

# PERFUSIÓN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

TM : Jocelyn Monsalve C.

## 1. GENERALIDADES

Entendemos por “Perfusión” a la tasa de flujo sanguíneo que pasa a través de la circulación capilar de un órgano o tejido y que se expresa en mL/min/100 gr de tejido (se mide cada 100 gr de tejido para estandarizar un poco la medida, ya que no todos los órganos son de la misma envergadura). La perfusión varía entre los distintos órganos y puede cambiar en presencia de patologías o por requerimientos metabólicos. Por ejemplo, la perfusión cerebral es distinta que la perfusión hepática o la perfusión miocárdica; esta última varía también al pasar de reposo a estrés.

Para medir la perfusión en Resonancia Magnética (RM) se usan trazadores cuya primera condición es que sean detectables; estos pueden ser moléculas, agregados moleculares, o pequeñas partículas que se distribuyan en los tejidos según el flujo sanguíneo. Existen tres tipos:

- Intravasculares: Son los que permanecen confinados a los vasos sanguíneos. Aunque no existe un agente diseñado específicamente para este propósito y que sea comercializado, el Gadofosveset se acerca bastante, ya que puede permanecer varias horas en circulación tras la inyección; los USPIOs también se han usado para este propósito.
- Extracelulares: Estos no ingresan a las células, pero pueden atravesar libremente las paredes vasculares para distribuirse en los espacios extravasculares de los tejidos. Aquí encontramos a la mayoría de los medios de contraste usados de rutina en RM.
- Difusibles: Se distribuyen a través de todos los compartimentos tisulares, incluyendo el interior de las células. El ejemplo típico son las moléculas de agua marcadas magnéticamente usadas para el Arterial Spin Labeling (Marcado Arterial de Espines, ASL).

## 2. PARÁMETROS DE PERFUSIÓN

Se utilizan tres parámetros principales, en general con sus siglas en inglés: Volumen Sanguíneo (BV, Blood Volume, o CBV, Cerebral Blood Volume, cuando es cerebral), Flujo Sanguíneo (BF, Blood Flow, o CBF, Cerebral Blood Flow, cuando es cerebral), y Tiempo de Tránsito Medio (MTT, Mean Transit Time). Estos tres están

relacionados por el Teorema de Volumen Central, según el cual, si se conocen dos de ellos, se puede calcular el tercero, de acuerdo a la siguiente relación:

$$BF = BV / MTT$$

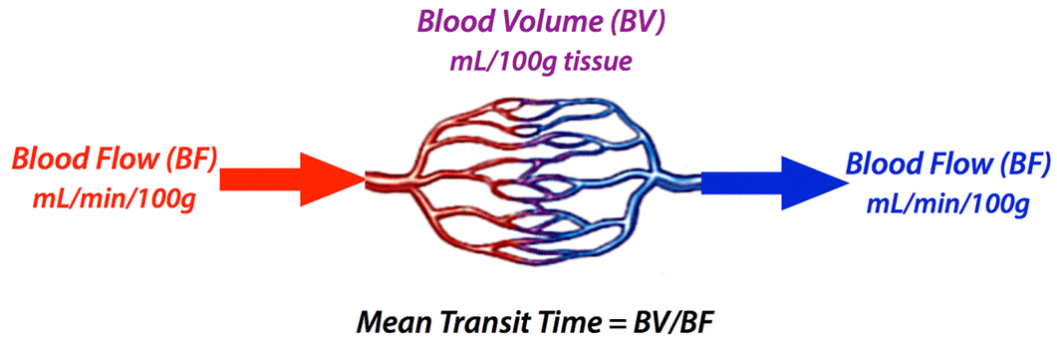
Esta relación se obtiene con base en un modelo regional de circulación que supone que hay una sola entrada arterial y una sola salida venosa y que tanto el flujo como el volumen permanecen constantes (lo mismo que entra a un tejido u órgano por vía arterial será lo que salga por vía venosa). Por otro lado, no todos los vasos son iguales o recorren el mismo trayecto dentro de un órgano, de ahí que el MTT reflejará el promedio de tiempo en que el trazador se encuentra en el sistema. Debido a que los sistemas en la vida real no se adaptan perfectamente a este modelo, los parámetros de Volumen y Flujo con que se trabaja en resonancia son siempre relativos (rCBV, rCBF), y requieren de procesos matemáticos avanzados para llegar a los valores absolutos (como los que se obtienen en Tomografía Computada).

Las Unidades de Medida para estos tres parámetros principales son:

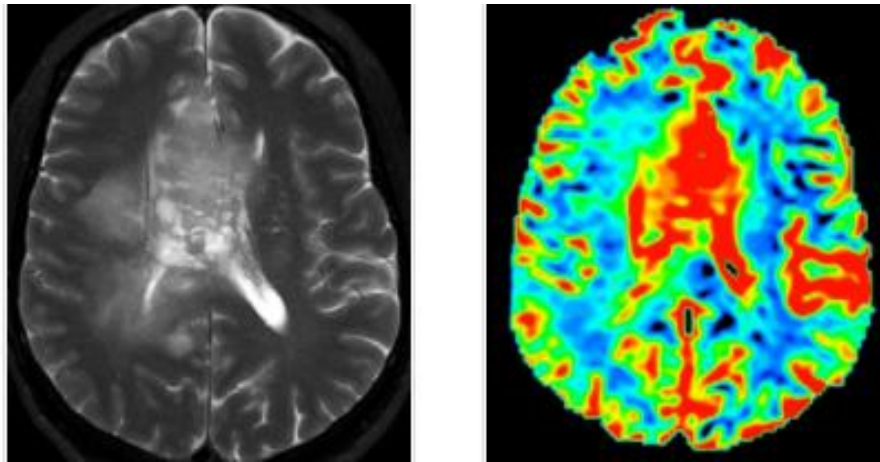
- BF: mL/min/100 gr
- BV: mL/100 gr
- MTT: Minutos o segundos.

Estos parámetros de perfusión se calculan y despliegan como mapas de color, los que entregan información complementaria y rápida, útil para la toma de decisiones. Por ejemplo, el infarto cerebral mostrará BV y BF disminuidos, debido a que el daño ya es permanente y los mecanismos compensatorios naturales del organismo no pueden “solucionar” el déficit de perfusión de la zona, y un MTT aumentado, ya que el aporte sanguíneo ha disminuido y el paso de sangre es escaso; la penumbra, por otro lado, mostrará un BF reducido, ya que el flujo hacia la zona está mermado y es lo que está produciendo el déficit, MTT aumentado por las mismas razones, y BV normal, gracias a que es un proceso aún en período de reversibilidad y los mecanismos compensatorios son capaces de suplir en parte las demandas de volumen de sangre.

En el caso de tumores, el BV permite predecir malignidad al estimar la densidad capilar, la que normalmente se encuentra más elevada mientras más maligno sea el tumor. En los casos de tumores que crecen, pero que tienen un BV disminuido, es más probable pensar en radionecrosis que en progresión tumoral.



**Fig. 1:** Esquema del modelo simple de circulación regional, con una sola entrada arterial y una sola salida venosa.



**Figuras 2 a y b:** a: Imagen T2 de tumor cerebral que involucra al cuerpo calloso. B: BV significativamente aumentado, consistente con alta malignidad (glioblastoma)

### 3. TIPOS DE PERFUSIÓN

Hay tres métodos que se utilizan para medir la perfusión usando RM: Contraste Dinámico de Susceptibilidad (Dynamic Susceptibility Contrast , DSC) o Perfusión T2 (T2\*), Realce Dinámico de Contraste (Dynamic Contrast Enhanced, DCE) o Perfusión T1, y Marcado Arterial de Espines (Arterial Spin Labeling, ASL). Sólo los dos primeros requieren del uso de un bolo de gadolinio endovenoso.

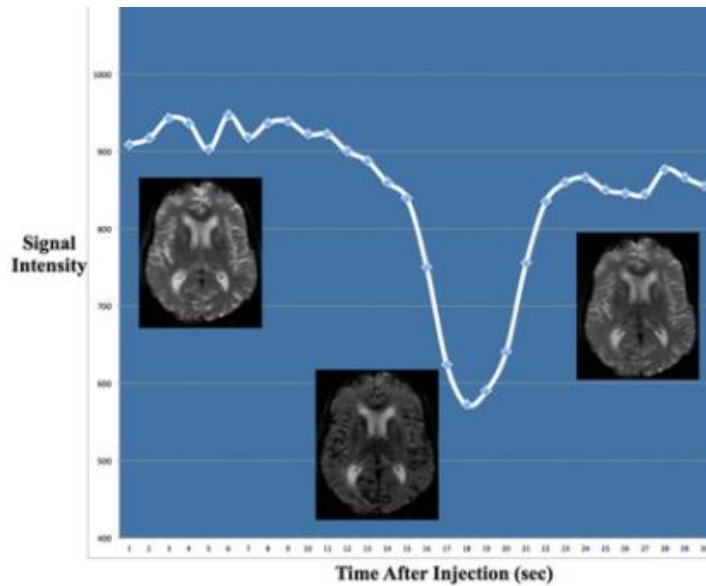
## **Contraste Dinámico de Susceptibilidad o Perfusión T2 (T2\*)**

Al igual que la mayoría de las técnicas usadas en RM, se recomienda emplear un equipo de 1,5 T o superior como condición base. En lo que respecta al medio de contraste, se puede usar cualquiera o - si se cuenta con los medios y disponibilidad - usar uno con mayor relaxividad T2. Con cualquiera de las dos opciones, es posible realizar lo que se conoce como “pre-carga” de contraste (de forma opcional) que equivale a administrar  $\frac{1}{4}$  o  $\frac{1}{3}$  de la dosis total antes de la adquisición dinámica, para reducir la contaminación por efecto T1, especialmente cuando se usan secuencias con ángulos flip altos. Luego de 5 minutos, se inyecta el resto del contraste para hacer la fase dinámica, a un flujo entre 3-5 mL/s (nunca menor) seguido por una carga de suero.

En la fase dinámica, se obtienen secuencias T2 o T2\* rápidas en modo cine inmediatamente luego de la inyección del contraste, para las cuales son útiles las secuencias EPI-GRE o EPI-SE, debido a que permiten una mayor cobertura y a que tienen una resolución temporal de 1-1,5 s. El tiempo de adquisición total es muy corto (2 min aprox).

A medida que se produce este primer paso de gadolinio, el gadolinio permanece confinado al espacio Intravascular y se producen distorsiones del campo magnético local que rodea a los vasos, por efecto de susceptibilidad, con desfase T2 (T2\*) y pérdida de señal a medida que el bolo pasa.

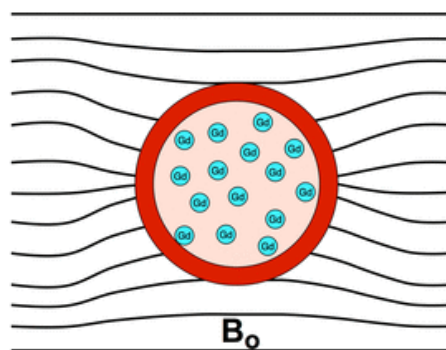
Las intensidades de señal que se observan se pueden graficar píxel a píxel como se ve en la figura 3 y, a partir de ese gráfico, se pueden obtener otros índices cualitativos y semicuantitativos de perfusión como el Tiempo de Llegada, Tiempo hasta el Máximo, y Área bajo la Curva, también conocida como la Integral Negativa de Realce.



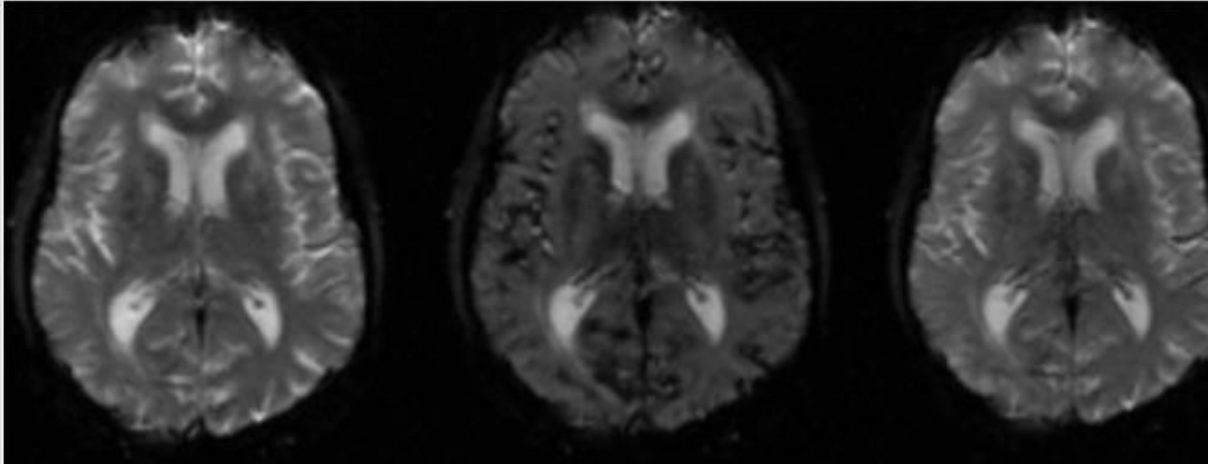
**Figura 3:** Gráfico de tiempo vs señal en el cerebro durante el paso del bolo de gadolinio

Ya sabemos que el gadolinio es un agente paramagnético y que, como tal, facilita tanto la relajación T1 como la relajación T2 y que el efecto que tendrá sobre estos tiempos dependerá de su ubicación y concentración. En los estudios convencionales, las imágenes se obtienen cuando la concentración de gadolinio es relativamente baja y ya está distribuido ampliamente en el espacio extracelular tisular; es por esto que los efectos acortadores de T1 predominan y vemos el “realce” del gadolinio en imágenes T1.

En el caso de la perfusión T2 o Primer Paso, en cambio, la concentración de gadolinio es alta (generalmente supera los 2-3 mM), lo que acorta el T2 debido a las interacciones dipolo-dipolo, y el T2\*, debido a cambios de susceptibilidad producidos por la compartimentalización del gadolinio al interior de los vasos; todo esto lleva a que las moléculas de agua que difunden en las cercanías experimenten un campo magnético variable, acelerando su relajación transversal y produciéndose una pérdida de señal en las secuencias potenciadas en T2 y T2\*.

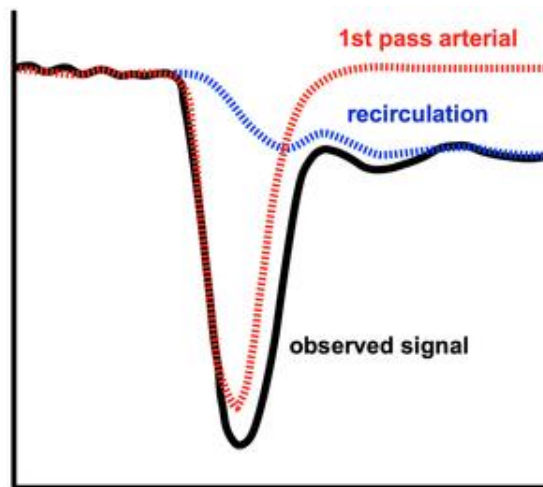


**Figura 4:** Esquema de la distorsión del campo magnético principal inducida por el gadolinio debido a su confinamiento intravascular



**Figura 5:** Imágenes de perfusión T2 adquiridas antes, durante y después del primer paso del bolo de gadolinio. Al momento del máximo (imagen central) se ve la señal disminuida en el cerebro, especialmente en los vasos sanguíneos.

El gran peak negativo de la curva observada en las Figuras 3 y 6, refleja el primer paso del bolo inicial a través de la circulación arterial regional, pero casi simultáneamente pasa una segunda ola de gadolinio por el tejido, que afecta el tamaño y tiempo del primer peak y, además, después del peak, la curva no vuelve a su estado inicial. Esta segunda ola es recirculación de la sangre con gadolinio que pasa por las circulaciones renal y coronaria y vuelve al corazón.



**Figura 6:** Contribuciones a la señal total observada en un estudio de perfusión T2: Primer paso del bolo (temprano) y efectos de la recirculación (tardío).

### Parámetros Semicuantitativos que se pueden obtener de la Curva:

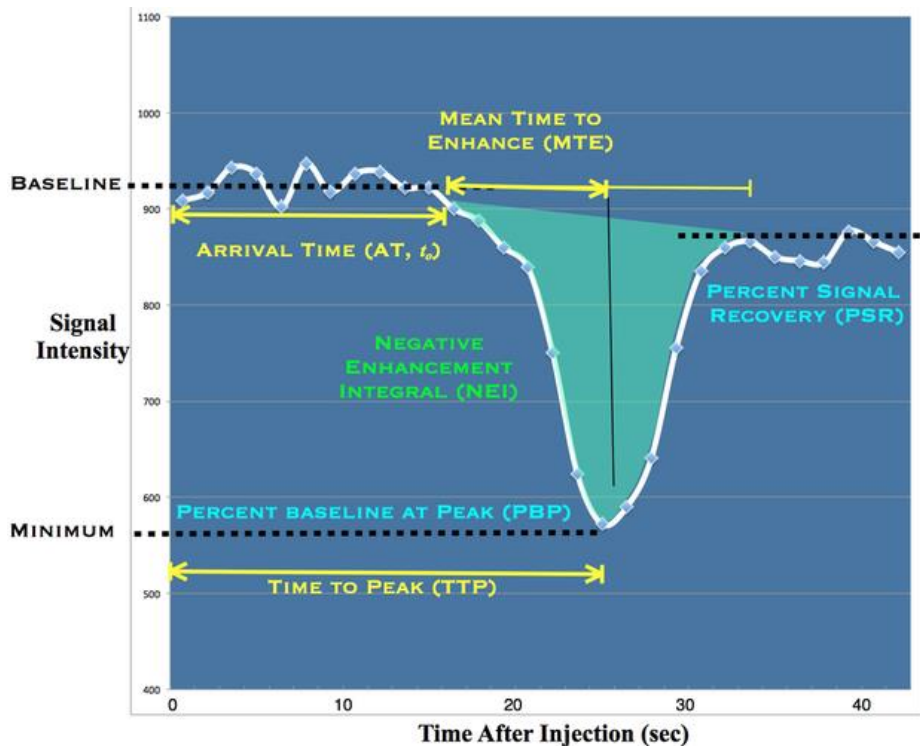
Como ya mencionamos, se pueden obtener varios parámetros semi-cuantitativos a partir de la curva de intensidad de señal para cada vóxel, durante el paso de contraste. Estos parámetros son fáciles de calcular y de usar, pero carecen de precisión y consistencia, siendo altamente dependientes de la eficiencia y compactación del bolo de contraste. Los valores absolutos de estos parámetros tienen poca importancia por sí solos, pero son útiles al usarlos para comparar regiones cerebrales con su correspondiente contralateral.

Los parámetros más comunes son los que se muestran a continuación, siendo los más usados el TTP y NEI. La cuantificación de flujo y volumen sanguíneo requieren procesamientos matemáticos sofisticados, por lo que siempre se utilizan valores relativos.

- a) Tiempo de Llegada (AT, Arrival Time): Es el intervalo de tiempo que sucede entre la inyección del contraste y la primera detección visible en el tejido o en una gran arteria alimentadora. Debido a que las señales de RM varían al azar por causa del ruido y del movimiento, se deben promediar doce o más puntos de tiempo antes de la llegada del contraste para establecer una línea de base. Luego se pone un umbral arbitrario de detección (ej: 5% bajo la línea de base) para definir la llegada del contraste. De forma alternativa, este umbral también se puede seleccionar manualmente mediante inspección visual de la curva de intensidad de señal. De cualquier manera, que se haga, el AT refleja la suma de todos los procesos que llevan a la entrega de contraste a los tejidos (tasa de inyección, gasto cardíaco, flujo sanguíneo regional, etc). Un AT que sea muy distinto en un hemisferio cerebral respecto al otro, por ejemplo, puede reflejar una estenosis carotídea unilateral.
- b) Tiempo al Máximo (Time To Peak, TTP): Se define como el tiempo que transcurre desde la inyección de contraste hasta el máximo de pérdida de señal en el órgano de interés. TTP tiene los mismos usos y limitaciones que el AT, pero es mejor ya que el máximo se identifica más fácilmente sin necesidad de poner umbrales arbitrarios.
- c) Integral Negativa (NEI): Es el área total o la integral bajo la curva de intensidad de señal durante el primer paso del gadolinio. Refleja la cantidad total de contraste que transita a través del sistema vascular regional y es, a grosso modo, proporcional al volumen sanguíneo. Debido a los efectos de la recirculación ya mencionados, la línea de base no vuelve a su punto inicial al final del primer paso. Requiere de más análisis matemático para mayor consistencia.
- d) Tiempo de Tránsito hasta el Realce (Mean Transit to Enhance, MTE): representa el tiempo promedio para que el bolo completo de contraste inyectado pase a través de un tejido o región. Por lo tanto, los valores absolutos de este parámetro son altamente dependientes de la "forma" del bolo que llega y, en menor medida,

de la perfusión tisular. Es importante diferenciarlo del MTT, ya que este último refleja el tiempo en que UNA sola molécula de contraste (no el bolo completo) pasa por un tejido; MTE, por ende, siempre es mayor.

- e) Línea de Base del Percentil en el Máximo (Percentile Baseline at Peak, PBP) Y Recuperación De la Señal (Signal Recovery, PSR): Se definen como las tasas de intensidad de señal al mínimo (peak) o durante la fase de recirculación (recuperación) respectivamente, divididas por sus valores iniciales (línea de base). No se ocupan mucho pues, aunque son fáciles de calcular, reflejan una mezcla de fenómenos experimentales y fisiológicos.



**Figura 7: Análisis simple de los parámetros de la curva de Perfusión T2**

Limitaciones de la Perfusión T2:

Los contrastes habituales no entran al espacio extracelular del cerebro y médula espinal, debido a la presencia de la barrera hémato-encefálica (BHE); cuando esta se encuentra interrumpida (en caso de tumores malignos o infecciones, por ejemplo), el medio de contraste pasará al parénquima cerebral, produciendo acortamiento T1 y realce. Todo esto viola la suposición fundamental en que se basa el modelo cinético del trazador que dice que no hay retención del contraste (todo lo que entra, sale), por lo que las estimaciones de Flujo y Volumen sanguíneo pueden resultar muy erradas. Esto sucede por dos motivos:



- Entorpecimiento de la pérdida de señal  $T2^*$ , ya que esta técnica se basa en el desfase  $T2^*$  durante el paso del bolo. El gadolinio extravascular aumenta la señal debido a efectos  $T1$  y puede mermar el acortamiento  $T2^*$  deseado.
- Efecto en la señal de steady-state: La adquisición de esta perfusión se hace con TR relativamente cortos (1000-2000 ms). Las áreas con acortamiento  $T1$  debido a la acumulación de gadolinio se recuperarán más rápido entre los pulsos de  $R_f$  y, por ende, tendrán señal remanente más alta. Este fenómeno se ve aumentado con ángulos flip mayores.

Para compensar, se puede administrar una pre-carga de contraste, la cual eleva la señal base en las áreas de realce de contraste, para que los cambios  $T2^*$  que suceden durante la perfusión se puedan apreciar mejor.

Otra manera es reducir el ángulo flip de la secuencia de perfusión (hasta un cierto límite, para no disminuir la SNR) o utilizar algoritmos de corrección que vengan incorporados en los software de visualización.

### **Realce Dinámico de Contraste o Perfusión $T1$**

Esta técnica explota los efectos acortadores de  $T1$  del contraste, adquiriendo repetidas imágenes  $T1$ , en un intervalo de 5-10 minutos aproximadamente, luego de la administración de un bolo de gadolinio.

Como ya sabemos, inmediatamente luego de la inyección, el gadolinio se queda en el plasma y circula a los órganos en forma proporcional al flujo. Posteriormente, difunde al espacio extracelular de la mayoría de los tejidos, a excepción del cerebro y la médula espinal con barreras intactas.

Es posible aplicar este tipo de Perfusión por RM para cualquier órgano, pero se utiliza más en cerebro, corazón, mamas, hígado, próstata y riñones.

Las secuencias a utilizar son del tipo  $T1$  3D SPOILED GRE, donde los requerimientos de resolución temporal y tiempo total de adquisición variarán significativamente según el órgano y tipo de análisis a realizar. La estructura exacta de las secuencias y sus pulsos dependen de las aplicaciones específicas de los equipos usados, siendo las utilizadas para corazón las más “especiales”; lo mismo aplica para FOV, grosor de corte, número de cortes y matriz utilizada.

Por ejemplo, para la perfusión abdominal se usan secuencias del tipo LAVA (GE), VIBE (Siemens), THRIVE (Philips), y TIGRE (Hitachi), que tienen resoluciones temporales del orden de los 15-20 segundos. Actualmente se están masificando secuencias con segmentación del espacio  $k$  y muestreo aleatorio para acelerar las secuencias.

Para mamas, donde se necesitan algunos análisis solamente, se usan secuencias que duran 1,5 - 2 minutos aproximadamente, en un período de 5-7 minutos. Para próstata, donde la captación y lavado es mucho más rápida que en mama, se necesitan resoluciones temporales más exigentes, donde las imágenes sean obtenidas al menos cada 10 segundos por un período de 5 minutos post-inyección.

Para cerebro, se requiere un protocolo de mapeo T1 antes del contraste, luego del cual se realiza la perfusión T1 con imágenes cada 5 segundos por un período de 5 minutos aproximadamente.

De todas maneras, el observar y cuantificar el curso de tiempo que toma el realce de contraste es el objetivo principal de la Perfusión T1. Como regla general, el grado de realce dependerá del flujo sanguíneo regional (F), el tamaño y número de vasos sanguíneos cuantificados por área de superficie por unidad de masa de tejido (S), y su permeabilidad (P).

Como puede no ser posible separar estos componentes individualmente, a través de modelamiento matemático se puede medir su efecto combinado, reflejado en la llamada constante de transferencia ( $K^{\text{trans}}$ ).

$K^{\text{trans}}$  es un índice que caracteriza la entrada del contraste a través del endotelio vascular. Los índices derivados de la perfusión T1, como  $K^{\text{trans}}$ , se han vuelto muy importantes en la evaluación de respuesta tumoral a terapia, especialmente para agentes no-citotóxicos que se enfocan en la vascularidad tumoral. También es posible usarlo para evaluar procesos inflamatorios en pulmones, articulaciones, y otros órganos.

Se pueden evaluar otros parámetros, como la fracción de Volumen del espacio extracelular extravascular ( $v_e$ ) en tejidos, la fracción de volumen de plasma tisular ( $v_p$ ), y la constante de la tasa de entrada del contraste de vuelta al plasma desde el espacio extracelular tisular ( $k_{ep}$ ).

### Evaluación de los resultados:

Los datos se pueden evaluar por uno de estos tres métodos: Evaluación Visual Simple, Índices descriptivos semicuantitativos, o cuantificación basada en modelos o análisis cuantitativo completo.

La Evaluación Visual Simple del realce de contraste en varios puntos de tiempo es el método más usado por los radiólogos, en el cual parten buscando en la serie dinámica áreas en que aparezca primero el contraste. Luego, evaluando el patrón de realce y las

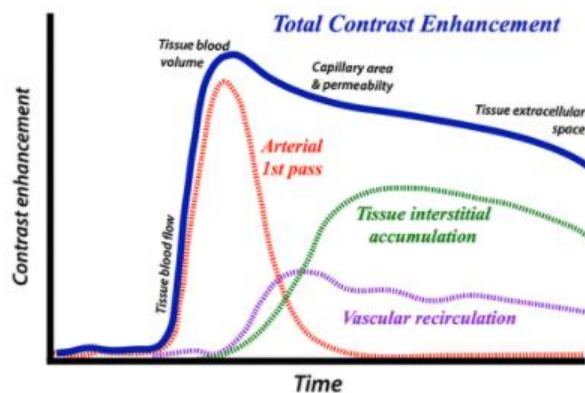
tasas de “captación”/lavado de una lesión pueden obtener pistas acerca de su verdadera naturaleza.

Las diferentes porciones de la curva de realce dinámico de contraste reflejan características anatómicas y fisiológicas diferentes. La pendiente inicial de subida se correlaciona con el flujo sanguíneo tisular y la altura de su máximo refleja el flujo sanguíneo y volumen totales. La siguiente porción se debe al paso de contraste al intersticio y es, por lo tanto, una función del área capilar y su permeabilidad. Las últimas porciones de la curva reflejan el espacio extracelular tisular total y el volumen intersticial del plasma.

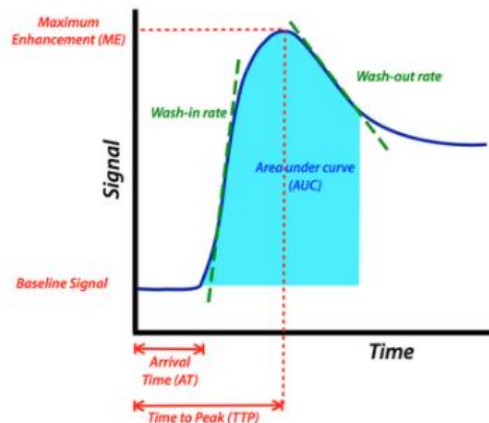
Se pueden aplicar Índices descriptivos semicuantitativos tomados de los datos crudos de la intensidad de señal, de manera similar que en la Perfusión T2; así, se pueden obtener parámetros como el AT, TTP, Tasa de captación WIR (Wash-in rate), tasa de lavado WOR (Wash-out rate), Área bajo la curva (AUC), Realce Máximo (ME Maximum Enhancement), y Porcentaje de Realce Máximo (%ME) en comparación con la línea de base. Aunque los valores absolutos de estos índices no dicen mucho, pueden ser útiles cuando se comparan con cambios de intensidad de señal en otras lesiones o con el fondo del tejido normal.

El análisis cuantitativo completo requiere tres pasos: 1) conversión de la intensidad de señal a concentración de gadolinio; 2) selección del modelo de tejido apropiado; y 3) estimación de los parámetros del modelo a partir de los datos ajustados. Los parámetros potencialmente más importantes que se pueden obtener incluyen permeabilidad vascular, tasas de intercambio de gadolinio, flujo sanguíneo, y volumen del espacio extracelular tisular.

En las imágenes siguientes pueden ver la curva que se obtiene que, obviamente, es diferente de la curva de Perfusión T2.



**Figura 8:** Contribuciones al realce total del contraste como función del tiempo



**Figura 9: Índices en relación a la curva de señal en el tiempo**

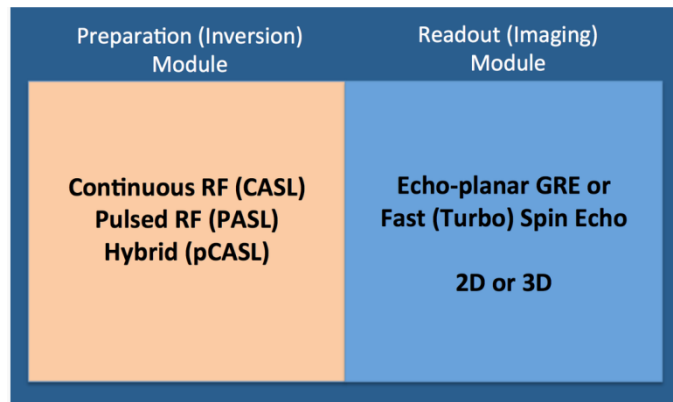
### Utilidad de la Perfusión T1:

Actualmente la Perfusión que se aplica en RM es la perfusión T2, ya que, como se habrán podido dar cuenta, los parámetros que se pueden obtener con la perfusión T1 son más complejos de lograr y operadores-dependientes, lo que hace que existan muchas diferencias entre los lugares que la pueden aplicar.

Su mayor utilidad estaría en el estudio tumoral, pero aún requiere de avances. La base fisiopatológica de la Perfusión T1 reside en el concepto (imperfecto) de que mientras más maligno el tumor, mayor grado de neovascularización. Por lo tanto, para aportar nutrientes a estas células que proliferan rápidamente, tanto flujo como volumen sanguíneo aumentan. En consecuencia, varios otros parámetros se afectarán, redundando en una constante  $K^{trans}$  elevada también. Uno de los principales logros que podría tener esta técnica es la predicción y monitorización de la respuesta tumoral, así como la distinción entre progresión y pseudoprogresión, y tumor recurrente vs radionecrosis.

### Marcado Arterial de Espines (Arterial Spin Labeling, ASL)

De los 3 métodos, es el único que no requiere la administración de contraste exógeno. Todas las secuencias de ASL tienen dos componentes: 1) un módulo de preparación para etiquetar o marcar magnéticamente el flujo de sangre, y 2) un módulo de lectura para generar imágenes pareadas del tejido blanco bajo condiciones de “control” y “marcaje”. Los métodos para ASL se clasifican por cómo se construyen cada uno de estos módulos.



**Figura 10: Esquema general de ASL**

Las primeras técnicas de ASL invertían los espines circulantes usando Rf continua en conjunto con gradientes de campo magnético aplicadas en la dirección del flujo sanguíneo. Conocidas como CASL (Continuous Arterial Spin Labeling), fueron difíciles de implementar y producían mucho calor. A fines de los años 90, este método fue descartado y se adoptó otro grupo de métodos con Rf pulsada, conocidos como PASL (Pulsed Arterial Spin Labeling); este grupo puede dividirse entre los que marcan los espines asimétricamente en relación al plano de imagen (EPISTAR, PICORE) o simétricamente (FAIR). De forma más reciente, ha salido un método híbrido llamado pCASL (pseudo Continuous Arterial Spin Labeling), el cual usa varias series de pulsos cortos de radiofrecuencia junto con una potente gradiente de selección de corte. pCASL combina entonces las características buenas de CASL (Alta SNR) con las de PASL (menor depósito de energía). Actualmente los métodos disponibles están basados en una variante de PASL o en pCASL.

Al principio, los métodos de lectura estaban limitados a un solo corte obtenido con una técnica eco planar. Luego surgieron los métodos multicortes así como la formación de imágenes usando secuencias SE y TSE. Se pueden usar métodos 2D y 3D.

La adquisición 2D es menos sensible al movimiento de cabeza y probablemente es mejor que la 3D para la cuantificación de flujo sanguíneo. Para una calidad de imagen óptima, se recomienda una secuencia previa y un mapeo previo. La desventaja de este método es que los cortes más distales tienen retardos de marcaje mayores que los cortes proximales, lo que produce variaciones de la señal corte a corte debido a los efectos de relajación.

Los métodos 3D se demoran un poquito más que los 2D, pero son más fáciles de programar. Permiten mayor SNR y mejor resolución espacial, así como un retardo fijo de marcaje para todos los cortes. Generalmente se requiere supresión del fondo, lo que reduce la señal de la perfusión y puede confundir los cálculos de los flujos sanguíneos absolutos.

### Técnica:

La elección de los parámetros de imagen óptimos depende exactamente del método ASL utilizado, ya que incluso pequeñas variaciones en cada secuencia (como el tipo de supresión de fondo o la forma del pulso) pueden afectar la elección de parámetros. También se deben considerar los valores esperados, ya que, por ejemplo, los niños tienen circulaciones más robustas que los adultos. Siempre se recomienda partir por las recomendaciones del fabricante y luego considerar que hay ciertas reglas generales aplicables a cada implementación:

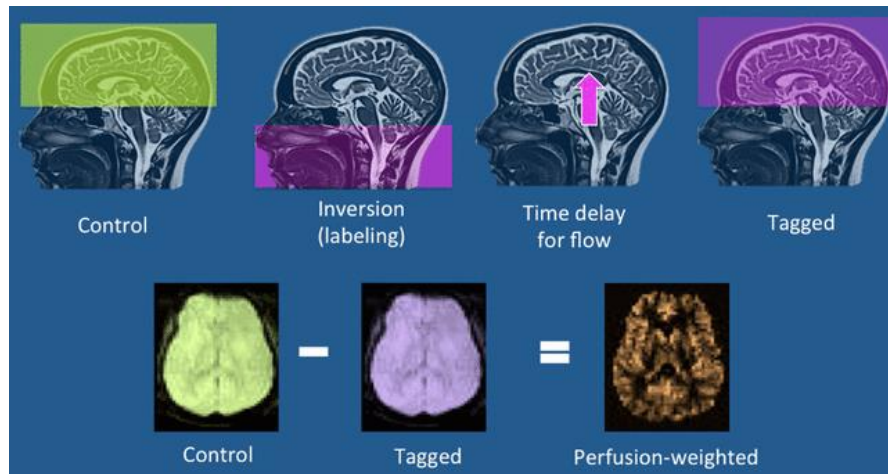
- Plano de imagen: Todos los métodos de ASL funcionan mejor cuando la imagen se adquiere en planos axiales perpendiculares al corte de imagen.
- Equipamiento: Usar la potencia máxima disponible, ya que tienen una SNR limitada, y funcionarán mejor a 3 T que a 1.5 T. Siempre se deben usar antenas multicanales y un factor de aceleración bajo (2) para las adquisiciones 3D, pero evaluar su uso en las 2D.
- TR: Lo suficientemente largo para permitir una relajación sustancial de los espines marcados entre adquisiciones, generalmente serán mayores a 3500 ms.
- TE mínimo, para preservar la señal por el decaimiento  $T2/T2^*$ .
- Resolución Espacial: Evitar las imágenes de alta resolución, debido a la limitación de SNR. Por ejemplo, para una adquisición 2D se pueden usar matrices en el rango de 64 x 64 o 128 x 128, con cortes de 4-6 mm
- Promedio de la señal: para mantener una SNR razonable con tiempos de adquisición razonables, se deben tomar múltiples promedios de señal. Para técnicas 2D, entre 30 a 50 a 3 T, y más a 1.5 T. Para técnicas 3D, se requieren entre 2-4 señales.
- Duración del marcaje y retardo del Tiempo de Inversión (TI) post-marcaje: dependen de la potencia de campo, método ASL y velocidades de flujo esperadas. Para imágenes cerebrales a 1.5 T, la duración del marcaje es de 700 ms para PASL y 1500 ms para pCASL con valores de TI de 1800 aproximadamente. Como a 3T la sangre tendrá T1 mayores, se requieren T1 más largos. Los TI también debiesen aumentarse cuando se espera flujo arterial retardado (pacientes de edad avanzada o con patologías vasculares o gasto cardíaco disminuido) y disminuirse en caso de niños, por sus tiempos de circulación más rápidos.
- Supresión del fondo: se requiere para los métodos 3D que usan excitación por TR, pero se debe considerar que disminuyen un poco la señal de ASL en caso de que se desee hacer mediciones cuantitativas de flujo sanguíneo.

## Resumiendo, ASL:

Primero se toman imágenes de “control” a través del área de interés. Luego se aplican los pulsos marcadores a un corte de tejido proximal (“río arriba”) del volumen de imagen, el que invierte la magnetización de las moléculas de agua de ese corte.

Durante los segundos siguientes, la mayoría de esas moléculas marcadas magnéticamente que se encuentran en los vasos viajarán al volumen de imagen, intercambiando su magnetización con la del tejido estático, reduciendo el equilibrio de magnetización de este último ligeramente (1-2%).

Se vuelve a tomar imágenes del área de interés y los datos de las nuevas imágenes “marcadas” se sustraen de las imágenes “control” píxel a píxel. El resultado es una imagen basada en perfusión, porque depende del flujo.



**Figura 11:** Esquema resumen general de ASL

Además de permitir medir perfusión, este método se puede aplicar para generar imágenes de vasos sanguíneos directamente de una angioRM. También se está utilizando para estudiar áreas de activación en resonancia funcional, como alternativa a la técnica BOLD.