes encuestados. Frecuencia Absoluta.

De un total de 18 participantes encuestados, 8 de estos tienen entre 30 y 39 años de edad, representando el 44% de la muestra, 7 participantes, que son el 39% de los participantes tienen entre 40 y 49 años, entre ambos constituyen el 83 % acumulado de la muestra. El 11% tienen más de 60 años y solo el 6% tiene entre 50 y 59 años. Esto puede significar que en ambos servicios hay renovación de personal.

VARIABLES: ANTIGÜEDAD EN LA QUE EJERCE LA PROFESION.

ANTIGÜEDAD	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
1 a 4 años	3	3	17%	17%
5 a 9 años	5	8	28%	44%
10 a 14	7	15	39%	83%
Más de 15 años	3	18	17%	100%
TOTAL	18	18	100%	

Tabla IV: años de antigüedad en las que ejerce la profesión.

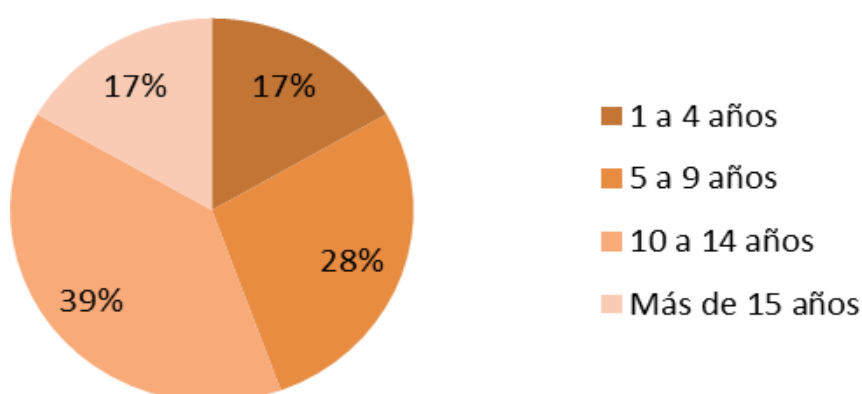


Figura 4: cantidad de años en los que ejercen la profesión. Frecuencia Relativa.

El análisis de esta variable expone que el 39 % de los especialistas representando a la mayoría de los participantes, ejercen su profesión desde hace 10 y 14 años de antigüedad. Esto constituye un periodo de tiempo importante debido a que la RM es un método de diagnóstico que ha avanzado en las últimas décadas desde sus inicios. Las MHC fueron denominadas así a partir de la utilización de la secuencia GRE T2* a finales de los años 90 y principios del 2000. Por lo tanto, su opinión va a estar fundada en la experiencia adquirida a lo largo de su carrera y de la mano de los avances tecnológicos que ha sufrido este procedimiento en los últimos años. Siguiendo con el

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

análisis se observa que el 28% tiene una antigüedad de 5 a 9 años, un 17 % de 1 a 4 años y el otro 17% restante profesan desde hace más de 15 años.

VARIABLES: FRECUENCIA EN LA QUE REALIZA ACTUALIZACIONES ANUALES.

FRECUENCIA EN LA QUE REALIZA ACTUALIZACIONES	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
1 o 2 veces al año	10	10	56%	56%
Más de 2 anuales	8	18	44%	100%
No realizo	0	18	0%	100%
TOTAL	18	18	100 %	

Tabla V: Frecuencia en la que realiza actualizaciones.

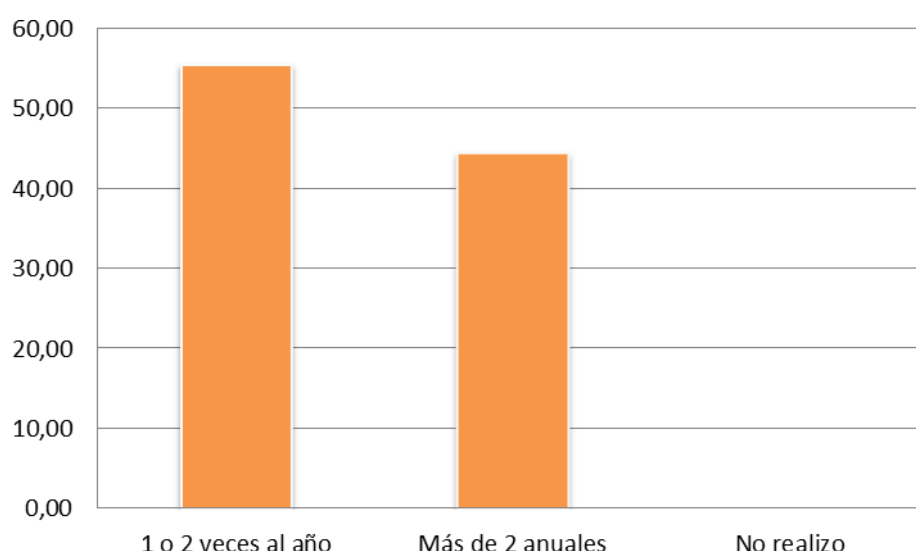


Figura 5: Frecuencia en la que realiza actualizaciones anuales. Frecuencia Relativa.

La importancia de interpretar esta variable consiste en identificar a los profesionales que dan respuesta a las necesidades de salud a fin de aumentar la calidad, relevancia, eficacia y equidad de la atención.

Debido a los cambios que ocurren sobre todo en el área tecnológica es que esta variable es valiosa ya que es necesario que los especialistas se actualizasen constantemente.

En la muestra obtenida se observa que el 56% de los profesionales realiza actualizaciones 1 o 2 veces por año y el 44 % restante más de 2 anuales. Por lo tanto, el 100% de ellos se mantienen actualizados, lo que demuestra un compromiso para lograr una óptima atención a los pacientes y un gran aporte a la investigación.

VARIABLES: SECUENCIA DE MAYOR UTILIDAD DIAGNÓSTICA PARA LA DETECCIÓN DE DEPÓSITOS DE HEMOSIDERINA EN RESONADOR DE 1.5 TESLA.

SECUENCIA DE MAYOR UTILIDAD DIAGNÓSTICA	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Axial Difusión	0	0	0	0
Axial Flair	0	0	0	0
Axial T1	0	0	0	0
Axial Secuencia Eco de Gradiente T2 (GRE T2*)	18	18	100%	100 %
TOTAL	18	18	100%	

Tabla VI: Secuencia de mayor utilidad diagnóstica para la detección de depósitos de hemosiderina en Resonador de 1.5 Tesla.

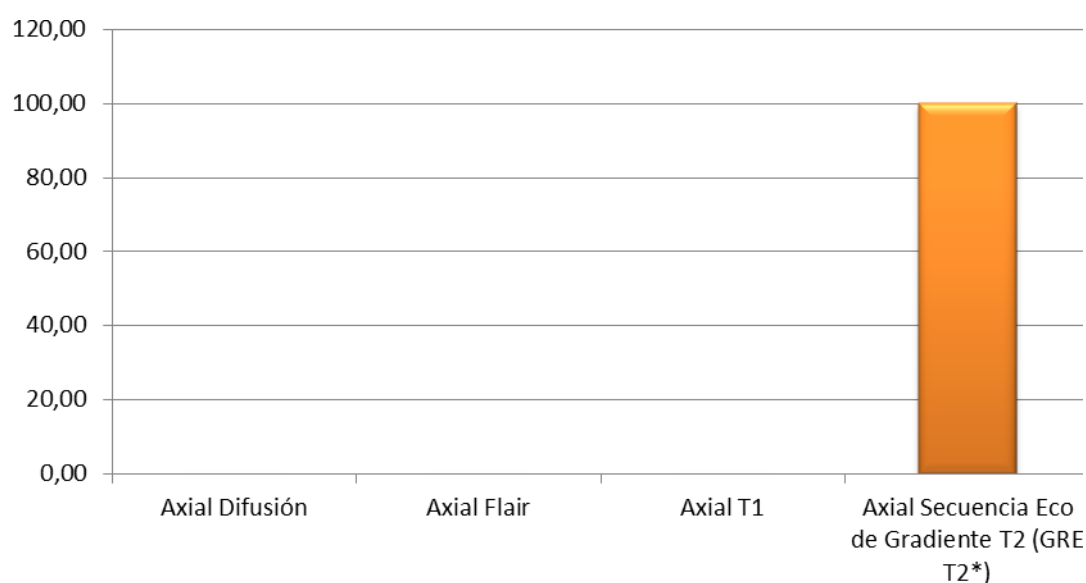


Figura 6: Secuencia de mayor utilidad diagnóstica para la detección de depósitos de hemosiderina en Resonador de 1.5 Tesla. Frecuencia Relativa.

El protocolo de rutina de cerebro emplea secuencias en los diferentes planos axial, coronal y sagital. Se realizan secuencias comparativas en plano axial con técnicas en T1, T2, FLAIR y DIFUSION. En esta variable se presentaron algunas de las secuencias utilizadas en el protocolo de rutina de cerebro, realizadas con un resonador de 1.5 Tesla y presentándoles la opción de agregar la secuencia axial eco de gradiente T2*, dando lugar a que los profesionales opten por cual es la que conocen y utilizarían

para llegar a un diagnóstico que detecte depósitos de hemosiderina.

La técnica FLAIR aporta un nivel de contraste superior con una elevada definición de las alteraciones patológicas como lo son los focos isquémicos y placas de esclerosis múltiple. Las imágenes potenciadas en T1 se utilizan para discriminar entre los diferentes tejidos. La Difusión puede mostrar una isquemia cerebral a los pocos minutos de producirse un daño irreversible, es la más sensible para detectar un infarto agudo.

Los efectos de la desintegración T2* se pueden observar y aplicar en imágenes de eco de gradiente luego de la aplicación de un pulso de RF de 90°. Estos efectos ayudan a la detección de tejidos relativamente no homogéneos con efectos de susceptibilidad magnética como el calcio, manganeso y productos hematológicos, una propiedad que la hace superior por su efectividad en la detección de pequeñas hemorragias con hemosiderina.

En el gráfico se puede percibir que el 100% de los médicos encuestados, entre Médicos Radiólogos y Neurólogos, coinciden en que la secuencia eco de gradiente T2* es la que mayor susceptibilidad magnética posee para detectar depósitos de hemosiderina.

VARIABLES: UTILIDAD DE LA SECUENCIA GRE T2* PARA OBTENER HALLAZGOS

UTILIDAD DE LA SECUENCIA GRE T2* PARA OBTENER HALLAZGOS	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Sí	13	13	72%	72%
No	0	13	0%	72%
Según los síntomas y Antecedentes	5	18	28%	100%
TOTAL	18	18	100%	

Tabla VII: Utilidad de la secuencia GRE T2* para la obtención de hallazgos.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

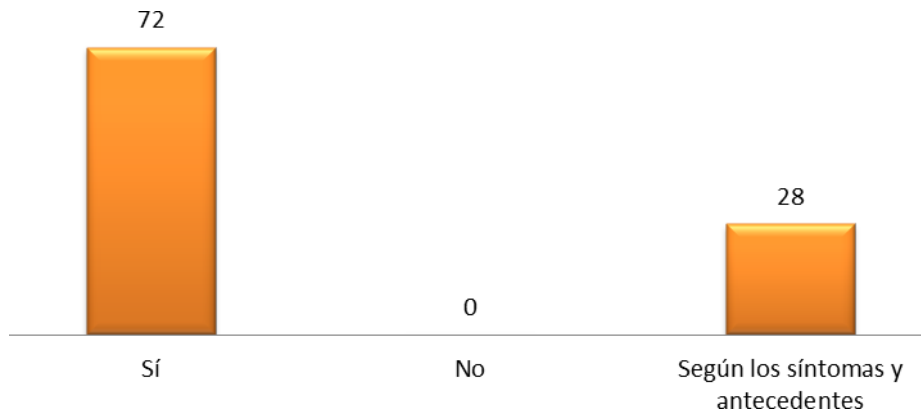


Figura 7: Utilidad de la secuencia GRE T2* para la obtención de hallazgos. Frecuencia relativa.

Las MHC son depósitos macrofágicos de hemosiderina que aparecen magnificados como imágenes negras, redondas u ovoideas de menos de 10 mm de diámetro obtenidas en secuencias GRE T2* de RM. La presencia de un patrón vascular con focos de microsangrado en dicha secuencia se puede corresponderse con dos entidades patológicas principales: la hipertensión arterial (HTA) y la angiopatía amiloide (AA), entre otras patologías que conllevan a la formación de MHC tales como; enfermedad de Alzheimer, enfermedad cerebrovascular isquémica o hemorrágica, malformaciones cavernosas cerebrales (MCC), melanoma metastásico, daño axonal difuso secundario a traumatismo craneoencefálico y la arteriopatía cerebral autosómica dominante con infartos subcorticales, leucoencefalopatía, hiperleucositosis, post radioterapia;, encefalopatía posterior reversible, otras encefalopatías infecciosas y Moya-Moya.

La secuencia GRE T2* posee una elevada sensibilidad a las propiedades paramagnéticas de los tejidos, por este motivo es que es extremadamente específica en la detección de MHC o hemorragias antiguas o recientes.

Con esta variable se intenta manifestar si la secuencia GRE T2* es relevante para la obtención de hallazgos como son las MHC, y si le es de utilidad a los médicos solicitantes e informantes.

Como se puede observar en el gráfico, el 72% de los profesionales considera que sí es importante que se emplee esta secuencia independientemente de si el paciente

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

posee o no signos y síntomas, permitiendo así descubrir información. El resto que representa el 28% opina que se debe utilizar según los antecedentes clínicos del paciente. Este conocimiento supone que la presente investigación sea una propuesta de intervención en el campo laboral para la obtención de hallazgos de MHC, las cuales son asintomáticas y es de suma importancia detectarlas a tiempo para evitar futuras hemorragias ya que la principal causa se debe a la HTA y la incidencia de la misma en la población adulta alcanza a más del 20% de la población.

VARIABLES: ESTUDIOS SUGERIDOS PARA SEGUIMIENTO DE PATOLOGIA DE ORIGEN HEMORRAGICO EN PEDIATRÍA.

ESTUDIOS SUGERIDOS PARA SEGUIMIENTO DE HEMORRAGIAS EN PEDIATRÍA	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Tomografía Computada	3	3	17%	17%
RM cerebro simple con secuencia Axial GRE T2*	13	16	72%	89%
RM cerebro con Contraste	2	18	11%	100%
TOTAL	18	18	100%	

Tabla VIII: estudios sugeridos para seguimiento de patología de origen hemorrágico en pediatría.

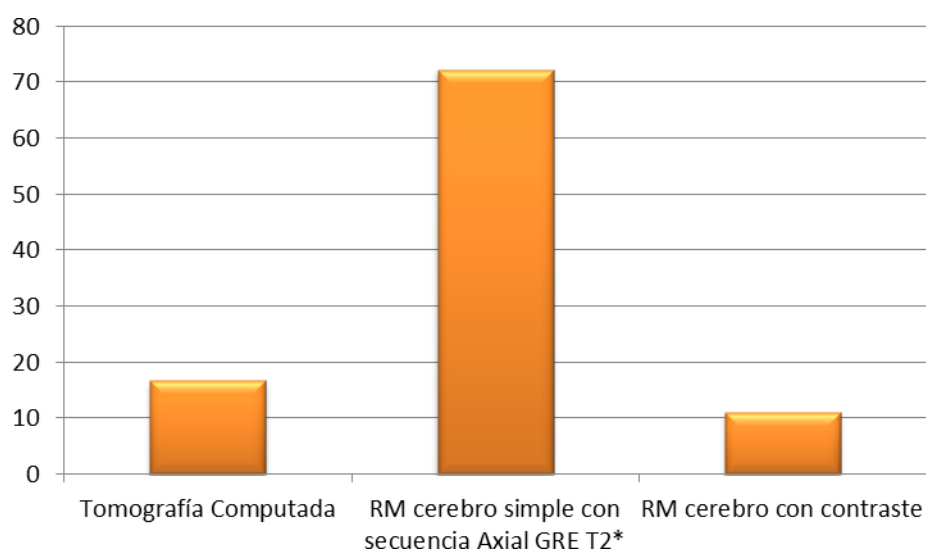


Figura 8: estudios sugeridos para seguimiento de patología de origen hemorrágico en pediatría.

En los casos en los que la hemorragia se presenta súbitamente se recurre a la

TC para su diagnóstico, localización y extensión del sangrado, así como la valoración del compromiso con las estructuras cerebrales, pero no constituye un método de estudio sensible para la detección de MCH, asociado a que conlleva a una exposición a radiación ionizante indeseable en un paciente en edad pediátrica. Cuando se realiza seguimiento o control de hemorragia o MHC en pacientes pediátricos, el método por excelencia es la RM debido a su alta sensibilidad para la detección de productos de degradación de la hemoglobina utilizando secuencias T2* eco de gradiente.

La RM de cerebro con contraste endovenoso genera un aumento de la señal normal del parénquima cerebral, pero en las zonas donde la barrera hematoencefálica se ha alterado por la presencia de una lesión, producen un realce patológico el cual se manifiesta brillante, pero no es útil para el diagnóstico de MHC.

Esta variable hace referencia al método diagnóstico que consideran más apropiado para determinar el seguimiento en patologías que puedan ser sugestivas de hemorragias o MHC en pacientes pediátricos, en ella se expusieron la TC, RM de cerebro simple con secuencia axial GRE T2* y RM cerebro con contraste. En esta oportunidad se puede observar que el 72% de los profesionales coinciden que ante un control de una patología de origen hemorrágico es conveniente realizar una RMN de cerebro simple agregando la secuencia axial GRE T2*, sin la necesidad de administrar contraste, aunque el estudio requiera de una anestesia, en el caso de niños que no puedan cooperar, evitando así la exposición a la radiación ionizante que conlleva realizar una TC y debido a que la RM es altamente efectiva en la detección del depósito de hemosiderina. El resto considera apropiado realizar una TC (16,67%) y una RM de cerebro con contraste endovenoso (E.V.) (11,11%).

11.2. Análisis del estudio de casos

VARIABLES: EDAD DE LOS PARTICIPANTES DE LA MUESTRA

EDAD	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
1-21 años	4	4	16%	16%
30-49 años	5	9	20%	36%
50-69 años	7	16	28%	64%
70 o más años	9	25	36%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla I: Edad de los participantes de la muestra

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

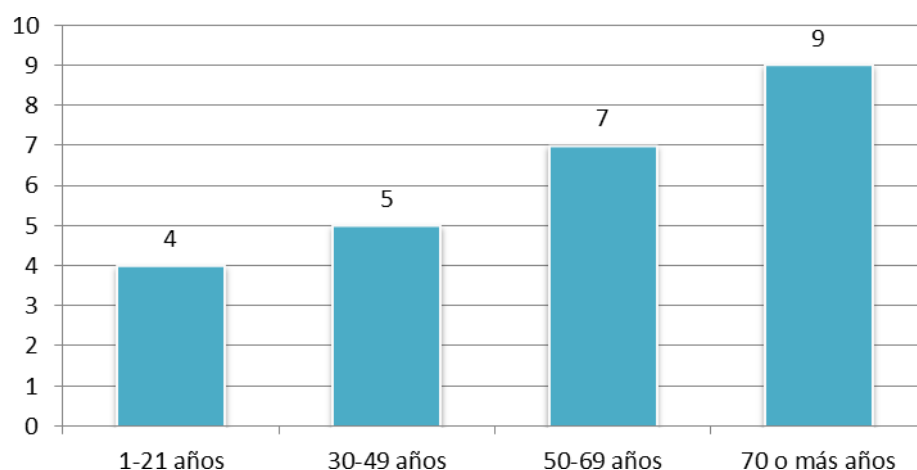


Figura 1: Edad de los participantes de la muestra. Frecuencia Absoluta.

Esta variable es importante para poder agrupar a la muestra según los factores de riesgo que se relacionan con la edad y las diferentes etapas de la vida. Debido a que las MCH tienen mayor predisposición a factores de riesgo como el tabaquismo, HTA y edad o enfermedades congénitas que pueden aumentar el riesgo de sufrir Alzheimer y, la angiopatía amiloide cerebral, la mayoría se ellas relacionadas con la edad.

Pero existen otras enfermedades de vasos pequeños que no dependen de los factores de riesgo como la edad, sino que son consecuentes a inflamación y/o alteraciones hematológicas como hiperleucositosis en niños, post radioterapia o encefalopatías infecciosas que se pueden manifestar en cualquier etapa de la vida.

De acuerdo a los criterios de inclusión de una muestra total de 25 estudios, el 36% (9) son mayores de 70 años, seguidos de 7 participantes que constituyen el 28%, que tienen entre 50-69 años. Entre ambos rangos suman el 64% de la muestra que son mayores de 50 años de edad. El 20% de los participantes tiene entre 30-49 años y el 16% entre 1 y 21 años.

VARIABLES: EDAD DE LOS PARTICIPANTES DE LA MUESTRA QUE TIENEN MHC

EDAD	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
1-21 años	2	2	13%	13%
30-49 años	1	3	7%	20%
50-69 años	4	7	27%	47%
70 o más años	8	15	53%	100%
TOTAL	15		100%	

Tabla I.I.: Edad de los participantes de la muestra que tienen MHC.

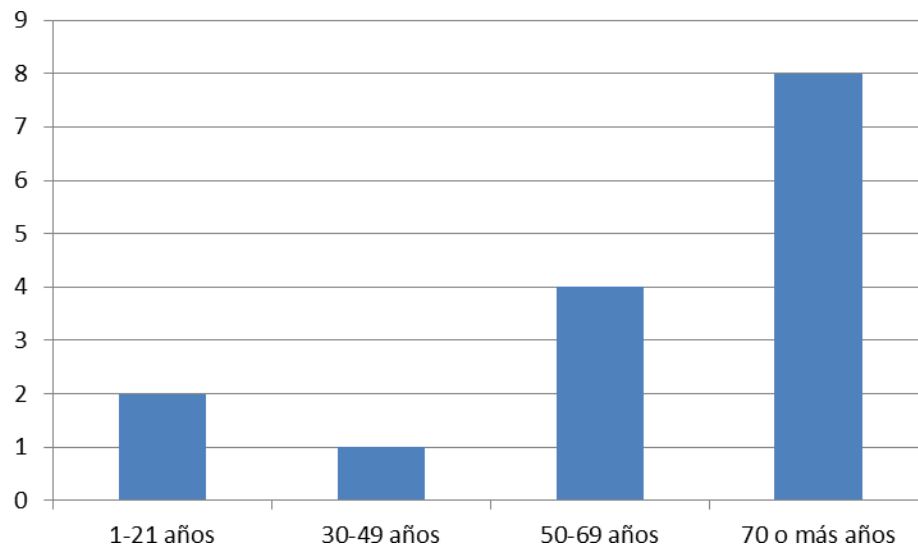


Figura 1.1.: Edad de los participantes de la muestra que tienen MHC. Frecuencia Absoluta.

Se analizó la edad de los participantes en los casos que arrojaron hallazgos de MHC, para estimar la edad en la que se presentan con más frecuencia las mismas.

Como se observa en el gráfico, de un total de 15 casos confirmados, el 53% tienen 70 o más años y el 27% entre 50 y 69 años, esto coincide con que se considera que la prevalencia de microsangrados en la población mayor de 60 años es elevada, entre 5-6%. Además las imágenes de microsangrado en RM se encuentran asociadas a las imágenes puntiformes hiperintensas en la sustancia blanca (leucoaraiosis) que se hayan en al menos el 18% de la población a partir de los 60 años. Las MHC tienen un vínculo con factores de riesgo como la HTA y la edad.

El depósito de proteína amiloide en los vasos de pequeño y mediano calibre, aumenta con la edad, el cual es considerado un factor de riesgo. Esta acumulación provoca un detrimento de la elasticidad y un aumento de la fragilidad vascular como consecuencia de la sustitución de la lámina elástica por depósitos de amiloide.

El 13% tiene entre 1 y 21 años y puede asociarse a patologías como MCC, hiperleucositosis, secundarias a traumatismo, post radioterapia y encefalopatías; y el 7% entre 30 y 49 años de edad relacionados con factores de riesgo asociados a la edad adulta como la HTA, tabaquismo, Lupus eritematoso sistémico, Anemia falciforme, Coagulación Intravascular Diseminada (CID), púrpura trombocitopénica idiopática .

VARIABLES: SEXO DE LOS PARTICIPANTES DE LA MUESTRA.

SEXO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
FEMENINO	13	13	52%	52%
MASCULINO	12	15	48%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla II: Sexo de los participantes de la muestra

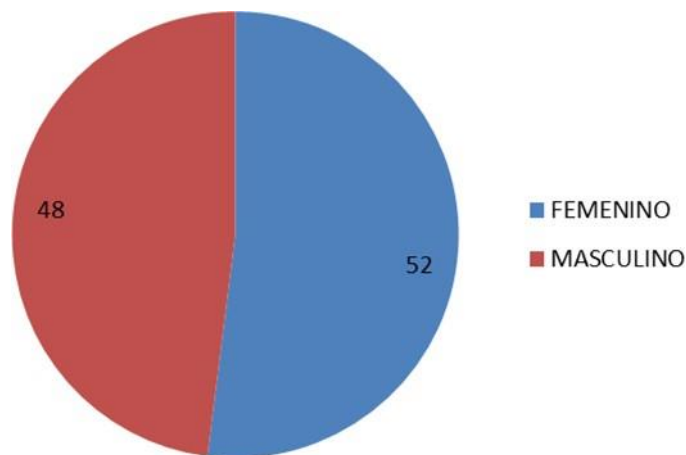


Figura 2: Sexo de los participantes de la muestra. Frecuencia Absoluta.

La muestra total es de 25 participantes que según los criterios de inclusión son estudios en los que se ha adicionado la secuencia GRE T2* de acuerdo a criterio del técnico, licenciado o médico radiólogo durante el estudio, ya que no está incluido en el protocolo. En este gráfico no es posible diferenciar qué género es el que presenta mayor cantidad de MHC, debido a que la muestra total incluye a los que presentaron hallazgos y los que no evidenciaron lesiones.

El 52% de la muestra son del género femenino y el resto (48%) pertenecen al género masculino.

VARIABLES: SEXO DE LOS PARTICIPANTES QUE PRESENTAN MHC.

SEXO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
FEMENINO	9	9	60%	60%
MASCULINO	6	15	40%	100%
TOTAL	15		100%	

Tabla II.I.: Sexo de los participantes de la muestra

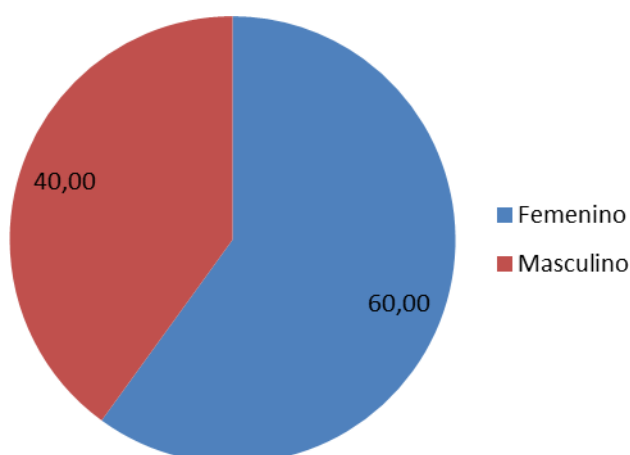


Figura 2.1.: Sexo de los participantes de la muestra. Frecuencia Absoluta.

Se realiza una tabla con los pacientes que arrojaron resultados positivos para estimar la predisposición a padecer MHC con respecto al género según este estudio.

En este estudio el 60% de las lesiones con pérdida de señal observadas en la secuencia GRE T2* se encontraron en pacientes de género femenino. El 40% son pacientes de género masculino.

VARIABLES: INFORMACIÓN OBTENIDA DE LA SECUENCIA AXIAL GRE T2*

INFORMACION OBTENIDA	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Lesiones con pérdida de señal	15	15	60%	60%
No se visualizan lesiones	10	25	40%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla III: Información obtenida de la secuencia axial GRE T2*

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

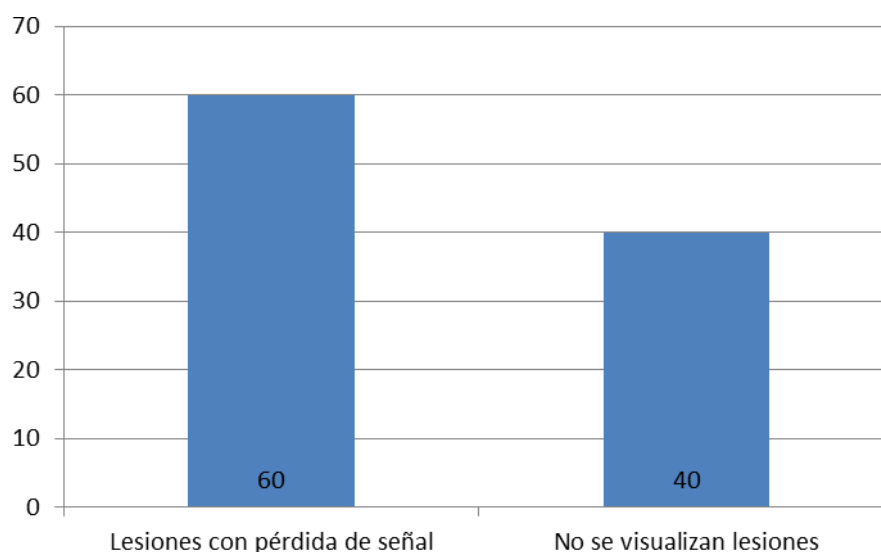


Figura 3: información obtenida de la secuencia axial GRE T2*. Frecuencia Relativa.

En la muestra obtenida se seleccionaron estudios a los que se le realizó como adicional la secuencia axial GRE T2*, a criterio del técnico o licenciado en Bioimágenes, puede ser debido a sus antecedentes clínicos o factores de riesgo, o porque las secuencias Flair pueden haber arrojado hiperintensidades de la sustancia blanca que también son factores de riesgo que predisponen al desarrollo de MHC.

Por lo tanto, en la muestra se reclutaron 25 resonancias de cerebro en las que se empleó la secuencia eco de gradiente T2* y como resultado se registraron un 60% de hallazgos de imágenes con pérdida de señal en la secuencia analizada y un 40% en donde no se observaron lesiones con efecto de blooming.

VARIABLES: TIPOS DE LESIONES OBSERVADAS EN LA SECUENCIA GRE T2*.

TIPO DE LESIONES	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Ovoides o redondeadas	15	15	60%	60%
Puntiformes	0	15	0	60%
Amorfas	0	0	0	64%
No se evidencian lesiones	10	25	40%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla IV: Tipos de lesiones observadas en la muestra.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

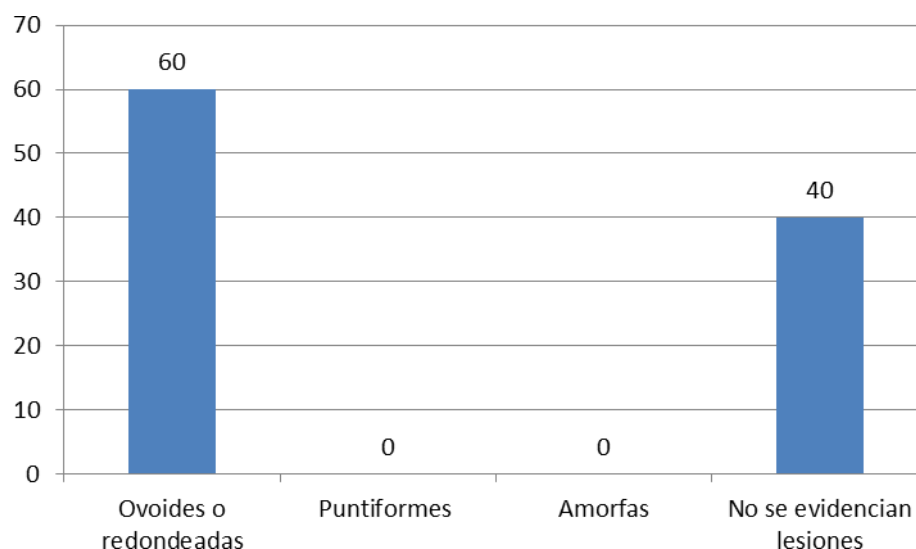


Figura 4: Tipos de lesiones observadas en la muestra. Frecuencia Relativa

Una de las características de las lesiones que presentan las MHC que se pueden observar en la secuencia eco de gradiente T2*, son su forma ovoidea o redondeada y su hipointensidad. Esta variable fue establecida para poder diferenciar los distintos tipos de lesiones que se pueden apreciar en una RM en la sustancia blanca del cerebro.

En el gráfico se distingue que el 60% de la muestra presenta lesiones de forma redondeada u ovoide determinando el descubrimiento de MHC, en el 40% restante no se evidenciaron lesiones.

VARIABLES: TAMAÑO DE LAS LESIONES QUE SE ENCUENTRAN PRESENTES EN LA MUESTRA.

TAMAÑO DE LAS LESIONES	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
2 a 10 mm.	15	15	60%	60%
11 a 15 mm.	0	15	0	60%
No se evidencian lesiones	10	25	40%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla V: Tamaño de las lesiones que se encuentran presentes en la muestra.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

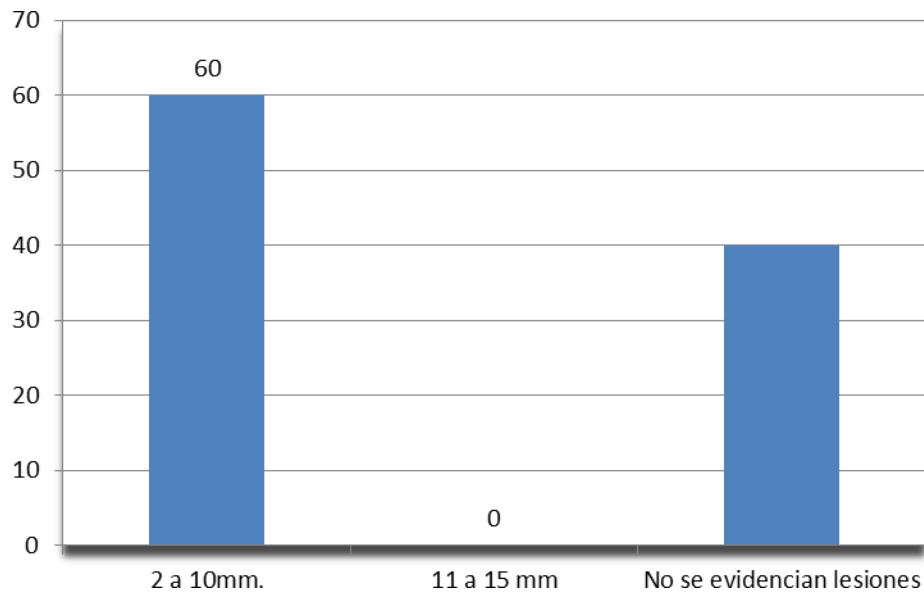


Figura 5: Tamaño de las lesiones que se encuentran presentes en la muestra. Frecuencia Relativa.

Esta variable permite identificar el tamaño de las lesiones, marcadores de trastorno de la pared de los vasos, ya que depende su tamaño se clasifican en MHC o hemorragia. En este análisis como se puede apreciar en el gráfico; el 60% de los participantes presentan lesiones de 2 a 10 mm., lo cual indica que las lesiones observadas en la secuencia eco de gradiente se corresponden con MHC. En el 40 % restante no se observaron lesiones.

VARIABLES: UBICACIÓN DE LAS MHC PRESENTES EN LA MUESTRA.

UBICACIÓN DE LAS MHC	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Región profunda en los ganglios basales e infratentorial	5	5	20%	20%
Ambos hemisferios	2	7	8%	28%
Periférica cortical o lobar	8	15	32%	60%
No se evidencian lesiones	10	17	40%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla VI: Ubicación de las MHC presentes en la muestra.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

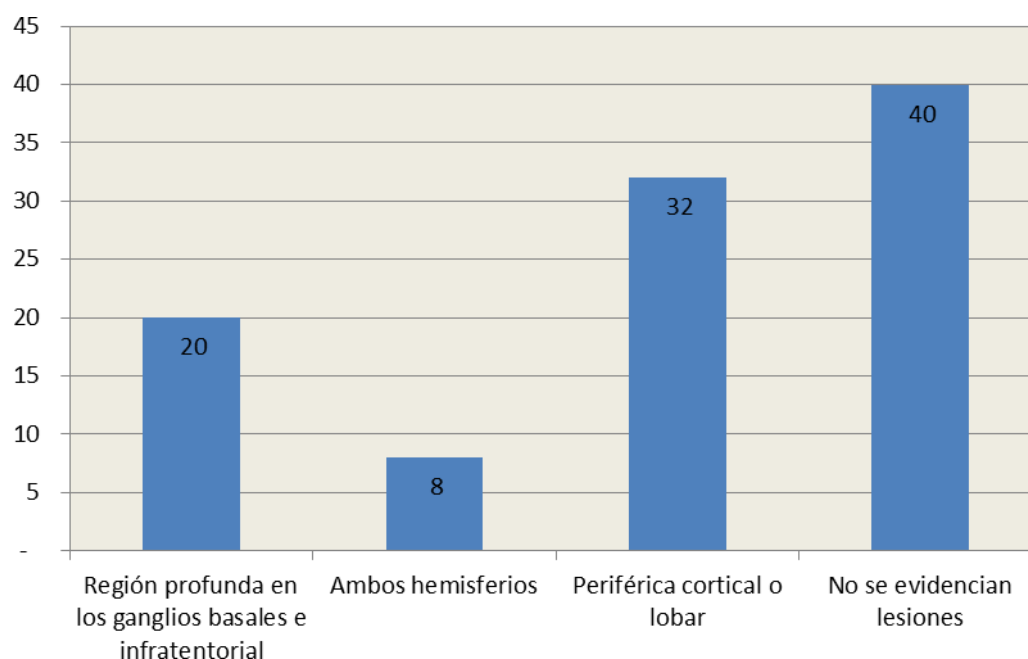


Figura 6: Ubicación de las MHC presentes en la muestra. Frecuencia Relativa.

El patrón vascular de los focos de microsangrados observados en la secuencia GRE T2*, pueden incumbir a distintas entidades patológicas.

En la tabla se puede observar que el 20% de las MHC halladas en la muestra se encuentran en la región periférica o lobar, la cual es típica de la angiopatía amiloide, relacionada con la edad (vejez) y el 32% están ubicadas en la región profunda en los ganglios basales e infratentoriales las cuales dependen de factores de riesgo asociados a HTA o arterioesclerosis. El 8% se ubican en ambos hemisferios teniendo relación con otras patologías como diabetes, post quirúrgico, post RT, leucoencefalopatía o CID. En el 40% restante de la muestra no se evidenciaron lesiones.

VARIABLES: CANTIDAD DE LESIONES OBSERVADAS EN LA SECUENCIA GRE T2*

CANTIDAD DE LESIONES OBSERVADAS	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
1 o 2	4	4	16%	16%
Entre 3 y 10	5	9	20%	36%
Múltiples imágenes	6	15	24%	60%
No se evidencian lesiones	10	25	40%	100%

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

TOTAL	25		100%	
--------------	-----------	--	-------------	--

Tabla VII: cantidad de lesiones observadas en la secuencia GRE T2*

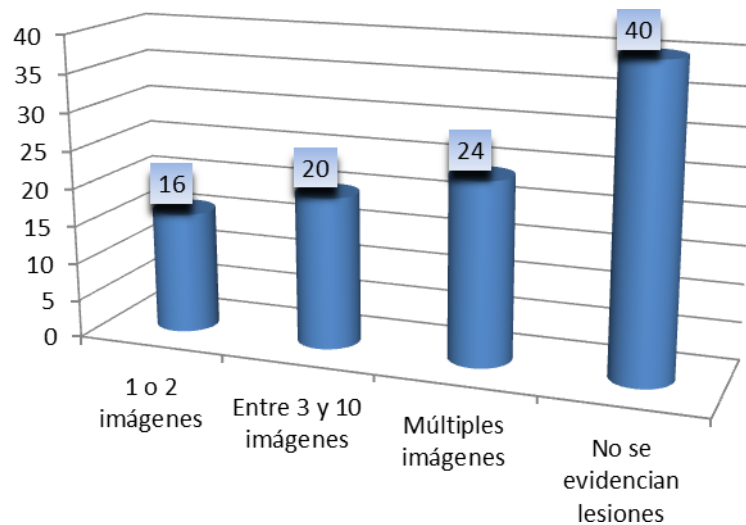


Figura 7: cantidad de lesiones observadas en la secuencia GRE T2*. Frecuencia Absoluta.

Dentro del 60% en los que se identificaron lesiones con áreas focales de pérdida de señal, que indican el depósito de hemosiderina de hemorragias anteriores o que son marcadores de trastornos de la pared vascular de los vasos pequeños; el 24% presenta múltiples imágenes, el 20% entre 3 y 10 imágenes y el 16% 1 o 2 imágenes. En el 40% restante no se evidenciaron lesiones.

VARIABLES: PACIENTES QUE TIENEN FACTORES DE RIESGO QUE PREDISPONEN A LA APARICION DE MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

FACTORES DE RIESGO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
HTA	6	6	24%	24%
Tratamiento Anticoagulante	4	10	16%	40%
Tabaquismo	3	13	12%	52%
HTA y tabaquismo	4	17	16%	68%
Edad	4	21	16%	84%
Ninguno de los anteriores	4	25	16%	100%
TOTAL	25		100%	

Tabla VIII: Pacientes que tienen factores de riesgo que predisponen a la aparición de

MHC.

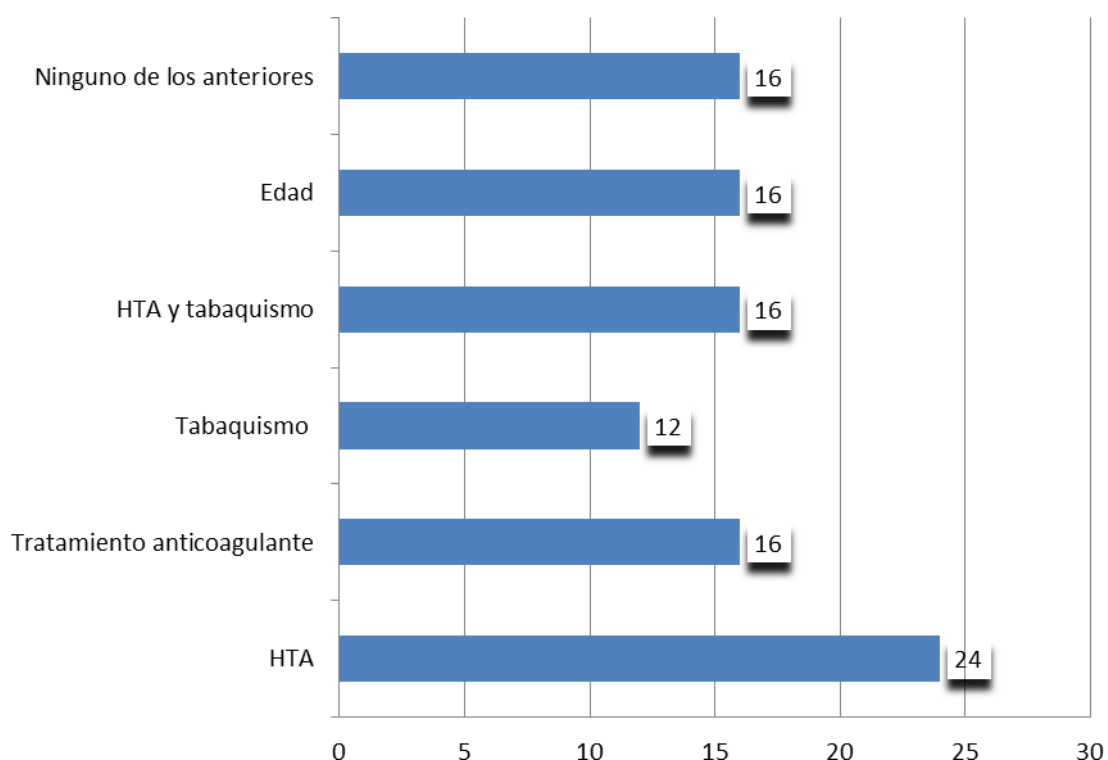


Figura 8: Pacientes que poseen factores de riesgo que predisponen a la aparición de MHC. Frecuencia Relativa.

Las microhemorragias se asocian de forma irrefutable al envejecimiento, la HTA, tabaquismo y tratamiento anticoagulante entre otras enfermedades de los vasos pequeños.

Con esta variable se intenta demostrar la relación de los hallazgos de MHC en pacientes que presentan alguno de estos factores de riesgo, mediante la utilización de la secuencia eco de gradiente ponderada en T2*. Queda demostrado en el gráfico que el 24% de la muestra tiene HTA, el 16% tabaquismo e HTA, 16 % está con tratamiento anticoagulantes, 12% tabaquismo, 16% edad y 16% no presenta ningún factor de riesgo.

Se tomó en cuenta la variable “ninguno de los anteriores factores de riesgo” porque este trabajo intenta estudiar los posibles hallazgos que se pueden obtener al emplear la secuencia GRE T2* que pueden tener o no relación con los factores de riesgo, ya que las MHC también pueden presentarse en personas sanas asintomáticas.

VARIABLES: PACIENTES EN LOS QUE SE HALLARON MHC Y SU RELACION CON LOS FACTORES DE RIESGO QUE LAS PREDISPONEN.

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

FACTORES DE RIESGO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
HTA	2	2	13%	13%
Tratamiento Anticoagulante	4	6	27%	40%
Tabaquismo	0	6	0%	40%
HTA y tabaquismo	4	10	27%	67%
Edad	3	13	20%	87%
Ninguno de los anteriores	2	15	13%	100%
TOTAL	15		100%	

Tabla VIII.I: Pacientes en los que se hallaron MHC y su relación con los factores de riesgo.

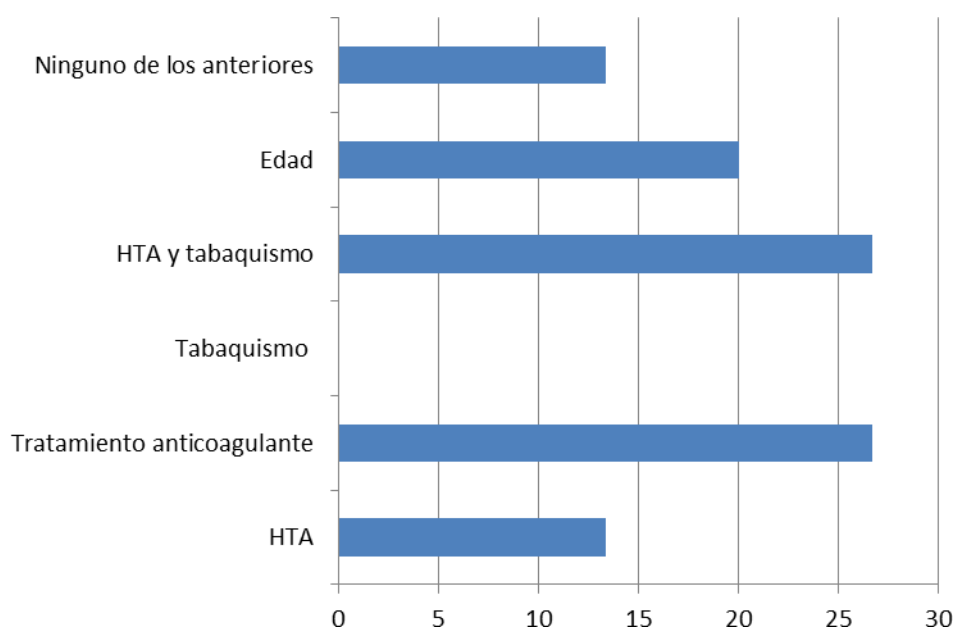


Figura 8.1.: Pacientes en los que se hallaron MHC y su relación con los factores de riesgo. Frecuencia Relativa.

Se analizaron los hallazgos positivos, con los datos que se obtuvieron de la muestra, en relación a los factores de riesgo que se vinculan con las MHC.

Se puede apreciar en el gráfico, que tanto el tratamiento anticoagulante como la HTA más consumo de tabaco, ambos con el 27% cada uno, son los factores de riesgo que mayor predisposición a desarrollar MHC presentan en la muestra. Un 20% está relacionado con la edad y existe un 13% que no presenta ningún factor de riesgo asociado con las MHC. No hay ningún paciente que solamente sea fumador dentro de

los hallazgos positivos.

VARIABLES: PRESENCIA DE MHC EN AXIAL FLAIR, T1 Y T2

FACTORES DE RIESGO	FRECUENCIA ABSOLUTA	FRECUENCIA ABSOLUTA ACUMULADA	FRECUENCIA RELATIVA	FRECUENCIA RELATIVA ACUMULADA
Axial Flair	0	0	0	0
Axial T1	0	0	0	0
Axial T2	0	0	0	0
Ninguna de las anteriores	25	25	100	100
Todas las anteriores	0	25	0	100
TOTAL	25		100	

Tabla IX: presencia de MHC en Axial Flair, T1 y T2

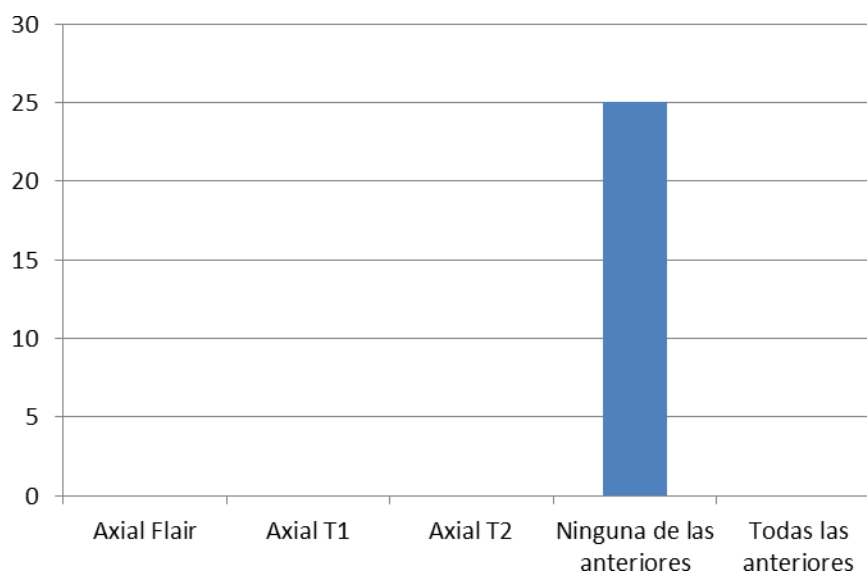


Figura 9: presencia de MHC en Axial Flair, T1 y T2

Se tuvieron en cuenta las secuencias que se utilizan en una resonancia de cerebro de rutina para comprobar si en ellas se pueden hallar microhemorragias.

En el gráfico se puede observar que los 25 participantes de la muestra (100%) no presentan MHC en ninguna de las secuencias (FLAIR, T2 y T1). Esto se debe a que la secuencia FLAIR tiene una alta definición de las variaciones patológicas como lo son los focos isquémicos periventriculares y placas de esclerosis múltiple, y tiene sensibilidad y susceptibilidad limitada para las hemorragias. Las imágenes potenciadas en T2, son útiles para identificar lesiones que contienen agua, por lo tanto permiten observar con mayor definición el edema por presentar alta intensidad, mientras tanto la

grasa se puede ver como una señal de baja intensidad. Las imágenes potenciadas en T1 son valiosas porque permiten la diferenciación entre los diferentes tejidos, brindando detalle de anatomía, y cuando se utilizan en combinación con los medios de contraste de gadolinio, hace que las lesiones se vuelvan más. Estas secuencias no son altamente susceptibles a la hemosiderina.

12. CONCLUSION

Una vez realizado el estudio de investigación del presente proyecto se destaca que la secuencia GRE T2* de RM en un equipo de 1.5 Tesla, es la de mayor susceptibilidad magnética permitiendo la detección de MHC silenciosas, las cuales tienen una frecuente relación con el accidente cerebrovascular hemorrágico, aunque también se puede observar ante un accidente cerebrovascular isquémico, enfermedad de Alzheimer, Angiopatía Amiloide, arteriopatía cerebral autosómica dominante con infartos subcorticales y leucoencefalopatía, entre otras enfermedades de vasos pequeños como hiperleucositosis, malformaciones cavernosas cerebrales. Mediante este trabajo se logró identificar los posibles diagnósticos que predisponen a la formación de depósitos de hemosiderina.

En el 60% de los casos, se evidenciaron lesiones con pérdida de señal en la secuencia GRE T2* correspondientes a MHC que en las demás secuencias utilizadas en el protocolo de rutina no se observaron.

Gracias a esta secuencia es posible determinar ubicación, tamaño y cantidad de las MHC. La obtención de estos hallazgos incidentales en la microvasculatura cerebral es extremadamente valiosa para evitar futuras hemorragias.

Con base en el análisis realizado, se repara que la RM es el método que mayor efectividad tiene para la detección de MHC, especialmente la secuencia analizada GRE T2*, la cual demostró ser altamente certera para la obtención de hallazgos en las que se produce un cambio de señal como resultado de la degradación de la hemoglobina. Si bien la predisposición para desarrollar MHC se relaciona con factores de riesgo como la edad, HTA, tabaquismo y tratamiento anticoagulante. La observación y análisis de casos, demostró que el 13% de la muestra en la que se hallaron MHC silenciosas no tienen relación con dichos factores de riesgo.

A su vez, queda demostrado que el 100% de los médicos radiólogos y neurólogos encuestados conocen las propiedades de dicha secuencia y el total de ellos considera provechosa su utilización, tanto en adultos como en pediátricos, para la obtención de hallazgos relacionados con depósitos de hemosiderina.

Por lo tanto, el empleo de la secuencia GRE T2* en estudios de rutina de cerebro

sería beneficioso porque aporta información adicional, revelando la presencia de MHC, con respecto a las secuencias convencionales en la RM cerebral estándar, por tal motivo se llega a la conclusión de que sería conveniente incluirlo dentro de los protocolos de rutina de estudios cerebrales, para poder prevenir hemorragias.

13. BIBLIOGRAFIA

1. Argentina.gov.ar. (s.f.). Obtenido de <https://www.argentina.gob.ar/salud/glosario/tabaquismo>
2. Bashir, U., & Murphy, A. (2020). *Relajación T2**. Obtenido de permanente:<https://radiopedia.org/articles/16495>
3. Boyano, I., Bravo, N., J. Miranda, P., Gil-Gregorio, J., & Olazarán. (Octubre de 2018). Microhemorragias cerebrales:epidemiología e implicaciones clínicas. *Neurología (edición inglesa)*, 33(8), 515-525.
4. Caton, M. T., & Shenoy, V. S. (10 de 08 de 2021). *StatPearls*. Obtenido de [https://www-ncbi-nlm-nih-gov.translate.goog/books/NBK538144/?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es-419&_x_tr_pto=sc](https://www.ncbi.nlm.nih.gov.translate.goog/books/NBK538144/?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es-419&_x_tr_pto=sc)
5. CG, F. (Septiembre de 2018). Coagulacion Intravascular Diseminada. *HEMATOLOGIA*, 22(Número extraordinario).
6. Gaillard, F., & Jones, J. (2009). *Radiopaedia*. Obtenido de <https://radiopedia.org/articles/6671>
7. Kato, H., Izumiyama, M., Izumiyama, K., Takahashi, A., & Itoyama, Y. (Junio de 2002). *pubmed.gob*. Obtenido de <https://doi.org/10.1161/01.str.0000018012.65108.86>
8. Lafuente, J. M., & Hernández Moreno, L. (s.f.). TÉCNICA DE LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA.
9. Leite, L. T., Takada, P. C., & Grinberg, C. d. (Diciembre de 2009). La angiopatía amiloide cerebral no inflamatoria como causa de demencia rápidamente progresiva: un estudio de caso. *Dement Neuropsychol.*, 3(4), 352-357.
10. Moreno, J., & Hernández, L. M. (s.f.). RM del Sistema Musculo Esqueletico. Madrid.
11. Muro, I., García, A. X., Carrillo, M., Carreras, Fuente, E. d., Aizpún, M. O., . . . Aguirre, C. (2021). Hemorragias cerebrales múltiples secundarias a coagulación intravascular diseminada en un paciente con COVID-19. *Neurologia.com*.
12. Pérez, D. S. (2002). Hipertensión Arterial. En J. H. Pérez, & A. P. Unanua, *Corazón* (págs. 121-129). Everest.
13. Pró, E. A. (Enero 2012). *Pró Anatomía Clínica*. Buenos Aires, Argentina: Editorial Medica Panamericana.
14. Ramírez Moreno, J. M., Gaspar García, E., & Gómez Baquero, M. J. (2011). Microsangrados cerebrales múltiples en paciente con hipertensión mal controlada. Un nuevo marcador de vasculopatía hipertensiva. *Elsevier Doyma* , 108-111.

15. Reyes Melo Isael R, *. C. (marzo-abril de 2010). Microsangrados cerebrales: Identificación y significado clínico-radiológico. *Revista Mexicana de Neurociencias*, 11(2): 168-171.
16. Reyes, M. I., Cuéllar Gamboa, A. L., & Sandoval Carrillo, C. T. (Marzo-Abril de 2010). Microsangrados cerebrales: Identificación y significado clínico-radiológico. *Revista Mexicana de Neurociencias*, 168-171.
17. Rivera, D. M., Puentes, S., & Caballero, L. (2011). Resonancia Magnetica Cerebral: secuencias básicas e interpretación. *Universitas Médicas*, 3(52), 292-306.
18. Romero, C. (2007). Valor diagnostico de la secuencia GRE en lesiones cerebrales secundarias a Coagulación Intravascular Diseminada. *Diagnostico Journal*(176).
19. Thibodeau, P. (2013). *Anatomía y Fisiología*. Barcelona, España: Elsevier.
20. Trejo, C. I. (2004). Anticoagulantes: Farmacología, mecanismos de acción y usos clínicos. *Cuadernos de Cirugía*, 83-90.
21. Yates, P., Villemagne, V., Ellis, K., Desmond, P., Masters, C., & Rowe, C. (2014). Microhemorragias cerebrales: una revisión de las asociaciones clínicas, genéticas y de neuroimagen. *Frontiers in Neurology*, 205.
22. Yousem, R. I., & Grossman, D. M. (2007). Neurorradiología. En R. I. Yousem, & D. M. Grossman, *Neurorradiología* (págs. 7-24; 208-238). Madrid, España: Marban Libros.

14. ANEXO I

14.1. Matriz de variables

14.1.1. Encuesta a profesionales

VARIABLES	TIPO	INDICADORES
<i>Profesión en la que se especializa</i>	CUALITATIVA NOMINAL DICOTOMICA	• Médico Radiólogo • Neurólogo
<i>Sexo</i>	CUALITATIVA NOMINAL DICOTOMICA	• Femenino • Masculino
<i>Edad</i>	CUANTITATIVA CONTINUA	• 30-39 años • 40-49 años • 50-59 años • Más de 60 años
<i>Antigüedad en la Profesión</i>	CUANTITATIVA CONTINUA	• 1 a 4 años • 5 a 9 años • 10 a 14 años • Más de 15 años
<i>Frecuencia en la que realiza actualizaciones</i>	CUANTITATIVA NOMINAL POLITOMICA	• 1 o 2 veces al año • Más de 2 anuales • No realizo
<i>Secuencia de mayor utilidad diagnóstica para la detección de depósitos de hemosiderina en resonador de 1.5 Tesla</i>	CUANTITATIVA NOMINAL POLITOMICA	• Axial Difusión • Axial Flair • Axial T1 • Axial Secuencia Eco de Gradiente T2 (GRE T2*)

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

<i>Utilidad de la secuencia GRE T2* para obtener hallazgos</i>	CUALITATIVA NOMINAL POLITOMICA	• Sí • No • Según los síntomas y antecedentes
<i>Estudios sugeridos para control de hemorragias en pediatría</i>	CUALITATIVA NOMINAL POLITOMICA	• Tomografía Computada • RM cerebro simple con secuencia Axial GRE T2* • RM cerebro con contraste

14.1.2. Modelo de análisis de documentos/casos

VARIABLES	TIPO	INDICADORES
<i>Edad</i>	CUANTITATIVA CONTINUA	• 1-21 años • 30-49 años • 50-69 años • 70 o más años
<i>Sexo</i>	CUALITATIVA NOMINAL	• Femenino • Masculino
<i>Tipos de lesiones observada en la secuencia GRE T2*</i>	CUALITATIVAS NOMINAL POLITOMICA	• Ovoides o redondeadas • Puntiformes • Amorfas • No se evidencian lesiones

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

<i>Tamaño de las lesiones</i>	CUANTITATIVA CONTINUAS	• 2-10 mm. • 11 a 15 mm • No se evidencian lesiones
<i>Ubicación de las MHC</i>	CUALITATIVA NOMINAL POLITOMICA	• Región profunda en los ganglios basales e Infratentorial • Ambos hemisferios • Periférica cortical o lobar • No se evidencian lesiones
<i>Lesiones observadas en la secuencia GRE T2*</i>	CUALITATIVA NOMINAL	• Lesiones con pérdida de señal • No se visualizan lesiones
<i>Cantidad de lesiones observadas en la secuencia GRE T2*</i>	CUANTITATIVA CONTINUA	• 1 o 2 • Entre 3 y 10 • Múltiples imágenes • No se evidencian lesiones
<i>Factores de Riesgo</i>	CUALITATIVA NOMINAL	• HTA • Tratamiento Anticoagulante • Tabaquismo • HTA y tabaquismo • Edad • Ninguno de los anteriores
<i>Se observan MHC en algunas de las siguientes secuencias</i>	CUALITATIVA NOMINAL	• Axial Flair • Axial T1 • Axial T2 • Ninguna de los anteriores • En todas las anteriores

15. ANEXO II

15.1. Modelo de recolección de datos

15.1.1. Encuesta a profesionales

Fecha:/...../2021

1-Profesión en la que se especializa

- ☐ Médico Radiólogo
- ☐ Neurología

2- Sexo

- ☐ Femenino
- ☐ Masculino

3-Edad

- ☐ 30-39 años
- ☐ 40-49 años
- ☐ 50-59 años
- ☐ Más de 60 años

4- Años de antigüedad en los que ejerce la Profesión

- ☐ 1 a 4 años
- ☐ 5 a 9 años
- ☐ 10 a 14 años
- ☐ Más de 15 años

5- Con qué frecuencia realiza actualizaciones?

- ☐ 1 o 2 veces al año
- ☐ Más de 2 anuales
- ☐ No realizo

6- Qué secuencia le es de mayor utilidad diagnóstica para detectar depósitos de hemosiderina en un resonador de 1.5 Tesla?

- ☐ Axial Difusión
- ☐ Axial Flair
- ☐ Axial T1
- ☐ Axial Secuencia de eco de gradiente T2 (GRE T2*)

7- Considera apropiado el empleo de la secuencia GRE T2* para la obtención de hallazgos radiológicos en una RMN de cerebro simple?

- ☐ Sí
- ☐ No
- ☐ Según los síntomas y antecedentes

8- En pediatría, para el seguimiento o control de una patología de origen hemorrágico, qué estudio considera que es más apropiado realizar?

- ☐ Tomografía Computada
- ☐ RM cerebro simple con secuencia Axial GRE T2*
- ☐ RM cerebro con contraste

15.1.2. Estudios/Casos

1- Edad

- ☐ 1-21 años
- ☐ 30-49 años
- ☐ 50-69 años
- ☐ 70 o más años

2- Sexo

- ☐ Femenino
- ☐ Masculino

3- Lesiones observadas en la secuencia GRE T2*

- ☐ Lesiones con pérdida de señal
- ☐ No se visualizan lesiones

4- Tipos de lesiones observadas en la secuencia GREE T2*:

- ☐ Ovoides o redondeadas
- ☐ Puntiformes
- ☐ Amorfas
- ☐ No se evidencian lesiones

5- Tamaño de las lesiones

- ☐ 2 a 10 mm.
- ☐ 11 a 15 mm
- ☐ No se evidencian lesiones

6- Ubicación de las MHC

- ☐ Región profunda en los ganglios basales
- ☐ Ambos hemisferios
- ☐ Periférica cortical o lobar
- ☐ No se evidencian lesiones

7- Cantidad de lesiones observadas en la secuencia GRE T2*

- ☐ 1 o 2
- ☐ Entre 3 y 10
- ☐ Múltiples imágenes
- ☐ No se evidencian lesiones

8- Tiene algunos de los siguientes factores de Riesgo

- ☐ HTA
- ☐ Tratamiento Anticoagulante
- ☐ Tabaquismo
- ☐ HTA y tabaquismo
- ☐ Edad
- ☐ Ninguno de los anteriores

9- Se observan MHC en algunas de las siguientes secuencias?:

- ☐ Axial Flair
- ☐ Axial T1
- ☐ Axial T2
- ☐ Ninguna de los anteriores
- ☐ En todas las anteriores

16. ANEXO III

16.1. Matriz de Resultados

16.1.1. Encuesta a profesionales

Profesional N°	Especialidad	Sexo	Edad	Antigüedad profesional	Frecuencia de Actualizaciones	Secuencia que detecta hemosiderina	Utilidad de la secuencia GRE T2 en hallazgos	En pediatría, tipo de estudio para control de hemorragia cerebral
1	Médico Radiólogo	F	30-39 Años	10-14 años	1-2 veces al año	Axial Eco de Gradiente	Según los síntomas y antecedentes	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
2	Médico Radiólogo	M	30-39 Años	1-4 años	1-2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Según los síntomas y antecedentes	Tomografía Computada Sin contraste
3	Médico Radiólogo	F	30-39 Años	1-4 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Según los síntomas y antecedentes	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
4	Neurología	F	30-39 Años	5-9 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro con contraste E.V.
5	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	10-14 años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
6	Médico Radiólogo	F	30-39 Años	1-4 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
7	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	5-9 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Según los síntomas y antecedentes	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
8	Médico Radiólogo	M	30-39 Años	5-9 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro sim con secuencia

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

								GRE T2*
9	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	10-14 años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro con contraste E.V.
10	Médico Radiólogo	M	30-39 Años	5-9 años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
11	Neurología	M	50-59 Años	Más de 15 Años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Según los síntomas y antecedentes	Tomografía Computada sin contraste E.V.
12	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	10-14 años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
13	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	10-14 años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
14	Médico Radiólogo	M	40-49 Años	10-14 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
15	Médico Radiólogo	M	Más de 60 años	Más de 15 Años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
16	Médico Radiólogo	M	30-39 Años	5-9 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	Tomografía Computada sin contraste E.V.
17	Neurología	M	40-49 Años	10-14 años	Más de 2 Anuales	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*
18	Neurología	M	Más de 60 años	Más de 15 Años	1 o 2 veces al Año	Axial Eco de Gradiente	Sí	RMN cerebro simple con secuencia GRE T2*

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

16.1.2. Estudios/Casos

E S T U D I O	S e x o	E D A D	Lesiones observadas en la secuencia GRE T2*	Tipos de lesiones	Ubicación de las MHC	Tamaño de las lesiones	Cantidad de lesiones observadas en la secuencia GRE T2*	Factores de Riesgo	Presencia de MHC en secuencia Axial Flair, T1o T2
1	F	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o Redondeada	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Entre 3 y 10	Edad	Ninguna de las anteriores
2	M	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o Redondeada	Periférica o Lobar	2-10mm.	Múltiples Imágenes	Tto Anticoa- gulante	Ninguna de las anteriores
3	M	50- 69 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeada	Región profunda de los ganglios basales	2-10 mm.	Entre 3 y 10	HTA	Ninguna de las anteriores
4	M	1-21 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Ambos hemisferios	2-10 mm.	1 o 2	Ninguno de los anteriores	Ninguna de las anteriores
5	F	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Múltiples Imágenes	Tto Anticoa- Gulante	Ninguna de las anteriores
6	F	30- 49 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Ambos hemisferios	2-10 mm.	Múltiples Imágenes	HTA y tabaquismo	Ninguna de las anteriores
7	M	50- 69 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Región profunda en los ganglios basales	2-10 mm.	1 o 2	HTA y Taba- Quismo	Ninguna de las anteriores
8	F	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Región profunda en los ganglios basales	2-10mm.	Entre 3 y 10	Edad	Ninguna de las anteriores
9	M	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Múltiples Imágenes	Tto anticoa- Gulante	Ninguna de las anteriores

**VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES**

10	F	50-69 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Región profunda en los ganglios basales	2-10 mm.	Entre 3 y 10	HTA y tabaquismo	Ninguna de las anteriores
11	F	1-21 años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Periférica o lobar	2-10 mm.	1 o 2	Ninguno de los anteriores	Ninguna de las anteriores
12	F	50-69 Años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Región profunda de los ganglios basales	2-10 mm.	1 o 2	HTA	Ninguna de las anteriores
13	F	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o Redondeada	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Entre 3 y 10	Edad	Ninguna de las anteriores
14	M	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o Redondeada	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Múltiples Imágenes	Tto Anticoagulante	Ninguna de las anteriores
15	M	50-69 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	HTA	Ninguna de las anteriores
16	M	50-69 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	HTA	Ninguna de las anteriores
17	M	1-21 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	Ninguno de los anteriores	Ninguna de las anteriores
18	F	70 o más años	Lesiones con pérdida de señal	Ovoides o redondeadas	Periférica o Lobar	2-10 mm.	Múltiples Imágenes	HTA y tabaquismo	Ninguna de las anteriores
19	F	30-49 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	Tabaquismo	Ninguna de las anteriores
20	F	30-49 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	Tabaquismo	Ninguna de las anteriores
21	M	50-69 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	HTA	Ninguna de las anteriores
22	M	1-21 Años	No se visualizan	No se evidencian	No se evidencian	No se evidencian	No se evidencian	Ninguno de los	Ninguna de las anteriores

VALORACIÓN DE LA RESONANCIA MAGNETICA EN LA DETECCIÓN DE
MICROHEMORRAGIAS CEREBRALES

			lesiones	lesiones	lesiones	lesiones	lesiones	anteriores	
23	F	70 o más años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	Edad	Ninguna de las anteriores
24	F	30-49 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	HTA	Ninguna de las anteriores
25	F	30-49 Años	No se visualizan lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	No se evidencian lesiones	Tabaquismo	Ninguna de las anteriores