

Ventajas del uso de secuencias 3D de resonancia magnética VS. Secuencias 2D spin-echo. Reporte de Caso

Autores: Yasmany Martin Arias¹ *, Zenaida Milagros Hernández-Díaz², Tania de la Paz Bermúdez³, Armando Abreu Duque⁴, Daymi Orta Izquierdo⁵.

¹ Licenciado en Imagenología y Radio física Médica*, email

yasmanymartin91@gmail.com. <https://orcid.org/0000-0001-7633-2309>

² Dra. Especialista en Imagenología. MSc. zenaidamilagros68@gmail.com.

<https://orcid.org/0000-0001-6880-4433>

³ Dra. Especialista en Imagenología. MSc. taniadelapazbermudez@gmail.com.

<https://orcid.org/0000-0002-4464-4110>

⁴ Ingeniero Informática, email: aduque@neuro.ciren.cu. [https://orcid.org/0000-](https://orcid.org/0000-0001-9159-8009)

[0001-9159-8009](https://orcid.org/0000-0001-9159-8009)

⁵ Licenciada en Enfermería. Email: dorta@neuro.ciren.cu.

^{1,2,3,4,5} Departamento de Medios diagnósticos del Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN), La Habana, Cuba.

*Autor para correspondencia, email: yasmanymartin91@gmail.com

Resumen

La resonancia magnética de alto campo es imprescindible para el diagnóstico de las enfermedades desmielinizantes y tumores del sistema nervioso. Objetivo: demostrar diferencias y ventajas de las secuencias 3D (tridimensionales) T1 MPRAGE (magnetization-prepared rapid gradient-echo), T2- SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flipangle Evolutions) y FLAIR SPACE vs. las secuencias 2D (bidimensionales) spin-echo (SE) pre y post contraste en el diagnóstico y seguimiento de las lesiones desmielinizantes, a través del reporte de una paciente con Esclerosis Múltiple (EM), que concomitantemente presentó un Meningioma. El estudio se realizó en equipo SIEMENS de 1.5T, secuencias 2D T1 y T2 SE, secuencias 3D MPRAGE T1, 3D SPACE T2 y FLAIR y contrastada T1 turbo-SE y T1 MPRAGE. Concluimos que las secuencias 3D son superiores a las 2D en el estudio de

pacientes con EM y con tumores. Brindan la posibilidad de obtener los tres planos principales de imágenes, a 1mm de grosor, buena resolución en un tiempo favorablemente corto. Permite visualizar lesiones desmielinizantes menores de 5 mm, evaluar, contabilizar y calcular el volumen de las placas y del tumor con mayor precisión. La secuencia 3D T1 MPRAGE tiene mayor contraste sustancia gris-blanca y diferenciación del parénquima normal y patológico que la 2D T1 TSE. La secuencia 3D T1 MPRAGE permite estudiar la vascularización del tumor, su relación con los vasos, senos venosos, parénquima cerebral, meninges, diploe, y el tipo de realce de las placas activas y del tumor.

Palabras clave: Resonancia magnética, secuencias 3D, 3D T1 MPRAGE, 3D T2 SPACE, 3D FLAIR SPACE, Spin-eco 2D, T1-TSE, Esclerosis Múltiple, Meningioma, T1 magnetization-prepared-rapid-gradient-echo post contraste.

Introducción

La Resonancia Magnética (RM) ha logrado establecerse como una herramienta muy valiosa para el diagnóstico de enfermedades neurológicas, neuroquirúrgicas y en la investigación de las neurociencias en general (1). Resonancia magnética nuclear es un fenómeno físico donde los núcleos atómicos con un número impar de protones y neutrones (específicamente el núcleo de hidrógeno con un solo protón), al ser sometidos a un campo magnético y estimulado mediante pulsos de radiofrecuencia absorben energía. Una vez que cesa la radiofrecuencia, los núcleos atómicos devuelven la energía absorbida. Esta liberación energética induce una señal eléctrica que es recogida en una antena receptora, con la que se puede obtener una imagen de resonancia magnética (IRM) (2).

A través de los años la tecnología médica ha evolucionado desde modelos de resonancia de bajo campo (0.2T-0.5T) a equipos de alto campo (1.5 T, 3T, 7T) con la ventaja de una mejor relación señal-ruido de las imágenes, por tanto, mayor resolución espacial y reducción del tiempo de exploración (3). La Resonancia Magnética, en especial la de alto campo es imprescindible para el diagnóstico de las enfermedades del sistema nervioso. Sus ventajas sobre otros métodos de

imágenes están dadas por su capacidad multiplanar, al obtener cortes en cualquier plano del espacio, con elevada resolución de contraste. Provee excelente detalle y caracterización de los tejidos, logrando diferenciar las estructuras anatómicas de las patológicas y no utiliza radiaciones ionizantes. Es la técnica de imagen que tiene mayor sensibilidad y especificidad y en ocasiones la única capaz para detectar lesiones parenquimatosas como las pequeñas placas en la esclerosis múltiple (EM) (4), displasias corticales en la epilepsia y metástasis pequeñas (5, 6) por mencionar algunas. Los agentes de contraste también juegan un papel importante en la detección y caracterización de lesiones intracraneales con especial énfasis en las enfermedades desmielinizantes y neoplásicas, así como en las infecciosas- inflamatorias, y las anomalías vasculares (7, 8). Lo que unido a la información que brindan las secuencias funcionales como la difusión, espectroscopia y la perfusión, convierten a la resonancia en una elección preferencial sobre otros equipos que al igual utilizan la imagen médica para diagnóstico (1).

Las secuencias estructurales pueden ser bidimensionales (2D) o tridimensionales (3D), las 2D spin- eco, T1, T2 y densidad protónica son las básicas de cualquier equipo. Las secuencias 3D dentro de ellas, MPRAGE y SPACE son secuencias más recientemente desarrolladas para detectar pequeñas lesiones encefálicas por proporcionar una alta resolución espacial (7). Se realizó este trabajo con el objetivo de demostrar a través del reporte de un caso, las diferencias y ventajas de las secuencias tridimensionales T1 MPRAGE pre y post contraste, T2- SPACE y FLAIR SPACE sobre las secuencias bidimensionales spin-echo en el diagnóstico y seguimiento de las lesiones desmielinizantes.

Observación clínica

Paciente femenina de 29 años de edad que acude al Centro Internacional de Restauración Neurológica por presentar cefalea hemicránea izquierda y cuadros agudos de síntomas neurológicos recurrentes que se recuperan espontáneamente en varias semanas, desde hace aproximadamente 2 años. Es examinada por un

especialista en neurología el que sospechó clínicamente una esclerosis múltiple y le indicó resonancia magnética simple y contrastada.

El escáner se realizó en resonador de alto campo MAGNETOM SIEMENS Aera de 1.5 Tesla (T). Se aplicó el protocolo para el estudio de enfermedades desmielinizantes que incluye estudio de cráneo, columna cervical y dorsal. El estudio de cráneo tiene una duración de 20.09 minutos, las secuencias empleadas fueron: T2-space (figura 1 A-C), T1 – MPRAGE (figura 1 D-F), T2-space-dark fluid (figura 1 G-I y figura 2), dichas secuencias son 3D, cuya adquisición principal es en corte sagital a 1 mm y simultáneamente el equipo realiza reconstrucciones automáticas axiales y coronales, todas con un grosor de 1 mm. Además, se le realizó secuencias de difusión para detectar lesiones agudas que restringieran la difusión, las cuales no fueron encontradas y SWI (susceptibility-weighted imaging) para descartar restos de hemosiderina por otras causas. El estudio de columna cervical y dorsal incluyó secuencias de mielografía coronal y sagital, así como, T2, T1, STIR sagital y T2-axial con una duración de 10.47 minutos. El examen de cráneo y columna duró en total 30.56 minutos. También se realizaron secuencias spin eco T1, T2 y FLAIR (Fluid Atenuated Inversión Recovery). Además, se adquirieron secuencias 2D spin echo, T1, T2 y FLAIR para poder demostrar las diferencias entre las secuencias tridimensionales mencionadas y las bidimensionales. Previamente se le informó a la paciente, la cual dio su consentimiento informado por escrito para realizar el estudio propuesto.

En la RM encefálica se observaron múltiples lesiones desmielinizantes ovoideas periventriculares, subcorticales (figura 1) y yuxtacorticales (figura 2) en ambos hemisferios cerebrales, no presentó placas infratentoriales, pero en médula espinal cervical se evidenciaron dos lesiones excéntricas de aproximadamente 1 cm de longitud, localizadas en el cordón posterior y lateral izquierdo. Las placas desmielinizantes se muestran hipertensas en T2 y FLAIR e hipointensas en T1 ya sea en fase aguda, subaguda o crónica (figura 1).

Como hallazgo radiológico adicional, se detectó una lesión ocupante de espacio extra-axial sólida en región frontoparietal izquierda, en contacto con la duramadre

de la pared lateral izquierda del seno sagital superior y con la tabla interna del diploe, asociada a edema vasogénico intra-axial todo lo cual produjo efecto de masa sobre el ventrículo lateral izquierdo al cual comprimía.

Se administraron 15 mililitros de Gadolinio por vía intravenosa, para detectar las lesiones activas de esclerosis múltiple y definir la vascularización, relación del tumor con los vasos y senos venosos y tipo de realce de contraste de las lesiones intracraneales. Luego de administrado el contraste, se le repitieron las secuencias 2D T1-TSE y la T1 MPRAGE.

La secuencia 2D T1-TSE empleada tiene un grosor de corte 5mm, total de 20 imágenes, orientación transversal, tiempo de repetición (TR) de 550 ms y tiempo de echo (TE) de 8,9 ms, duración de adquisición de 3:50 min, pero solo plano axial. Mientras que, la secuencia T1 MPRAGE tiene un grosor de corte 1mm, total de 45 imágenes, orientación sagital, tiempo de repetición (TR) de 2200 ms y tiempo de echo (TE) de 2,57 ms, duración de adquisición de 4:30 min, con reconstrucción multiplanar automatizada en los planos axial/ transversal y coronal.

Con la inyección intravenosa (IV) de gadolinio las placas en fase aguda realzaron, algunas en anillo incompleto (figuras 3 A-B y 4 A-C), anillo completo (figuras 3C y 4D) y nodular (figuras 3D y 4 E-H). Las de la médula espinal no realzaron con el contraste. El realce del tumor fue homogéneo, la dura vecina también realzó, signo de la cola dural, el tumor no invade el seno dural, ni engruesa la cortical vecina. Se concluyó como una lesión con características benignas en posible relación con un meningioma (figuras 5 y 6).

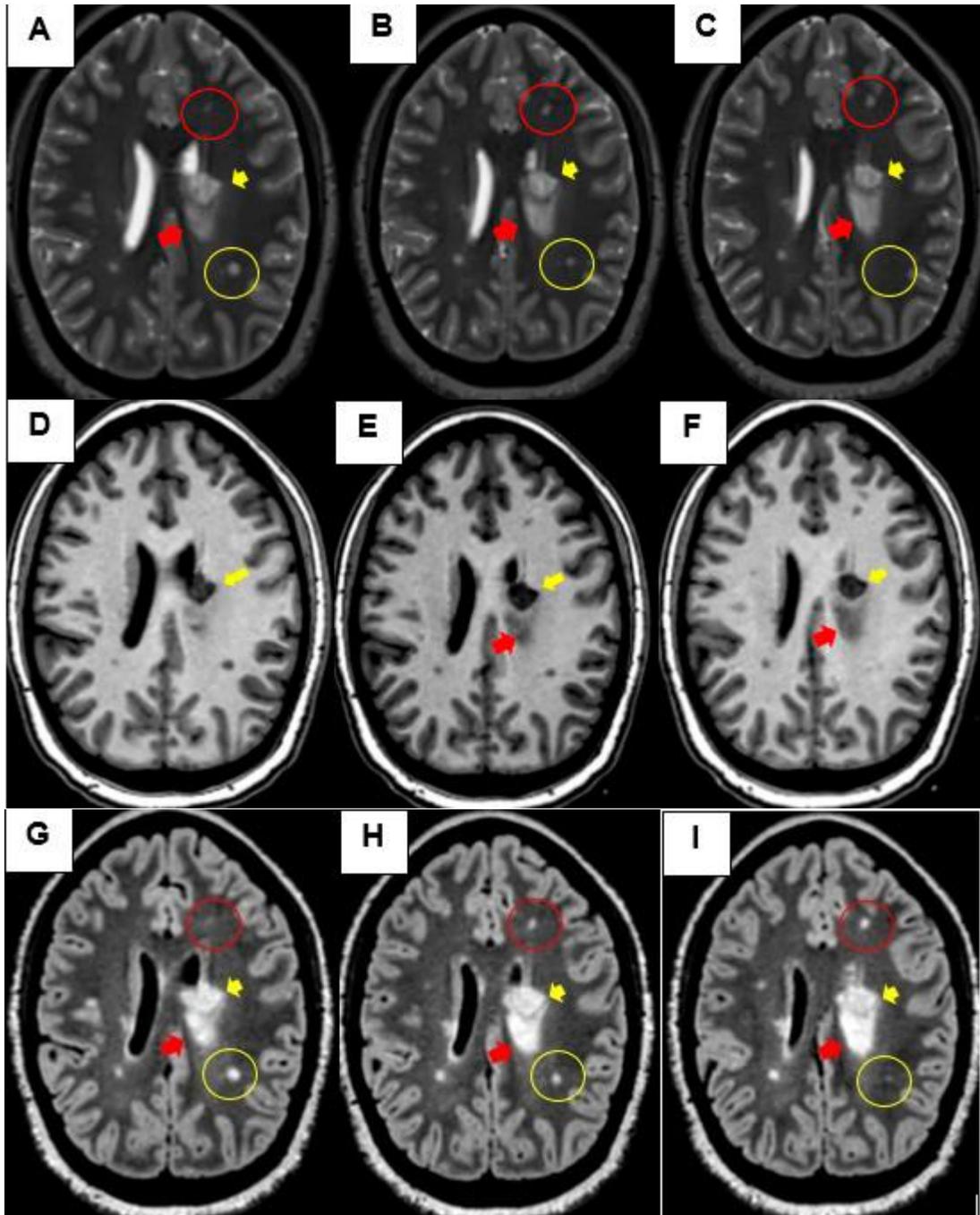


Figura 1: A-I, Imágenes de resonancia magnética tridimensionales, en reconstrucción axial a 1mm. A-C secuencia T2 3D- SPACE, de la D-F secuencia T13D- MPRAGE y G-I secuencia FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) 3D-SPACE. Se observan múltiples lesiones subcorticales y periventriculares, las cuales se muestran hiperintensas en FLAIR y T2 e hipointensas en T1. La flecha amarilla señala placa desmielinizante, periventricular de 0.7cm de diámetro, se observó en 7 cortes consecutivos (solo 3 mostradas). La flecha roja señala edema intra-axial que produce compresión y colapso parcial sobre el ventrículo lateral

izquierdo secundario a tumor no mostrado. Los círculos rojos y amarillos, destacan placas desmielinizantes subcorticales pequeñas en T2 (A-C) y FLAIR (G-I) que no se mostraron en las secuencias bidimensionales spin-echo, por medir solo 3 mm, debe observarse que en A y en G la lesión dentro del círculo rojo apenas se visualiza, al igual que la lesión dentro del círculo amarillo en C e I. Lo que indica que los cortes a 5 mm por debajo A y G o por encima de C e I dejarían de mostrar dichas lesiones.

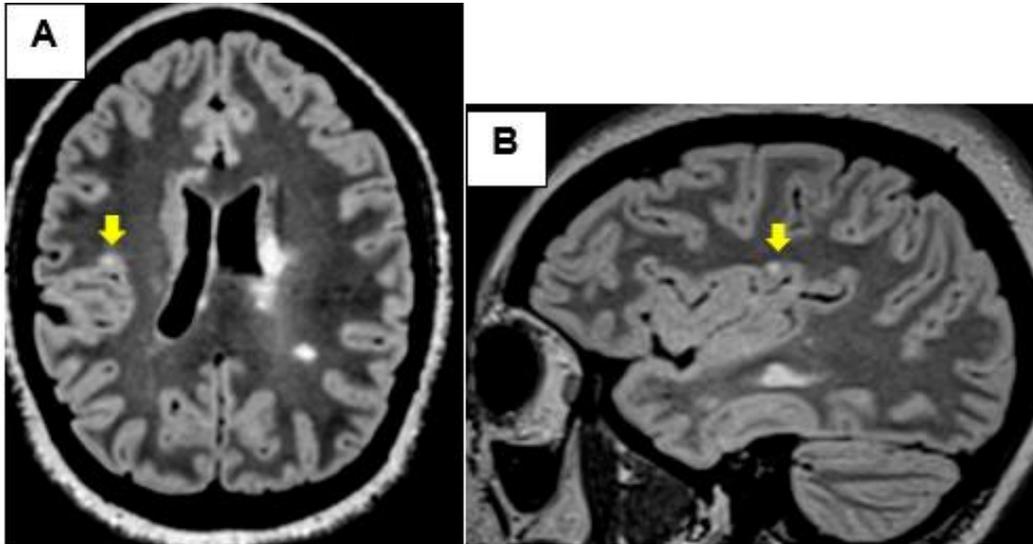


Figura 2 A-B: imágenes de resonancia magnética, secuencia 3D FLAIR. En A, reconstrucción axial y B, corte sagital. Lesión desmielinizante yuxtacortical de 3 mm (flecha amarilla) hiperintensa en FLAIR.

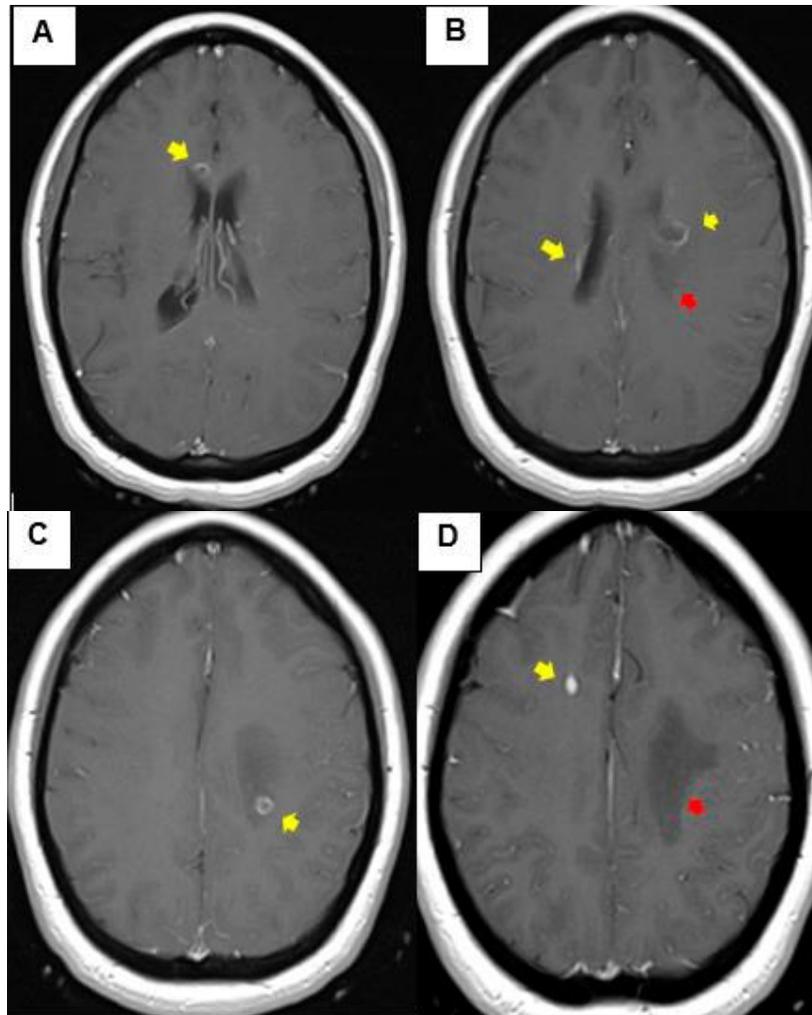
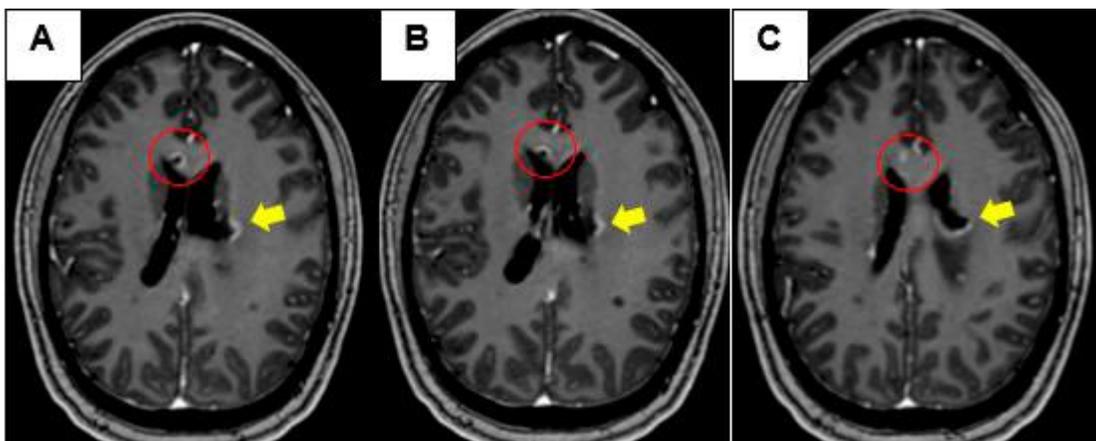


Figura 3: A-D, Resonancia magnética, secuencia T1-TSE (turbo spin echo) contrastada en corte transversal, donde se observan lesiones desmielinizantes en fase aguda, periventriculares y subcorticales. Captación: en anillo incompleto en A y B, anillo completo en C y nodular D (flechas amarillas). Edema vasogénico intra-axial (flecha roja) por meningioma no mostrado.



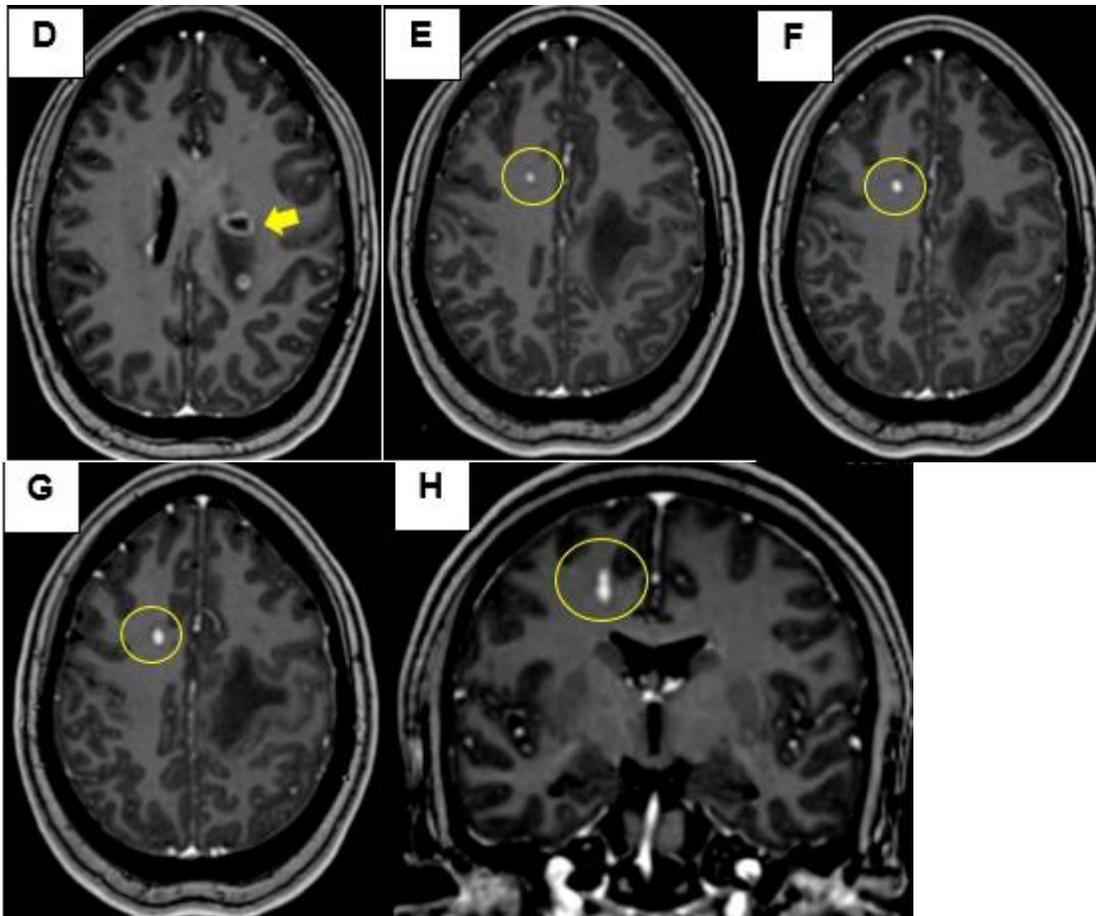


Figura 4 A-H, Resonancia magnética, secuencia tridimensional (3D) T1-MPRAGE contrastado en plano transversal (A-G) y coronal (H), que muestran lesiones desmielinizantes en fase aguda periventriculares y subcorticales. Lesión en rodilla del cuerpo calloso (círculo rojo) se visualiza en 6 cortes consecutivos (solo se muestran 3), con realce en anillo incompleto. De la imagen A-C, las flechas amarillas señalan placa periventricular izquierda en tres cortes también con realce en anillo incompleto, sin embargo, en D (imagen a solo 1 mm por encima de C) el realce se muestra como anillo completo (flecha amarilla), lo cual puede confundir y contarse como otra placa desmielinizante si no se tienen las secuencias de imágenes consecutivas a 1 mm. Además, en D se muestra otra placa con realce en anillo completo de localización posterior a la placa antes señalada, dicha placa se mostró en la secuencia 2D T1 TSE. De la imagen E a la G (círculos amarillos) se observa una lesión desmielinizante con realce nodular que en la reconstrucción coronal en H se muestra su profundidad lo que permite estimar o calcular el volumen de las lesiones con precisión. Todas las lesiones descritas solo se vieron una vez en las secuencias 2D T1- turbo spin- echo (figura 3).

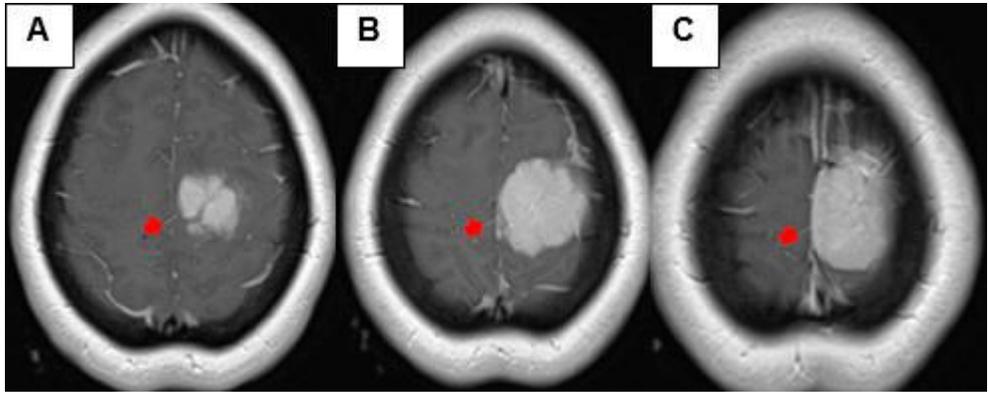
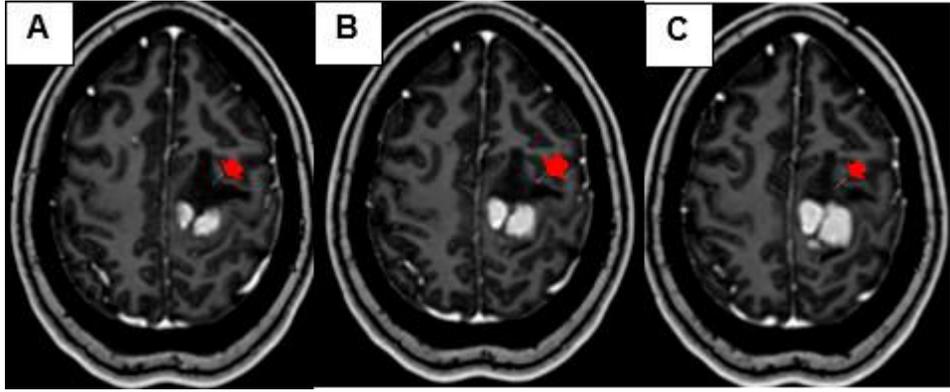


Figura 5: A-C secuencia T1 –turbo spin-echo, se observa meningioma frontoparietal izquierdo, en solo 3 cortes consecutivos (flechas rojas), que provoca edema vasogénico intra-axial.



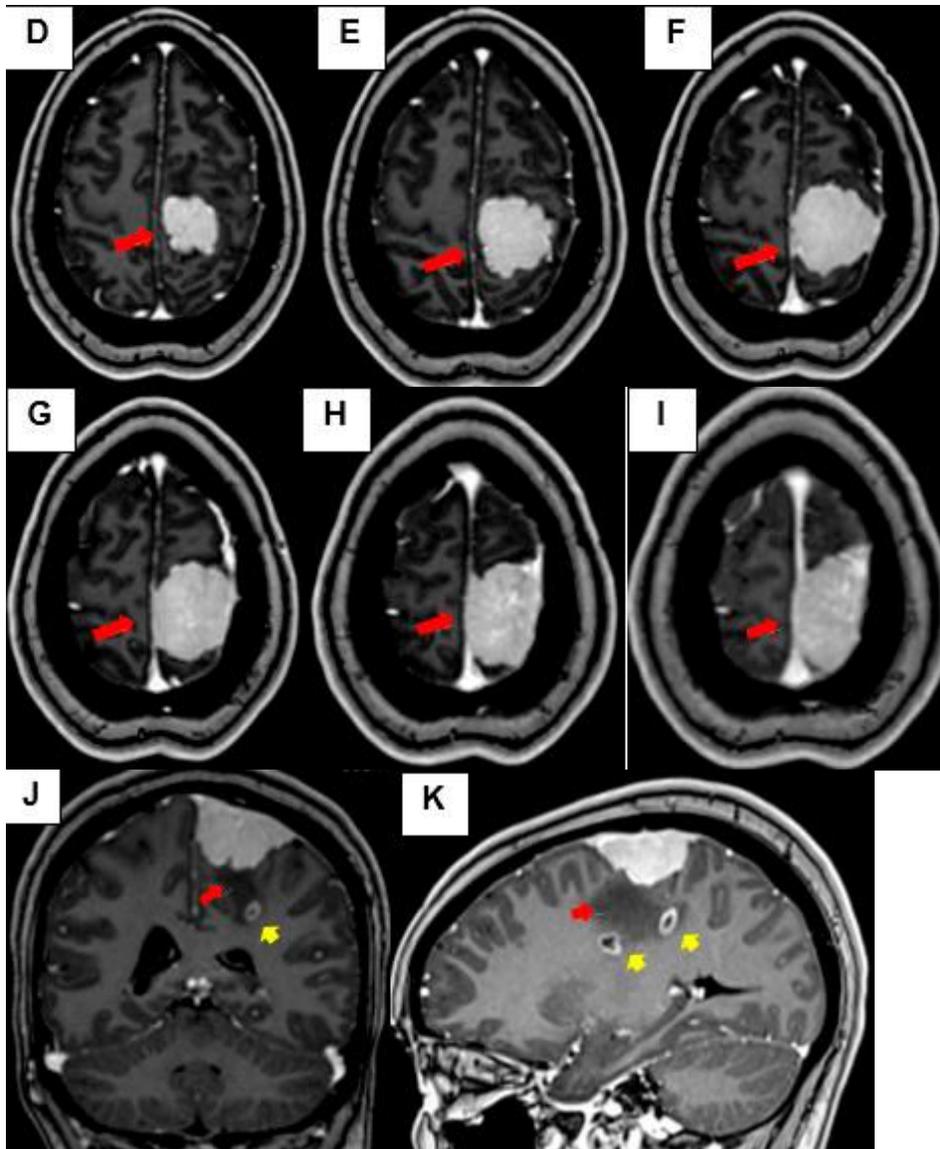


Figura 6 A-K muestra 9 de los 13 cortes donde se observa el meningioma. Secuencia T1 tridimensional contrastada. De la A-I reconstrucción axial, coronal (J), y corte sagital (K). Muestra lesión ocupante de espacio extra-axial frontoparietal izquierda con realce homogéneo y edema vasogénico intra-axial asociado (flechas rojas cortas) que produce efecto de masa sobre el ventrículo ipsilateral al cual comprime y colapsa parcialmente (J).

Comentarios:

Las imágenes tridimensionales generalmente se adquieren como cortes milimétricos (1mm) o submilimétricos que se pueden reconstruir en otros planos, lo que mejora la detección de pequeñas lesiones en el parénquima cerebral en comparación con las imágenes 2D SE (9). Específicamente, las imágenes

ponderadas en T1 MPRAGE tienen un excelente contraste entre la sustancia gris y blanca porque el contraste de T1 aumenta al aplicar un pulso de inversión no selectivo de 180 ° antes de la adquisición de datos, esperándose un cierto tiempo de inversión para maximizar la diferencia en la intensidad de la señal entre ellas(10). Mientras que, el contraste del parénquima cerebral en la adquisición 2D SE disminuye debido a que el pulso de radiofrecuencia con ancho de banda más estrecho reduce preferentemente el efecto de transferencia de magnetización. Estos factores dan como resultado un contraste T1 superior de MPRAGE que en SE (11-13) .

A la paciente del reporte actual se le diagnosticaron dos enfermedades después de realizada la resonancia de alto campo, una esclerosis múltiple y un meningioma. El tumor fue operado satisfactoriamente después de lo cual mejoró la cefalea. Está recibiendo tratamiento para la esclerosis múltiple, con mejoría clínica.

La esclerosis múltiple es una enfermedad desmielinizante crónica, autoinmune e inflamatoria que afecta al sistema nervioso central. Constituye la principal causa de discapacidad neurológica no traumática entre los adultos jóvenes. Es más frecuente en mujeres (3 de cada 4 personas afectadas) entre 20-40 años. La causa real se desconoce, el sistema inmunológico ataca la mielina dañando los axones y por tanto la transmisión del impulso nervioso. Para su diagnóstico es imprescindible demostrar los criterios actualizados de McDonald del 2017 de diseminación en espacio y tiempo de las lesiones desmielinizantes por resonancia magnética de alto campo (14-16).

La diseminación en espacio se demostró en la paciente por presentar varias lesiones hiperintensas en T2 y FLAIR- T2 observadas tanto en secuencias 2D SE como en las 3D T2 SPACE y FLAIR SPACE en ambos hemisferios cerebrales, la mayoría se localizaron en regiones periventriculares (n=5), estas se disponían perpendiculares al eje mayor de los ventrículos. Además, presentó otra placa en cuerpo calloso y dos yuxtacorticales, no se identificaron lesiones intracorticales. Todas las lesiones intracraneales fueron supratentoriales y dos en médula espinal

cervical. La localización subcortical no es de las cuatro típicas (periventricular, cortical/ yuxtacortical, infratentorial y espinal) incluidas en los criterios de McDonald para el diagnóstico de la esclerosis múltiple(17) pues la enfermedad cerebral de pequeño vaso asociado a factores de riesgo cardiovasculares es frecuente en estas regiones (18). No obstante, reportamos que cinco lesiones desmielinizantes se encontraron en la sustancia blanca subcortical, dos de ellas realzaron con el contraste. En las secuencias tridimensionales se detectaron mayor número de lesiones que en las 2D. Las lesiones de 3mm (n=4) se observaron en las secuencias 3D y no en las 2D. Mostrando las ventajas de las secuencias 3D sobre las 2D.

La diseminación en el tiempo se demostró por la presencia simultánea de lesiones que reforzaron con gadolinio (agudas) y otras que no reforzaron, tanto en secuencias T1 MPRAGE y T1 TSE. En ambas secuencias T1 se encontraron varias lesiones muy hipointensas que no realzaron con el contraste que recuerdan los agujeros negros por pérdida axonal y neuronal a este nivel, hablando de cronicidad por brotes pasados (17). Al ser este estudio la primera resonancia que se le realiza, no se puede comparar con estudios previos, aunque la enfermedad aparentemente comenzó hace aproximadamente 2 años. Las lesiones agudas realzaron después de la inyección de contraste, estaban localizadas en cuerpo calloso, periventricular y subcortical. Para demostrar las lesiones intracorticales los investigadores sugieren realizar secuencias específicas como doble IR (inversión recuperación). (19)

Los meningiomas son los tumores primarios del sistema nervioso central (SNC) más comunes, representan el 36.4% de todos los tumores, seguidos por los gliomas que constituyen el 27%. Sin embargo, se sabe que las metástasis son el 50% de todas las neoplasias intracraneales (20). La Organización mundial de la salud en el 2016 actualizó la clasificación de los tumores del SNC de acuerdo no solamente con el tipo histológico, sino que también utiliza marcadores moleculares de citodiferenciación (21).

La técnica de neuroimagen más sensible y específica para el diagnóstico de los tumores es la resonancia contrastada. En el presente reporte el meningioma de aproximadamente 4 cm en sus máximos diámetros, con edema vasogénico asociado, se observó ampliamente en todas las secuencias realizadas, siendo más evidentes en las secuencias contrastadas, T1 –TSE y T1- MPRAGE por su característica de realzar intensamente con el contraste. La secuencia 3D T1 MPRAGE permitió el estudio detallado del tumor en toda su extensión a la vez que facilitó la planificación quirúrgica de la lesión.

En el caso de los meningiomas la TAC contrastada también tiene alta sensibilidad en el diagnóstico de este tipo de tumor; al igual en las secuencias T1 de las IRM, los meningiomas, de localización extra-axial, realzan intensamente con el contraste yodado generalmente de forma homogénea, la duramadre vecina también realza (signo de la cola dural), pueden presentar calcificaciones y producir hiperostosis del diploe vecino, en dado caso se observan fácilmente con la TAC, estos hallazgos radiológicos con frecuencia acompañan al meningioma, aunque la prueba de oro es siempre la histopatología (22). Además, la TAC sigue siendo una técnica muy útil para la evaluación de complicaciones como la hipertensión endocraneana producida por efecto de masa de cualquier tumor generalmente asociados a edema vasogénico, hemorragias agudas intratumorales, herniaciones cerebrales e hidrocefalias obstructivas agudas, que constituyen verdaderas urgencias médicas. La TAC, aunque utiliza radiaciones ionizantes, no tiene contraindicaciones, esto facilita la realización de un escaneo rápido del encéfalo aun en pacientes en estado de coma para tomar conducta en corto tiempo (20, 22).

En la tabla 1 se muestran comparativamente las diferencias y ventajas de las secuencias bidimensionales y tridimensionales basados en las secuencias T1-TSE y T1 MPRAGE respectivamente, por ser las que se emplean tradicionalmente para estudios pre y post-contrastados.

Tabla 1. Diferencias y ventajas de las secuencias bidimensionales T1-TSE y tridimensionales T1- MPRAGE, empleadas en el estudio pre y post contraste.

Parámetros	Ejemplo de Secuencias	
	Bidimensionales	Tridimensionales
Secuencia	T1- Turbo spin echo	T1- MPRAGE
Grosor de corte	3 -5 mm	1 mm (voxel isométrico)
Tiempo de adquisición	≈ 3:50 min	4:30 min
Artefactos de flujo	Mas artefactos de flujo	Corto tiempo de eco reduce los artefactos de flujo
Diferenciación entre sustancia gris y blanca	Adecuada	Superior
Diferenciación entre parénquima normal y lesión	Adecuada	Superior
Orientación de la adquisición	Axial	Sagital
Total de cortes	20-30	45 y +
Reconstrucción automatizada	No se deben reconstruir los otros planos a partir del plano axial original porque los cortes son a 5 mm.	Si, se obtienen planos axial y coronal a 1mm
Adquisición en los 2 planos restantes para ver lesiones en tridimensión (3D).	Se necesitan 3:50 min en la adquisición de cada plano restante, sagital y coronal. (7 min más).	No, con la reconstrucción multiplanar se logran visualizar las imágenes en los tres planos básicos.
Visualización de lesiones menores de 5 mm	Solo si el corte realizado cae sobre la lesión.	Si
Contabilizar lesiones	Se pueden contabilizar las mayores de 5 mm y las menores que por el azar sean cortadas	Permite contabilizar la mayoría de las lesiones, incluyendo las menores de 5mm. Evita errores en el conteo de nuevas lesiones
Cálculo de volumen con exactitud	No permite	Permite estimar o calcular el volumen de las lesiones con exactitud.
Post-contraste, tipo de realce, relación con estructuras anatómicas, detalles de la lesión	Para la adquisición de los cortes axial, coronal y sagital o al menos dos de ellos, se requieren entre 7 y 11 min. Las imágenes adquiridas tendrían diferencias de tiempos entre los planos y la	Solo se requiere adquirir en plano sagital (4.30 min). Las reconstrucciones automatizadas permiten detallar las características de la lesión estudiada en los tres planos del espacio.

	<p>intensidad del contraste también podría ser diferente entre los cortes axial, coronal y sagital obtenidos.</p> <p>Pudieran aparecer imágenes nuevas que no se habían visualizado en los planos anteriores por su pequeño tamaño.</p> <p>Algunas partes de la lesión quedan sin ser visualizadas.</p>	<p>Ayuda a tener una idea real de la lesión incluyendo las pequeñas de 3 mm. En los tumores muestra localización intra o extra axial, relación con vasos, senos duros, estructuras de la línea media, presencia de necrosis o no, número de lesiones, tipo de realce, invasión de estructuras vecinas.</p>
<p>Planificación quirúrgica y empleo de marco estereotáctico</p>	<p>No se debe emplear, por grosor de corte amplio las lesiones aparecen en menor número de cortes. .</p>	<p>Lo permite con mayor exactitud.</p>
<p>Posibilidad de Post-procesar las imágenes</p>	<p>No se debe por cortes gruesos</p>	<p>Si, más fidedigna</p>

Como hemos demostrado hasta el momento y en la tabla anterior las secuencias tridimensionales, T2 SPACE, FLAIR SPACE y T1 MPRAGE detectan pequeñas lesiones desmielinizantes, en su mayoría intraparenquimatosas. Las lesiones de mayor tamaño son detectadas con facilidad. Sin embargo, las lesiones superficiales de pequeño tamaño son difíciles de detectar con estas secuencias. Aunque la secuencia 3D-T1 MPRAGE se emplea rutinariamente desde las pasadas décadas, varios estudios han demostrado que pequeñas lesiones y anomalías leptomeníngeas con realce post contraste pueden no ser detectada en esta secuencia (9).

Los protocolos para las imágenes contrastadas están restringidas fundamentalmente a secuencias T1, ya sean 2D o 3D (9). Los investigadores en la búsqueda de nuevas secuencias que optimicen la detección de lesiones pequeñas no diagnosticadas por la resonancia, aún después de la aplicación de contraste intravenoso, utilizaron nuevas secuencias como la 3D-T1 sampling perfection with application optimized contrast using different flip-angle evolutions (SPACE), la cual resultó ser la mejor secuencia para diagnóstico de anomalías duros, del espacio subaracnoideo y en la detección y evaluación de metástasis meníngeas milimétricas (9, 12).

Kato y col. reportaron en su estudio sobre lesiones superficiales cerebrales que la secuencia 3D-T1-SPACE post-contraste fue significativamente superior en la detección de metástasis leptomeningeas que el 3D-T1-MPRAGE post-contraste. Debido a que en las secuencias SPACE suprime la señal de los vasos normales, minimizando el efecto de volumen parcial y de transferencia de magnetización, lo que evita que se confundan las lesiones pequeñas de la superficie cerebral con los vasos arteriales o venosos de esta región (12). Otros autores utilizaron las secuencias T2- FLAIR, pero con la variante de detectar lesiones cerebrales después del empleo de contraste intravenoso. Esta secuencia no es comúnmente usada como rutina para este fin (23, 24). A finales del siglo pasado, Mathews y col. reportaron que el realce de contraste en imágenes 2D-T2-FLAIR es altamente sensible para detectar enfermedades subaracnoideas y meníngea (24). Recientemente, Jeevanandham y colaboradores demostraron que la secuencia 3D-FLAIR post contraste es útil para diagnosticar enfermedades que afectan las cisternas de la base y que tanto T1-SPACE y 3D FLAIR son buenas para la detección de realce leptomeningeo y giral. Estos investigadores concluyeron que las secuencias 3D SPACE T1 y 3D FLAIR son superiores a la 3D T1 MPRAGE en la evaluación de las enfermedades meníngeas. Una combinación de imágenes 3D-T2-FLAIR y 3DT1-SPACE post contraste puede conducir a una tasa de detección del 100% de anomalías meníngeas (9).

En las secuencias 3D gradiente echo, los vasos arteriales y venosos son hiperintensos por tanto, después de la administración del medio de contraste, lesiones focales pequeñas de localización subcortical que realzan con contraste se puede confundir con las señales de los vasos en los surcos y cerca de la superficie de la corteza y no ser detectadas llevando al observador a errar en el diagnóstico (25).

Podemos concluir que las secuencias 3D son superiores a las 2D en el estudio de pacientes con EM y tumores. Brindan la posibilidad de obtener los tres planos principales de imágenes a 1mm de grosor, con buena resolución en un tiempo favorablemente corto. Permite visualizar lesiones desmielinizantes

menores de 5 mm, evaluar, contabilizar y calcular el volumen de las placas y del tumor con mayor precisión. La secuencia 3D T1 MPRAGE tiene mayor contraste sustancia gris-blanca y diferenciación del parénquima normal y patológico que la 2D T1 TSE. Con la secuencia 3D T1 MPRAGE se puede estudiar la vascularización del tumor, su relación con los vasos, senos venosos, parénquima cerebral, meninges, diploe, y el tipo de realce de las placas activas y del tumor.

Referencias bibliográficas

1. Dodo T, Okada T, Yamamoto A, Kanagaki M, Fushimi Y, Okada T, et al. T1-weighted MR imaging of glioma at 3T: a comparative study of 3D MPRAGE vs. conventional 2D spin-echo imaging. *Clinical Imaging* 2016;40:1257–61.
2. Gili J. Introducción biofísica a la Resonancia Magnética en Neuroimagen 1ed. Barcelona2009.
3. Mugler J, Brookeman J. Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). *Magn Reson Med*. 1990; 15:152–7.
4. Crombe A, Saranathan M, Ruet A, Durieux M, De Roquefeuil E, Ouallet J, et al. MS lesions are better detected with 3D T1 gradient-echo than with 2D T1 spin-echo gadolinium-enhanced imaging at 3T. *Am J Neuroradiol*. 2015;36:501–7.
5. Furutani K, Harada M, Mawlan M, Nishitani H. Difference in enhancement between spin echo and 3-dimensional fast spoiled gradient recalled acquisition in steady statemagnetic resonance imaging of brain metastasis at 3-Tmagnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2008;32::313–9.
6. Kakeda S, Korogi Y, Hiai Y, Ohnari N, Moriya J, Kamada K, et al. Detection of brain metastasis at 3T: comparison among SE, IR-FSE and 3D-GRE sequences *Eur Radiol*. 2007;17:2345–51.
7. Komada T, Naganawa S, Ogawa H, Matsushima M, Kubota S, Kawai H, et al. Contrast enhanced MR imaging of metastatic brain tumor at 3 Tesla: utility of T1-weighted SPACE compared with 2D spin echo and 3D gradient echo sequence. *Magn Reson Med Sci*. 2008;7:13–21.

8. Keith D, Haider B, Kau N, Olaf H. .Quantitative contrast ratio comparison between T1 (TSE at 1.5T, FLAIR at 3T), magnetization prepared rapid gradient echo and subtraction imaging at 1.5T and 3T. *Quantitative imaging in medicine and surgery*. 2013;3:141-6.
9. Jeevanandham B, Kalyanpur T, Gupta P, Cherian M. Comparison of post-contrast 3D-T1-MPRAGE, 3D-T1-SPACE and 3D-T2-FLAIR MR images in evaluation of meningeal abnormalities at 3-T MRI. *Br J Radiol*. 2017;90:20160834.
10. Wetzel S, Johnson G, Tan A, Cha S, Knopp E, Lee V, et al. Three-dimensional, T1- weighted gradient-echo imaging of the brain with a volumetric interpolated examination. *Am J Neuroradiol*. 2002;23:995–1002.
11. Kasahara S, Miki Y, Mori N, Urayama S, Kanagaki M, Fushimi Y, et al. Spin-echo T1-weighted imaging of the brain with interleaved acquisition and presaturation pulse at 3 T: a feasibility study before clinical use. *Acad Radiol* 2009;16:852–7.
12. Kato Y, Higano S, Tamura H, Mugikura S, Umetsu A, Murata T, et al. Usefulness of contrast-enhanced T1-weighted sampling perfection with application-optimized contrasts by using different flip angle evolutions in detection of small brain metastasis at 3T MR imaging: comparison with magnetization-prepared rapid acquisition of gradient echo imaging. *Am J Neuroradiol*. 2009;30:923–9.
13. Edelman R, Dunkle E, Koktzoglou I, Griffin A, Russell E, Ankenbrandt W, et al. Rapid whole-brain magnetic resonance imaging with isotropic resolution at 3Tesla. *Investig Radiol* 2009;44:54–9.
14. Bink A, Schmit tM, Gaa J. Detection of lesions in multiple sclerosis by 2D-FLAIR and single-slab 3D FLAIR sequences at 3.0 T: initial results. . *Eur Radiol*. 2006;16:1104-10.
15. Filippi M, Rocca M, Ciccarelli O, De Stefano N, Evangelou N, Kappos L, et al. MRI criteria for the diagnosis of multiple sclerosis: MAGNIMS consensus guidelines). *Lancet Neurol*. 2016;15:292-303.
16. Solomon A, Bourdette D, Cross A, Applebee A, Skidd P, Howard B, et al. The contemporary spectrum of multiple sclerosis misdiagnosis a multicenter study. *Neurology* 2016;87:1393-9.

17. Brownlee W, Hardy T, Fazeka sF, Miller D. Diagnosis of multiple sclerosis: progress and challenges. *Lancet Neurol.* 2016;389:1336-46.
18. Hernández Díaz Z, Peña Sánchez M, González Quevedo A, González García S, Arias Cadena P, et al. Cerebral small vessel disease associated to subclinical vascular damage indicators in asymptomatic hypertensive patients. *Behav Sci.* 2019;9:91.
19. Guarnizo A, Bermúdez S, Torres O, Nassar A, Torres C. Diagnóstico y evaluación de la esclerosis múltiple: lo que el radiólogo debe conocer e informar. Conceptos actuales. *Rev Colomb Radiol.* 2016 27 (4):4543-55.
20. Alegría M, Galnares J, Mercado M. Tumores de sistema nervioso central. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc.* 2017;55(3):330-40.
21. Louis DN P, Reifenberger G, von Deimling A, Figarella Branger D, Cavenee W, et al. The 2016 World Health Organization Classification of Tumors of the Central Nervous System: a summary. *Acta Neuropathol.* 2016;131(6):803-20.
22. Elder J, RR L. Computed tomography perfusion imaging for the assessment of brain tumors. *Worl Neurosurg.* 2014;82(6):e723-4.
23. Fukuoka H, Hirai T, Okuda T, Shigematsu Y, Sasao A, Kimura E, et al. Comparison of the added value of contrast-enhanced 3D fluid attenuated inversion recovery and magnetization-prepared rapid acquisition of gradient echo sequences in relation to conventional postcontrast T1-weighted images for the evaluation of leptomeningeal diseases at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2010;31:868-73.
24. Mathews V, Caldemeyer K, Lowe M. Brain: gadolinium-enhanced fast fluid attenuated inversion-recovery MR imaging. *Radiology.* 1999;211:257-63.
25. Kammer NN, Coppenrath E, Treitl KM, Kooijman H, Dietrich O, Saam T. Comparison of contrast-enhanced modified T1-weighted 3D TSE black-blood and 3D MP-RAGE sequences for the detection of cerebral metastases and brain tumours. *Eur Radiol.* 2016;26(6):1818-25.