

EVALUACIÓN DINÁMICA DEL LCR: UTILIDAD DIAGNÓSTICA DE LAS IMÁGENES POR CONTRASTE DE FASE

Dr. Martín Aguilar, Dr. Javier Lombardero

DEPARTAMENTO DE IMÁGENES. INSTITUTO DE INVESTIGACIONES NEUROLÓGICAS
RAÚL CARREA, FLENI

*Dirección Postal: FLENI, Montañeses 2325, C1428AQQ. Ciudad Autónoma de Buenos Aires.
Argentina.*

Email: maguilar@fleni.org.ar

Resumen: *Las imágenes por contraste de fase en resonancia magnética, permiten el estudio dinámico del LCR, tanto cualitativamente como en forma cuantitativa, mediante la adquisición de secuencias de dirección opuesta sincronizadas con el ritmo cardíaco. Este tipo de imágenes resultan de utilidad en diferentes patologías tanto neurológicas como neuroquirúrgicas, principalmente en el estudio de las hidrocefalias, tanto en ni-*

ños como en adultos.

El objetivo de este trabajo es revisar la utilidad diagnóstica de este tipo de neuroimágenes, así como también conceptos físicos y técnicos, resaltando sus limitaciones y utilidad en diferentes condiciones patológicas.

Palabras clave: LCR, resonancia magnética, dinámica, contraste de fases, hidrocefalia, Arnold-Chiari.

Abstract: *Magnetic resonance phase contrast images allow the dynamic study of CSF, both qualitatively and quantitatively, by the acquisition of sequences of opposite direction synchronized with the cardiac rhythm. These types of images are useful in different neurological and neurosurgical pathologies, mainly in the study of hydrocephalus, both in children and adults.*

The objective of this work is to review the diagnostic utility of this type of neuroimaging, as well as physical and technical concepts, highlighting its limitations and usefulness in different pathological conditions.

Keywords: CSF, magnetic resonance, dynamic, phase contrast, hydrocephalus, arnold-Chiari.

CONCEPTOS FÍSICOS Y TÉCNICOS

El objetivo de este trabajo es realizar una revisión sobre la utilidad de las imágenes por contraste de fase en el análisis dinámico del líquido cefalorraquídeo, incluyendo conceptos físicos y técnicos de esta modalidad imagenológica, así como también sus indicaciones y limitaciones haciendo hincapié en las diferentes condiciones patológicas que afectan el flujo de líquido céfalo-raquídeo (LCR).

Desde un punto de vista clínico y diagnóstico, la posibilidad de obtener información dinámica sobre el movimiento del LCR en el interior del cráneo de manera no invasiva, resulta de importancia para el estudio de diferentes patologías en las que dicha circulación se encuentra alterada. Como ejemplo de ello, se destaca el estudio de las hidrocefalias, en las que la demostración de obstrucciones al tránsito del LCR, permiten una primer aproximación diagnóstica al dividir el cuadro entre hidrocefalias comunicantes e hidrocefalias no comunicantes.

Desde la primer publicación en 1985,¹ las imágenes por contraste de fases en RM (PC, del inglés phase contrast), se constituyeron en una modalidad funcional (Dado que no brindan información morfológica), que permite el análisis de fluidos en movimiento, mediante la adquisición de imágenes con fases de adquisición opuestas (vectores contrarios), en las que la señal es dependiente de la velocidad de aquellos protones que se movilizan en la misma dirección del campo magnético. De esta forma, la señal de aquellos protones que permanecen estacionarios en las diferentes fases será eliminada, mientras que los protones que se movilizan durante la fase de adquisición generaran señal cuya intensidad dependerá tanto de su velocidad como dirección de movimiento.²

Uno de los parámetros técnicos más relevantes en la adquisición de las imágenes por contrastes de fases es la velocidad de codificación (VENC), cuyo valor debe ser fijado previo a la adquisición del estudio. El valor VENC, expresado en centímetros/segundo, hace referencia al rango de velocidades en el cual los protones generarán señal relevante a los fines del estudio. De esta forma, si utilizamos rangos de VENC entre 5-8cm/seg, solo obtendremos señal de aquellos protones correspondientes al flujo normal de LCR, quedando excluidos de la imagen tanto aquellos protones estacionarios como los que se mueven a velocidades menores al VENC utilizado. Por otro lado, los protones cuya velocidad exceda el valor de VENC, tampoco generarán señal debido al fenómeno de aliasing.³

Teniendo en cuenta que en las diferentes patologías

en que el flujo de LCR se encuentre afectado, la velocidad del mismo presentará características propias, resultando de suma importancia considerar el contexto clínico a los fines de predecir rangos de velocidades lo más cercanos a la velocidad a que se mueve el LCR del paciente. A modo de ejemplo, si utilizamos valores de VENC altos para estudiar estados hipodinámicas (por ejemplo una estenosis acueductal), obtendremos señal de muy pocos protones pudiendo sobreestimar la patología.

Para lograr la secuenciación de las imágenes y así adquirir imágenes con dirección opuesta, se utiliza el gatillado de las mismas mediante la sincronización con el ciclo cardíaco, obteniendo de esta manera imágenes tanto durante la sístole como en la diástole, pudiendo registrarse la actividad cardíaca en forma retrospectiva o predictiva, resultando el registro retrospectivo más sensible. Dicha sincronización o gatillado, puede lograrse mediante la utilización de registro electrocardiográfico o respiratorio.

Si bien el registro de la actividad cardíaca logra un monitoreo más fiable, requiere la utilización de electrodos de superficie, los cuales deben ser aptos para RM, generando además su colocación una extensión en los tiempos de adquisición. Por otra parte, en aquellos pacientes que presentan altas frecuencias cardíacas o frecuencias irregulares, por ejemplo en arritmias cardíacas, la adquisición puede resultar dificultada y poco precisa.

Una opción menos sensible aunque más simple para el registro del ciclo cardíaco, es la utilización de sensores periféricos fotosensibles, similares a los utilizados en la oximetría de pulso, que sincronizaran el estudio según el ciclo respiratorio.

EVALUACIÓN DE LAS IMÁGENES POR CONTRASTE DE FASES

El estudio dinámico del LCR mediante contrastes de fases, puede realizarse tanto en forma cualitativa como cuantitativa. La evaluación cualitativa se basa principalmente en la visualización y reconocimiento de las variaciones en la señal del LCR a lo largo del ciclo cardíaco y su correlato anatómico.

Durante la sístole cardíaca, existe un incremento en el volumen intracraneano a expensas del ingreso de sangre arterial, el cual es compensado por la salida de LCR a través del foramen magno y de sangre hacia el sistema venoso. Este flujo de LCR, se invierte durante la diástole, en la cual hay un descenso del volumen intracraneano derivado principalmente de la salida de sangre mediante el sistema venoso.⁴

Por convención, aquellos flujos diastólicos o ascendentes (en sentido caudal-craneal) mostrarán baja señal, mientras que el movimiento de LCR durante la sístole (flujo cráneo-caudal), presentara señal hiperintensa³ (Fig. 1). Existen además flujos reversos normales durante el ciclo cardíaco, detectables tanto en la sístole como en la diástole tempranas.⁵

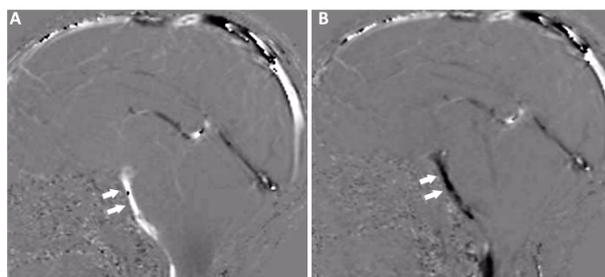


Figura 1: Imágenes por contraste de fases en plano sagital mostrando las variaciones de la señal del LCR durante el ciclo cardíaco. Durante la sístole (A), la señal del LCR es alta, mientras que es hipointensa durante la fase diastólica (B).

Se generará un set de 3 tipos de imágenes 2D para su visualización dinámica (modo cine), mediante las cuales veremos principalmente los cambios que sufre la señal durante el ciclo cardíaco (Fig. 2). El flujo se representará sobre un fondo estático (información morfológica), cuya señal variará según la información brindada. En un primer set, veremos el flujo de LCR con señal alta sobre un fondo visible, informando la magnitud del flujo compensado (o imágenes de re-fase), resultando estas imágenes útiles como reparo anatómico. En las imágenes de magnitud, se obtendrá información cualitativa acerca de la velocidad del LCR y la señal del flujo será alta independientemente de su dirección, con un fondo suprimido (negro); mientras que en el último grupo de imágenes, o de fase, la señal del flujo dependerá de su dirección, en este caso sobre un fondo suprimido (gris).^{3,4}

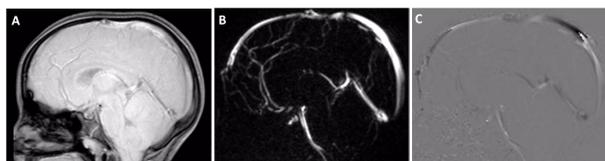


Figura 2: Imágenes por contraste de fases para evaluación cualitativa. Imagen de re-fase (A), de magnitud (B) y de fase (C).

Podremos así valorar diferentes cualidades en el movimiento del LCR, utilizando como referencia, una

imagen anatómica estática. Si bien a los fines de visualizar el mayor número de estructuras en relación al flujo de LCR, este tipo de imágenes suelen ser utilizadas principalmente en plano sagital, pueden también ser adquiridas en otros planos según lo demande la patología a estudiar. Para el análisis cuantitativo, se requiere realizar una nueva adquisición, localizada en algún punto anatómico de interés, el cual variará según la patología del paciente; de esta forma podemos definir una región de interés (ROI) (Fig. 3), sobre la que podrán realizarse mediciones del LCR a nivel del acueducto de Silvio (como en el caso de las hidrocefalias normotensivas del adulto), o a nivel de la unión cráneo-cervical como ocurre al estudiar pacientes con malformación de Arnold-Chiari.

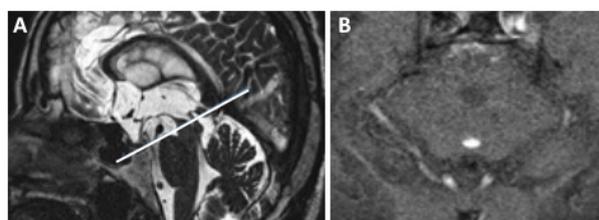


Figura 3: Imagen sagital T2 (A), mostrando el plano de corte donde se realizará la adquisición cualitativa a nivel del acueducto (línea blanca). En la imagen B, se observa la imagen de refase adquirida según el plano diagramado en la figura A.

Entre las variantes dinámicas pasibles de ser cuantificadas en el análisis de la dinámica de LCR, quizás las más importantes son el flujo promedio y el volumen por ciclo, pudiendo además medirse las velocidades sistólica y diastólica máximas, la amplitud de velocidades, etc.

Como se mencionó previamente, debemos establecer una región de interés o ROI, para lo cual deben tenerse en cuenta algunos conceptos a fin de evitar errores diagnósticos. El ROI ideal, se ajustará en forma y tamaño al lugar por donde esté circulando LCR, por ejemplo el acueducto de Silvio, debiendo hallarse ocupado principalmente por señal derivada del LCR y excluyendo aquella señal proveniente del parénquima encefálico o de estructuras vecinas a fin de no contaminar la cuantificación. Por otra parte debemos establecer y normatizar la posición del ROI, debido a que variaciones en la misma pueden afectar la cuantificación.

Una vez establecido el ROI y adquiridas las imágenes, valoraremos las diferentes variables dinámicas antes mencionadas (flujo, volumen, etc.), debiendo considerarse sus valores en relación a cada patología

estudiada.

En síntesis, la evaluación dinámica del LCR consta de una primera aproximación cualitativa, en la cual se considera principalmente la variabilidad de la señal del LCR a lo largo del ciclo cardíaco, mientras que la evaluación cuantitativa permite valorar parámetros hidrodinámicos cuya relevancia diagnóstica variará según la patología como discutiremos más adelante. La variación en cada una de las consideraciones técnicas mencionadas, constituye por sí misma una potencial fuente de error al momento del diagnóstico. Otra fuente de variabilidad la constituyen factores inherentes a las características fisiológicas de los pacientes. En este sentido existen variaciones fisiológicas en la dinámica del LCR, las cuales pueden influir en el análisis de grupos, como pueden ser la edad y el horario de examen (ritmo circadiano).⁴

APLICACIONES CLÍNICAS

Desde un punto de vista asistencial, quizás la mayor indicación para la evaluación dinámica del LCR, resulta del estudio de pacientes con hidrocefalia normotensiva del adulto (HNA), por lo que nos detendremos principalmente en esta patología. No obstante esto, las imágenes por contraste de fases resultan de utilidad para el estudio de otras alteraciones en la dinámica del LCR, debiendo considerarse características propias de cada una que pueden afectar el valor diagnóstico de este tipo de imágenes.

Hidrocefalia normotensiva del adulto (HNA)

Desde un punto de vista diagnóstico, la HNA motiva el mayor número de solicitudes de estudio dinámico del LCR en pacientes adultos.

Si bien esta patología se caracteriza clínicamente por una triada clásica de trastornos de la marcha, alteraciones esfinterianas y demencia, la misma no suele presentarse en forma completa, principalmente en etapas tempranas, por lo que en muchos casos obliga a descartar otras etiologías. Así mismo, dado que la HNA afecta pacientes añosos, muchas veces se presenta en conjunto con cambios degenerativos esperados para la edad o asociada a otras patologías propias del grupo etario, aspectos que pueden dificultar su reconocimiento tanto clínica como radiológicamente.

La potencial reversibilidad del cuadro mediante el tratamiento de derivación ventricular, principalmente la demencia asociada a HNA, hace que el

diagnóstico temprano de esta patología sea de radical importancia, resultando las imágenes PC útiles tanto para su diagnóstico como para elección de aquellos pacientes pasibles de recibir tratamiento derivativo.

En cuanto a su fisiopatología, si bien la misma no es del todo clara, se destaca la presencia de hidrocefalia comunicante con dilatación del sistema ventricular, principalmente los ventrículos laterales, derivada de un flujo de LCR de características hiperdinámicas, con una falla en la fase diastólica, lo cual genera un efecto de martillo por parte del contenido ventricular sobre el parénquima encefálico. La prolongación en tiempo de dicho trastorno hidrodinámico, así como también la presencia de un estado de hipoperfusión secundario, condicionaría el daño del parénquima encefálico, principalmente en la sustancia blanca periventricular y áreas prefrontales, como también de áreas alejadas, principalmente los haces córtico-espinales y estructuras del tronco encefálico.⁶

En un primer tiempo evolutivo, el aumento de la tensión generada por el ventrículo dilatado, “golpeando” contra un parénquima cerebral poco complaciente como es el tejido cerebral normal, hace que el movimiento del LCR se vuelva hiperdinámico. Con el paso del tiempo la sustancia blanca periventricular afectada, donde se desarrollaran fenómenos principalmente glióticos, generará un entorno más complaciente, por lo que transitoriamente la hiperdinamia mostrará una “mejora” relativa, permitiendo una mayor dilatación ventricular, con compresión de otras áreas, como por ejemplo los surcos de la convexidad, lo cual justifica el daño motor al afectar la corteza rolándica y los haces piramidales.

En cuanto al estudio de la HNA por RM, existen signos radiológicos que permiten inferir el diagnóstico en un paciente con hidrocefalia (Índice de Evans mayor de 0,3), entre los cuales se destacan la señal de flujo en el acueducto de Silvio, III y IV ventrículos; el signo del surco cingular posterior y el ángulo calloso, cada uno con diferente valor clínico. Estos signos radiológicos deben considerarse en función de los demás elementos diagnósticos, ya sea el contexto clínico como el resultado de otras pruebas diagnósticas (las punciones evacuadoras de LCR, cisternografía radioisotópica, etc).

Las imágenes PC, aportan al diagnóstico de la HNA, permitiendo en un principio establecer el carácter comunicante de la hidrocefalia, al tiempo que permiten valorar las características dinámicas del flujo de LCR mediante análisis cuantitativo (Fig.

4),⁴ cuestión en la que nos detendremos a fin de establecer algunos conceptos. Debemos tomar en cuenta que el estado hiperdinámico del flujo de LCR en la HNA, obliga a utilizar valores de VENC superiores a los normales, por lo que en el estudio de estos pacientes habitualmente se utilizan velocidades de entre 20 y 23 cm/seg.

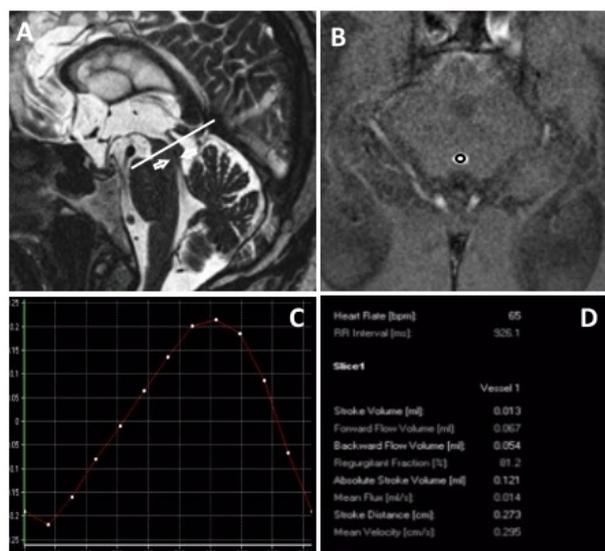


Figura 4: HNA. En la imagen sagital T2, se observa el plano de corte para la evaluación dinámica, perpendicular al acueducto de Silvio (línea); nótese la señal hipointensa del LCR indicando flujo hiperdinámico (flechas). Imagen PC en plano axial definiendo el ROI a nivel del acueducto (B). Las imágenes C y D muestran elementos de evaluación cuantitativa, tanto la gráfica del flujo (C), como la tabla con los diferentes parámetros evaluados (D).

Como se dijera previamente, la evaluación cuantitativa de la dinámica de LCR, permite establecer algunas variables, de las cuales las de mayor importancia diagnóstica son el flujo promedio acueductal y el volumen stroke absoluto.

Debemos hacer incapié en algunos conceptos técnicos ya mencionados, que influyen la cuantificación. Como se mencionara previamente, la adquisición cuantitativa, se realiza con una imagen 2D localizada en la mitad del acueducto de Silvio y perpendicular al mismo, debiendo tenerse en cuenta que un correcto posicionamiento del corte, permitirá obtener medidas tanto certeras como reproducibles.

Otro factor a tener en cuenta, viene dado por la forma de postproceso y en esto deberá tenerse en cuenta que no existe uniformidad entre los diferentes fabricantes de equipos, en cuanto al método de cuantificación. Así mientras en algunos casos, se de-

be establecer mediante la definición del ROI, tanto el área con flujo de LCR como también el parénquima periacueductal o background a los fines de evitar las variaciones dadas por el movimiento de este último, otros fabricantes cuantifican solamente el flujo acueductal central. De esta forma vemos que un mismo paciente estudiado en diferentes equipos, es posible de mostrar variaciones en los resultados. Uno de los elementos diagnósticos derivados del análisis cuantitativo es el flujo promedio, el cual constituye el volumen de LCR que atraviesa el acueducto en unidad de tiempo, independientemente de su dirección, expresado generalmente en ml/minutos.⁷ Desde la publicación de Luetmer en 2002,⁸ el flujo de LCR promedio obtenido en el acueducto de Silvio, es un parámetro ampliamente utilizado en el estudio de pacientes con sospecha de HNA. Dicho trabajo, logró diferenciar pacientes añosos tanto normales como pacientes con deterioro cognitivo (entre cuyas causas se incluían deterioro cognitivo leve, enfermedad de Alzheimer, enfermedad de Parkinson, etc), de aquellos pacientes con HNA en los cuales se observó un flujo promedio mayor de 18 ml/min con un patrón de flujo de tipo sinusoidal. Otros trabajos,⁹ recomiendan la utilización de valores de flujo promedio mayores (24 ml/min), a fin de lograr una mayor especificidad.

En nuestra experiencia, son relativamente pocos los pacientes con alta sospecha clínica de HNA que manejan flujos promedios mayores a 15 ml/min, por lo que no es erróneo plantearse la necesidad de establecer nuevos valores de referencia según la experiencia de cada institución.

El siguiente valor de utilidad cuya importancia radica en que predice la respuesta al tratamiento de derivación ventricular, es el volumen stroke absoluto (en inglés AVS), el cual hace referencia a la cantidad de LCR que atraviesa el punto de exploración en cada ciclo cardíaco, siendo expresado en microlitros (μ). Desde las publicaciones de Bradley y colaboradores,¹⁰ se estableció el concepto de que aquellos pacientes con HNA que manejan un AVS mayor a 42 μ L, se beneficiarían con la colocación de sistemas de derivación ventricular, al tiempo que una menor cantidad de pacientes “no respondedores” serían sometidos a dicho tratamiento con las morbilidades asociados al mismo.

Entre las principales críticas a la validez de este parámetro, podemos contar a las variaciones que sufre el estado hiperdinámico de la circulación del LCR en la HNA, dado que existen momentos en la evolución de la patología en los que mecanismos de compensación por parte del cerebro modifican

en forma significativa el AVS, con lo que debemos tener en cuenta en que momento de la enfermedad se encuentra el paciente. En este sentido, el mismo Bradley cuestiona el comportamiento del AVS respecto a la atrofia cerebral,¹¹ a raíz de lo publicado por otros autores,¹² mencionando la variabilidad existente entre los distintos fabricantes acerca de la cuantificación de AVS y recomendando reconocer mediante experiencia propia los valores de normalidad para cada centro.

En un trabajo publicado en 2015,¹³ se evaluó la medición del AVS en pacientes con HNA candidatos al tratamiento quirúrgico, a los cuales se les realizaba además la medición tanto de la presión intracraneana como de la variabilidad sistodiastólica de la misma previo a la cirugía de derivación. En este trabajo, el AVS no mostró correlación con algunas de las variables comparadas en forma invasiva, concluyendo que el AVS no resulta de utilidad para valorar la compliance cerebral en casos candidatos al shunt ventricular. En nuestra práctica habitual, los pacientes con mayor sospecha diagnóstica tanto clínica como en las imágenes morfológicas, muestran en general valores de AVS por sobre el punto de corte de $42 \mu\text{L}$ establecido en la bibliografía.

No obstante ser una herramienta diagnóstica ampliamente validada tanto en la bibliografía como en la práctica asistencial diaria, las limitaciones propias del método, resultantes principalmente de la existencia de fuentes de variabilidad, hacen necesario el conocimiento tanto de la técnica de adquisición como de las formas de postproceso y lectura en los pacientes estudiados por HNA.

Otras aplicaciones clínicas

Existen otras patologías en las cuales las imágenes por contraste de fases resultan de utilidad. Quizás una de las más importantes sea el estudio de la malformación de Arnold Chiari, tanto en la evaluación prequirúrgica como en la evaluación postoperatoria. La malformación de Arnold Chiari, se caracteriza por un descenso patológico de las amígdalas cerebelosas a través del foramen magno (Fig. 5), lo cual genera una obstrucción dinámica al flujo de LCR a nivel de la unión cráneo-espinal, obstrucción que se hace más evidente durante la fase diastólica media.¹⁴

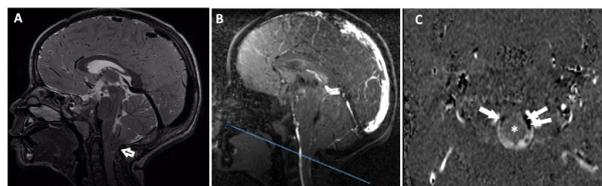


Figura 5: Malformación de Arnold Chiari tipo I. Imagen sagital T2 (A); la flecha señala el descenso patológico de las amígdalas cerebelosas a través del foramen magno. En la imagen B, se observa una imagen de fase indicando el plano en el que se adquirirá la secuencia para evaluación cuantitativa. Nótese que la misma se debe realizar por debajo de la amígdala (línea). La imagen C corresponde a imagen PC axial; el asterisco señal el cordón medular mientras que las flechas indican faltas de señal en el flujo de LCR anterior, derivadas de fenómenos de aliasing propios de la patología.

En la evaluación cualitativa de la dinámica de LCR mediante imágenes PC, veremos afectado el flujo caudal durante la mesodiástole a nivel de la unión cráneo espinal y con localización posterior, mientras que en la sístole se apreciará un flujo reverso, alteraciones generadas por la impronta que produce la amígdala descendida sobre el flujo de LCR. Esta obstrucción genera que el pasaje de LCR a dicho a través de la unión cráneo-espinal se efectúe por el componente anterior de la misma. Dicho desbalance en la circulación de LCR, debe desaparecer tras el tratamiento quirúrgico, resultando un flujo equitativo tanto anterior como posterior en los casos con mejoría postquirúrgica.

A su vez, en aquellos pacientes con malformación de Arnold Chiari asociado a dilatación siringomiélica que sufren empeoramiento de síntomas, hayan sido sometidos a cirugía o no, las imágenes por contraste de fases permiten descubrir variaciones sistodiastólicas en la señal de la cavidad siringomiélica, hallazgo que se asocia a deterioro motor en estos pacientes.^{3,14}

En relación al análisis cuantitativo de la dinámica del LCR en la malformación de Chiari tipo I, el flujo de LCR muestra un incremento en las velocidades pico, más evidente en la velocidad pico diastólica, el cual puede reflejarse en fenómenos de aliasing visible en la circulación anterior a nivel de la unión cráneo-espinal en paciente adulto sintomáticos portadores de dicha malformación.¹⁵ Desde un punto de vista técnico, la adquisición de este tipo de imágenes para el estudio de la malformación de Arnold Chiari, presenta variaciones respecto al estudio de la HNA. En primer lugar, deberán adquirirse imá-

genes tanto en plano sagital, a los fines de valorar el tránsito de LCR en la unión cráneo-espinal, como también imágenes cuantitativas en plano axial, ubicadas por debajo de la herniación amigdalina. Por otra parte, en este tipo de pacientes, utilizaremos valores de VENC de entre 5 y 7 ml/seg.

Si bien la cuantificación mediante valores determinados, tal como sucede en la HNA no se encuentra tan afianzada, en aquellos casos con compromiso en el pasaje de LCR secundario al descenso de las amígdalas, se generará un tránsito de LCR de predominio anterior, el cual mostrará aumento de su velocidad con el consiguiente aliasing (velocidades que superan el VENC), generando defectos de señal. Dichas imágenes no se hallan presentes en los pacientes normales, debiendo además desaparecer en aquellos pacientes sometidos a cirugía y con respuesta favorable.

Otra indicación para el uso de imágenes por contraste de fases, resulta del estudio de los quistes aracnoideos (Fig. 6). Si bien la mayor parte de estos no muestran crecimiento a lo largo de su evolución, en algunos casos, pueden hallarse en comunicación con el espacio subaracnoideo, pudiendo de esta forma presentar crecimiento. Mediante la adquisición de imágenes por contraste de fases y utilizando valores bajos de VENC (menores a 4ml/seg), se puede visualizar el sitio de comunicación, lo cual orienta el tratamiento quirúrgico.¹⁶

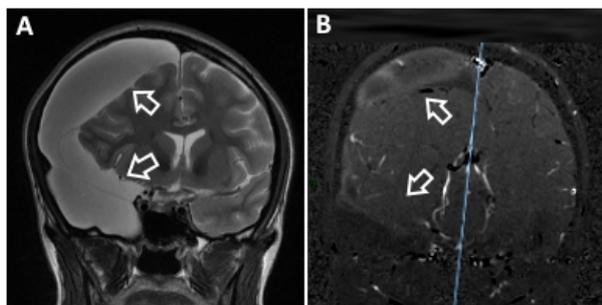


Figura 6: Quiste aracnoideo derecho con importante efecto de masa (A). Las imágenes PC en plano coronal (B), no muestran cambios de señal sistodiastólica que inferan comunicación con el espacio subaracnoideo.

Entre otras aplicaciones de esta modalidad de RM, podemos citar la evaluación de la permeabilidad de las III ventriculostomía, la evaluación de catéteres de derivación y el análisis de quistes de la fosa posterior.

En aquellos pacientes con hidrocefalias no comunicantes, la ostomía del III ventrículo permite derivar

el flujo del LCR desde dicha cavidad ventricular hacia la cisterna supraselar, evitando así el punto de obstrucción (por ejemplo en las estenosis acueductales). Las imágenes por contraste de fases permiten evaluar el funcionamiento de la III ventriculostomía, al demostrar las variaciones sistodiastólica en la señal del LCR a nivel de la cisterna supraselar, derivadas la neocomunicación (Fig. 7).

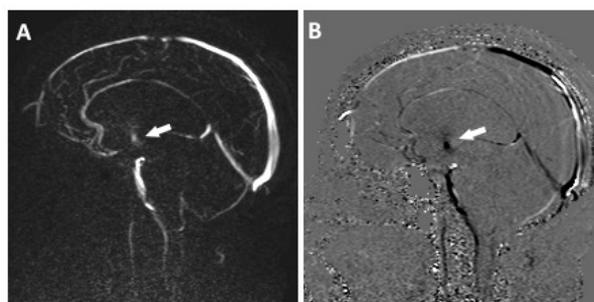


Figura 7: Imágenes PC, de magnitud (A) y refase (B), mostrando señal de flujo correspondiente a una ostomía del III ventrículo (flechas).

Las malformaciones quísticas de la fosa posterior, corresponde a un amplio espectro de patologías con variable repercusión clínica, las cuales van desde la megacisterna magna y el quiste aracnoideo, hasta malformaciones complejas como el síndrome de dandy Walker y sus variantes. La demostración de comunicación entre la formación quística y el IV ventrículo constituye un elemento diagnóstico en la clasificación de estas anomalías (Fig. 8) por lo que las secuencias dinámicas por contraste de fases, resultan indispensables al momento de diferenciarlas, tal es el caso de la diferenciación entre un quiste de la bolsa de Blacke y la megacisterna magna.¹⁷

Aquellas patologías que generen obstrucción al tránsito de LCR, hidrocefalias no comunicantes, alterarán las variaciones de señal derivadas del ritmo cardíaco en las imágenes por contraste de fases. De esta forma podrá valorarse tanto el grado de obstrucción como el sitio de la misma en aquellos pacientes hidrocefálicos. Como ejemplos clásicos de dicha alteración, mencionaremos las estenosis del acueducto de Silvio, tanto las congénitas como las adquiridas, mayormente derivadas de la presencia de tumores tectales. Así mismo, esta alteración en la señal del flujo de LCR, resulta de utilidad en casos de exclusión del IV ventrículo así como también para evaluar la permeabilidad en los sistemas de derivación ventricular cuando se sospecha su obstrucción.

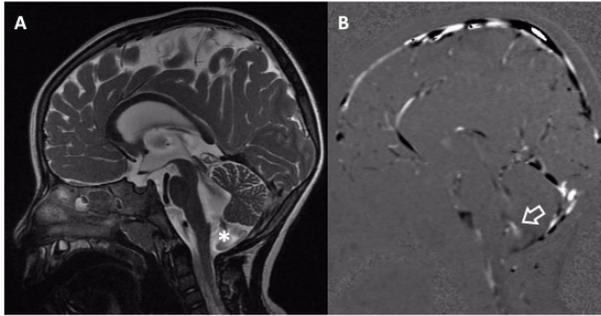


Figura 8: Quiste de la bolsa de Blacke. En la imagen sagital T2 (A), se observa la presencia de una imagen quística de fosa posterior en localización infravermiana (*). La imagen por contraste de fase demuestra la comunicación entre el IV^o ventrículo y el quiste (flecha).

PERSPECTIVA FUTURA

Si bien las imágenes por contraste de fase constituyen el principal método radiológico para la evaluación dinámica y no invasiva del flujo de LCR, presenta limitaciones ya mencionadas. En este sentido, las imágenes por contraste de fases, no permiten evaluar flujos de muy baja velocidad, ni valoraciones volumétricas, por lo que quedan limitadas a la valoración de una única localización (imagen 2D). La aparición de nuevas secuencias dinámicas (denominadas Time Slip),¹⁸ permiten valorar las características dinámicas del LCR en un volumen de encéfalo, con lo cual pueden detectarse flujos multidireccionales y de baja velocidad, permitiendo reconocer la presencia de flujos turbulentos en los ventrículos, cuyo patrón puede verse alterado en algunas patologías tal es el caso de la HNA donde dichos flujos desaparecen. La existencia de movimiento de flujos a nivel del parénquima encefálico, vehiculizados a través de los espacios perivasculares de Virchow Robin, puede ser demostrada mediante este tipo de imágenes.

Si bien este tipo de secuencias resultan promisorias, aun no tienen repercusión en la práctica clínica, contando además con algunas limitantes, principalmente la derivada de la evaluación de pequeñas áreas.

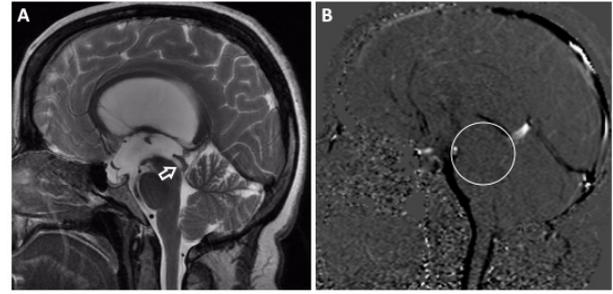


Figura 9: Estenosis acueductal en un paciente adulto con hidrocefalia. Imagen sagital T2 (A), mostrando un acueducto dilatado sin lesiones visibles (flecha). En B, se observa ausencia del flujo acueductal (círculo), en imagen por contraste de fases.

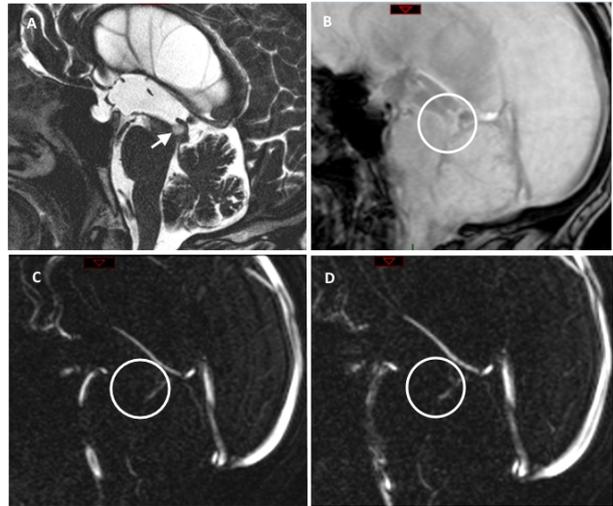


Figura 10: Hidrocefalia no comunicante. La imagen sagital T2 (A), muestra una lesión quística a nivel del acueducto de Silvio (flecha). La imagen B corresponde a una imagen de fase, donde se observa el área de la lesión (círculo). En las imágenes de magnitud (C y D), obtenidas en diferentes momentos del ciclo cardíaco, no se observa señal de flujo en topografía del acueducto (círculos).

CONCLUSIONES

La valoración dinámica del flujo de LCR mediante secuencias de RM por contraste de fases, constituye el principal método por imágenes para valorar diferentes patologías que afectan la circulación del mismo, tanto en forma cuantitativa como cualitativa.

Debido a que cada patología presenta características hidrodinámicas propias, la secuencia deberá

adaptarse en su técnica de adquisición al perfil patológico de cada paciente.

La HNA es quizás la principal indicación para este tipo de secuencias de RM, resultando un elemento diagnóstico importante, principalmente en la evaluación cuantitativa. No obstante esto, existen datos críticos en la bibliografía, acerca del valor diagnóstico de las variables dinámicas, por lo que sugerimos tomarlas como referencia y adaptarlas a la práctica de cada centro.

Existen otras indicaciones para la evaluación dinámica del LCR, resultando sumamente útiles en la valoración de la malformación de Arnold Chiari, la evaluación de la III ventriculostomía, las hidrocefalias no comunicantes y el estudio de los quistes aracnoideos pasibles de cirugía.

Si bien constituyen una herramienta diagnóstica de valor, dado que muestran limitaciones deben ser consideradas en el contexto clínico de cada paciente y en relación a restantes métodos complementarios. La aparición de nuevas técnicas para valorar la dinámica del LCR resulta promisorias, aunque aún no se cuenta con suficiente experiencia clínica que respalde su utilización en la práctica diaria.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bergstrand G, Bergström M, Nordell B, Ståhlberg F, Ericsson A, Hemmingsson A et al. Cardiac gated MR imaging of cerebrospinal fluid flow. *J Comput Assist Tomogr*; 1985; 9:1003-6.
2. Westbrook K, Kaut C. Vascular & cardiac imaging. En Westbrook K, Kaut C. *MRI in Practice*. 2º ed. Cambridge: Blackwell Science Ltd; 1998. p 183-198.
3. Battal B, Kocaoglu M, Bulakbasi N, Husmen G, Tuba Sanal H, Tayfun C. Cerebrospinal fluid flow imaging by using phase-contrast MR technique. *Br J Radiology*. 2011; 84, 758-765.
4. Forner Ginera J, Sanz-Requena R, Flórezb N, Alberich-Bayarria A, García-Martía G, Ponzdy A et al. Estudio cuantitativo del flujo de líquido cefalorraquídeo mediante resonancia magnética en contraste de fase: método para identificar a los pacientes con hidrocefalia a presión normal. *Neurología*. 2014; 29: 68-75.
5. Levy LM, Di Chiro G. MR phase imaging and cerebrospinal fluid flow in the head and spine. *Neuroradiology*. 1990; 32: 399-406.
6. Shprecher D, Jason Schwalb DO, Kurlan R. Normal Pressure Hydrocephalus: Diagnosis and Treatment. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2008; 8: 371-6.
7. Florez N, Martí-Bonmatí L, Forner J, Arana E, Moratal D. Valores de normalidad de la dinámica del flujo de líquido cefalorraquídeo en el acueducto de Silvio mediante análisis optimizado de imágenes de contraste de fase en resonancia magnética. *Radiología*. 2009; 51:38-44.
8. Luetmer PH, Huston J, Friedman JA, Dixon GR, Petersen RC, Jack CR et al. Measurement of cerebrospinal flow at the cerebral aqueduct, by use of phase-contrast magnetic resonance imaging: technique validation and utility in diagnosing idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Neurosurgery*. 2002; 50: 534-43.
9. Al-Zain FT, Rademacher G, Meier U, Mutze S, Lemcke J. The role of cerebrospinal fluid flow using phase-contrast MR imaging in diagnosing idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Acta neurochir Suppl*. 2008; 102: 119-23.
10. Bradley WG, Scalzo D, Queralt J, Nitz W, Atkinson D, Wong P. Normal-pressure hydrocephalus: evaluation with cerebrospinal fluid flow measurements at MR Imaging. *Radiology*. 1996; 198: 523-9.
11. Bradley WG. Idiopathic normal pressure hydrocephalus: New findings and thoughts on etiology. *Am J Neuroradiol* 2008; 29:1-3.
12. Scollatto A, Tenenbaum R, Bahl G, et al. Changes in aqueductal CSF stroke volume and progression of symptoms in patients with unshunted idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Am J Neuroradiol*. 2008; 29:193-8.
13. Ringstad G, Emblem KE, Geier O, Alperin N, Eide PK. Aqueductal Stroke Volume: Comparisons with Intracranial Pressure Scores in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Am J Neuroradiol*. 2015; 36:1623-30.
14. Panigrahi M, Praven Reddy B, Reddy AK, Reddy JJM. CSF flow study in Chiari I malformation. *Childs Nerv Syst*. 2004; 20:336-340.
15. Ringstad G, Emblem KE, Geier O, Alperin N, Eide PK. Aqueductal Stroke Volume: Comparisons with Intracranial Pressure Scores in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Am J Neuroradiol*. 2015; 36: 1623-30.

16. Yildiz H, Erdogan C, Yalcin R, Yazic Zi, Hakyemez B, Parlak M, et al. Evaluation of Communication between Intracranial Arachnoid Cysts and Cisterns with Phase-Contrast Cine MR Imaging. *Am J Neuroradiol* 2005; 26:145-51.
17. Yildiz H, Yazici Z, Zakyemez B, Erdogan C, Parlak M. Evaluation of CSF flow patterns of posterior fossa cystic malformations using CSF flow MR imaging. *Neuroradiology* 2006 48: 595-605.
18. Yamada S, Miyazaki M, Kanazawa H, Hiashi M, Morohoshi Y, Bluml S et al. Visualization of Cerebrospinal Fluid Movement with Spin Labelling at MR Imaging: Preliminary Results in Normal and Pathophysiologic Conditions. *Radiology* 2008; 249: 644-52.