

APLICACIONES ESPECIALES DE LA TÉCNICA DE RM

Prof. Cristián Garrido Inostroza

Introducción

La potencialidad de la técnica de RM radica en su gran resolución de contraste, la que no depende de parámetros físicos, sino que de su capacidad de traducir la información del medio bioquímico en el que se encuentran inmersos los espines, tanto en el medio local como remoto. Esta información enriquece la diferencia entre lo normal y lo patológico, ya que la patología no sólo produce cambios morfológicos, los que son sutiles al comienzo, sino que los sutiles cambios del entorno bioquímico producidos en la patología son los que entregan la clave del diagnóstico diferencial. Sin embargo, estos hallazgos deben ser interpretados y reportados en el informe radiológico, para lo cual el conocimiento de la física de la técnica de RM mejora la agudeza en la interpretación de los signos semiológicos presentes en las imágenes.

La técnica de RM no solo tiene la herramienta de la traducción de la información del medio bioquímico, sino que también existen aplicaciones derivadas de la técnica, que enriquecen aún más la información aportada por este método diagnóstico. Sin embargo, estas aplicaciones son abordadas en forma superficial en el conocimiento, ya que se fundamentan en principios físicos que requieren de un acervo más que aceptable para comprenderlas. En este tema se aborda el desplazamiento químico entre agua y grasa entendido como artefacto, así como sus implicancias en el diagnóstico, y su relación con las técnicas espectrales de supresión de grasa.

Desplazamiento químico (Chemical Shift) (CS)

Existe una relación entre el desplazamiento químico y el apantallamiento magnético por el hecho de que se produce una diferencia en frecuencias de precesión entre moléculas o radicales que tienen nubes electrónicas con distinta densidad, a pesar de que comparten el mismo vóxel y que están bajo la influencia del mismo campo magnético externo. Esta diferencia en las frecuencias de precesión se puede expresar en términos absolutos (frecuencia en Hz) lo que depende de la potencia del campo magnético externo, y en términos relativos (diferencia en ppm) lo que hace válida la diferencia para distintas intensidades de B₀. En este tema el foco estará en el desplazamiento químico entre el agua y la grasa (Figura 1).



Figura 1: Apantallamiento agua-grasa

La grasa está formada por poligrupos de radicales metileno CH_2-H que se unen a algún otro radical. Este grupo metileno, por tener nubes electrónicas mucho más grandes que el agua, se encuentra mucho más apantallado que ésta, lo que implica que su frecuencia de precesión dentro de un campo magnético será menor que la del agua. La diferencia de frecuencia de resonancia entre los dos (no respecto al TMS) se puede expresar en Hz, o en términos de desplazamiento de la frecuencia de resonancia entre ellos, la que corresponde a 3.5 ppm (Figura 2). Para la aplicación clínica de este desplazamiento, es necesario conocerlo en términos de diferencias en frecuencia

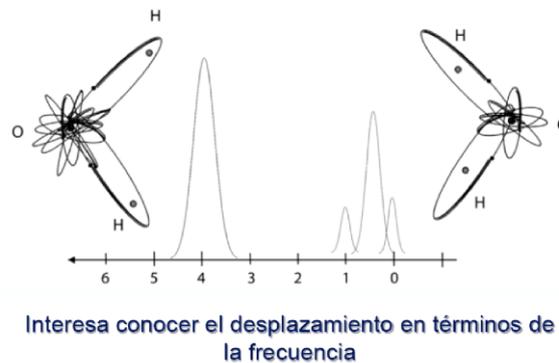


Figura 2: Desplazamiento químico entre agua y grasa. El radical metileno se encuentra situado a 0.5 ppm, mientras que el agua, por estar menos apantallado, se encuentra situado a 4.0 ppm, dentro del espectro. Esto hace que la diferencia de desplazamiento entre ambos sea de 3.5 ppm.

La diferencia en términos de la frecuencia es fácilmente obtenible mediante la fórmula que se muestra en la Figura 3. Esta fórmula relaciona el desplazamiento en la frecuencia de resonancia utilizando la frecuencia central según la potencia de campo magnético principal.

$$\Delta f_{cs} = \delta * \omega_0$$

Δf_{cs} = Diferencia relativa en desplazamiento de frecuencias (Hz)
 δ = Desplazamiento en la frecuencia de resonancia (ppm)
 ω_0 = Frecuencia de resonancia según B₀ (T)

$$\Delta f_{cs} = \delta * \omega_0$$

$$\Delta f_{cs} = 3.5 \text{ ppm} * 64 \text{ MHz (1.5T)}$$

(0,0000035 * 64.000.000 Hz)

$$\Delta f_{cs} = 224 \text{ Hz (En realidad 223,6 Hz)}$$

Figura 3: Cálculo del desplazamiento en frecuencia un B₀ determinado (1.5T)

Según la [Figura 3](#), la diferencia en el desplazamiento de frecuencias es igual al desplazamiento de la frecuencia de resonancia en ppm, multiplicado por la frecuencia de resonancia que corresponde a la potencia de B₀. En el ejemplo, la diferencia en frecuencia entre agua y grasa, que en términos relativos corresponde a 3.5 ppm, multiplicada por la frecuencia de Larmor a 1.5T, que corresponde a 64 MHz. El producto es igual a 224 Hz, lo que implica que el desplazamiento entre agua y grasa a 1.5T es de 224 Hz. Esto significa que la grasa, por estar más apantallada, precesará 224 Hz más lento que el agua, a pesar de estar sometidas ambas a la misma potencia de campo magnético. En la [Figura 4](#) se hace el mismo cálculo para una potencia de campo magnético de 0.5T, que muestra que a menor potencia de B₀, la diferencia en frecuencias también será menor. En este caso la diferencia en frecuencia entre agua y grasa corresponderá a 74.55 Hz. Se puede concluir que este fenómeno se podrá caracterizar y discriminar de mejor forma al usar potencias de campo magnético mayores. El desplazamiento químico entre agua y grasa será el mismo siempre, independiente del teslaje, y sólo el desplazamiento en términos de frecuencia será mayor o menor dependiendo de la potencia de B₀

A 0.5 T.....

$$\omega_0 = \gamma * B_0$$

$$\omega_0 = 42.6 \text{ MHz/T} * 0.5T$$

$$\omega_0 = 21.3 \text{ MHz}$$

$$\Delta f_{cs} = \delta * \omega_0$$

$$\Delta f_{cs} = 3.5 \text{ ppm} * 21.3 \text{ MHz (0.5T)}$$

A menor B₀ el
Chemical Shift
será menor

$$\Delta f_{cs} = 74.55 \text{ Hz}$$

Figura 4: Cálculo del desplazamiento en frecuencia (Hz) a 0.5T

En general, la frecuencia central de un vóxel depende principalmente de la frecuencia del agua libre y ligada, a una determinada potencia de B₀. En la [Figura 5](#) se ve que la frecuencia del agua como la de la grasa están en torno a la frecuencia central, sin embargo, la frecuencia central es bastante similar a la frecuencia de la

población de agua libre y ligada, por lo que la frecuencia de la población grasa, a 1.5T, se encontrará a 224 Hz a la izquierda (es decir más lento), de la frecuencia central.

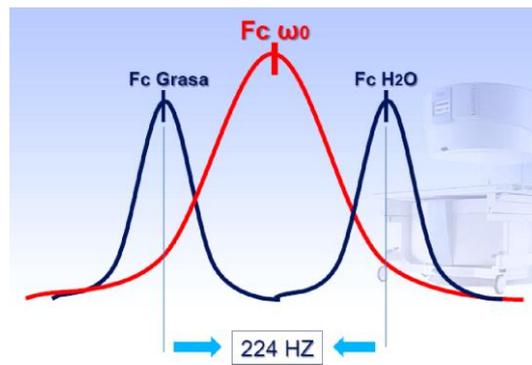


Figura 5: Diferencias en Fc del agua y grasa, en torno a la Fc del voxel

Chemical Shift de 1er Orden

En el Chemical Shift de primer orden se expresa el fenómeno de desplazamiento químico como artefacto de imagen. La ubicación de las estructuras en resonancia magnética es dependiente de la frecuencia, por lo que un mal registro de la frecuencia implicará un mal registro de estas estructuras en la imagen final. Por lo tanto, el Chemical Shift como artefacto de imagen, se puede definir como la ubicación errónea de una estructura en la imagen en escala de grises, debido a la diferencia de registro de la frecuencia del agua y grasa cuando están ubicadas en voxels contiguos. La imagen se construye a partir de las frecuencias y se supone que si dos poblaciones compartieran la misma frecuencia deberían tener la misma ubicación en la imagen, pero como la grasa tiene una frecuencia distinta porque está desplazada, se interpreta erróneamente en la codificación de frecuencia. Por lo tanto, el artefacto se expresará en el sentido de la frecuencia.

En el Chemical Shift como artefacto, la ubicación en la imagen de las estructuras grasas contiguas a estructuras ricas en agua se desplazará en el sentido de la frecuencia respecto de su verdadera posición, ya que ésta será mal codificada como consecuencia del desplazamiento químico presente. Mientras mayor sea el desplazamiento químico, mayor será el desplazamiento observado. El desplazamiento de la ubicación, entonces, será mayor a potencias de campo magnético mayores y utilizando anchos de banda receptores (rBW) menores. El rBW es un parámetro que se relaciona con la cantidad de frecuencias que serán incluidas en la imagen, por lo que se relaciona con el FOV. Un FOV de mayor tamaño requerirá “escuchar” más frecuencias, por lo que requerirá de un rBW mayor. El rBW es controlado por la pendiente de la gradiente de codificación de frecuencias (Gx)

En la imagen, el artefacto de Chemical Shift se manifestará en la forma de semilunas brillantes y oscuras en las interfases entre agua y grasa, en el sentido de la codificación de frecuencias (Figura 6).

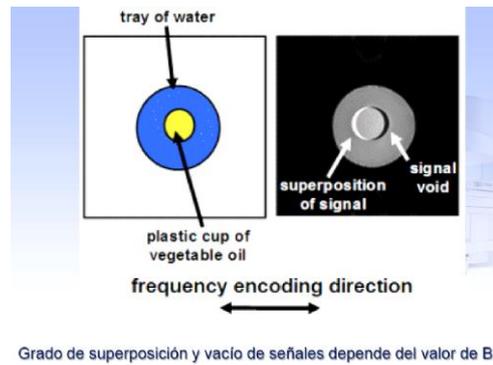


Figura 6: Expresión en la imagen del Chemical Shift de 1er Orden

Como el desplazamiento depende del valor de las frecuencias, en la región de las altas frecuencias se producirá una superposición de la señal, la que en la imagen será representada como una semiluna hiperintensa, mientras que hacia las bajas frecuencias la imagen será representada como una semiluna hipointensa, debida a la sustracción de señal que se manifiesta como si fuera un vacío de señal. Gráficamente esta situación se representa según la [Figura 7](#).

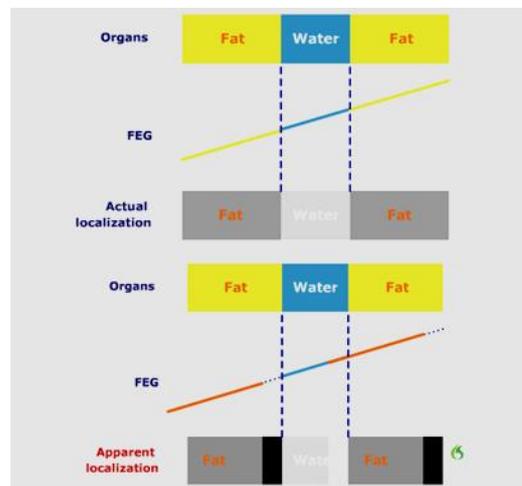


Figura 7: Expresión gráfica del Chemical Shift de 1er Orden

El grado de desplazamiento de las semilunas dependerá del valor del campo magnético. Por lo tanto, a mayores potencias de campo magnético, el tamaño de las semilunas será mayor.

Otro factor que participa en la expresión del Chemical Shift es el ancho de banda receptor (rBW).

El rBW de uso habitual en RM es de 32 KHz. Esto significa que toda la dimensión de la frecuencia estará expresada a través de este ancho de banda. Por lo tanto, si la imagen está expresada por 256 píxeles, a cada píxel le corresponderá una fracción del rBW total. La suma de los anchos de banda de todos y cada uno de los píxeles, equivale al ancho de banda receptor total. En la [Figura 8](#) se muestra que para un ancho de banda habitual de 32 KHz (32000 Hz) utilizado para una dimensión de frecuencia de 256 píxeles, al dividir el ancho de banda por el total de píxeles, a cada píxel le corresponderá un ancho de banda de 125 Hz, es decir, cada píxel estará

representado por las frecuencias contenidas en 125 Hz. A esto se le denomina cálculo de frecuencias por píxel y se expresa en términos de **Hz/Px**.



Figura 8: Cálculo de frecuencias por píxel (Hz/Px)

Este concepto se introduce para explicar cómo incide el rBW en el Chemical Shift. Este factor incide en la falta de registro, conocida como *Misregistration* o *Water Fat Shift (WFS)*. La falta de registro relaciona el rBW con una cierta cantidad de píxeles, independiente del tamaño de éstos. En la [Figura 9](#) y [Figura 10](#), se ve cómo es la falta de registro a distintos valores de rBW. De los cálculos mostrados en ambas figuras, se puede concluir que, al disminuir el ancho de banda receptor, aumentará la falta de registro en píxeles. En términos generales, una disminución del rBW a la mitad, producirá un aumento al doble de la falta de registro.



Figura 9: Cálculo del Misregistration con Dim-Frec de 256 y rBW de 32 KHz



Figura 10: Cálculo del Misregistration con Dim-Frec de 256 y rBW de 16 KHz

De ambas figuras se concluye que, al aumentar la falta de registro en píxeles aumentará la separación de las semilunas, independiente del tamaño del píxel. Con todo lo expuesto, se pueden evaluar varias formas de modificar la influencia del Chemical Shift en la imagen:

1. Uso de B0 menores: Disminuye el CS. Repercute disminuyendo la SNR.
2. Aumento del rBW: Disminuye la falta de registro, sin embargo, también disminuye la SNR.
3. Aumento de la matriz: Disminuye el tamaño del píxel, por lo que las semilunas se desplazarán menos a igual falta de registro. Esta estrategia tiene repercusión en la SNR, disminuyéndola.
4. Cambio de la dirección de codificación de fase: (Swap Phase-Frequency): Esto no disminuye el Chemical Shift, sin embargo, puede aclarar dudas cuando las semilunas puedan simular u ocultar patología.
5. Uso de secuencias SE: El uso de un pulso de 180° corrige en parte el desfase entre agua y grasa, por lo que el CS se manifiesta menos.
6. Uso de supresión de la grasa: Aplicable solo en algunas ocasiones

Implicancias del Chemical Shift en la imagen clínica.

Desde el punto de vista de la imagen, el Chemical Shift presenta la desventaja de ser el causante de un artefacto que puede llevar a pitfalls de interpretación. Este artefacto se manifiesta en las interfases de órganos con alto contenido líquido y la grasa circundante, como ocurre por ejemplo entre el globo ocular y la grasa orbitaria, entre los riñones y la grasa de los espacios perirrenales, y entre un filum terminal lipomatoso y el LCR circundante de la cisterna lumbar. En la [Figura 11](#) hay algunos ejemplos de imágenes, en los que se marcan las semilunas hipointensas en una estructura, y en el lado contrario de esta estructura se visualiza la semiluna

hiperintensa. Hay que considerar que estas semilunas se presentarán en el sentido de la codificación de frecuencias.



Figura 11: Ejemplos de manifestación del chemical shift en la imagen

No toda la manifestación del Chemical Shift en la imagen tiene efectos indeseables. También puede ser útil aportando evidencia en el diagnóstico de lesiones que tienen un importante componente graso. En neurorradiología puede ser útil en la discriminación de lipomas, tumores dermoides y teratomas. En radiología de cuerpo, se utiliza más el chemical shift de 2º orden, el que puede ser útil en el diagnóstico de adenomas suprarrenales, infiltración focal grasa en el hígado y angiomiolipomas, además de ser útil en la delimitación de los márgenes viscerales. En todas las aplicaciones, especialmente en las neuroimágenes, la potenciación más sensible para detectar el Chemical Shift de primer orden es la potenciación T2.



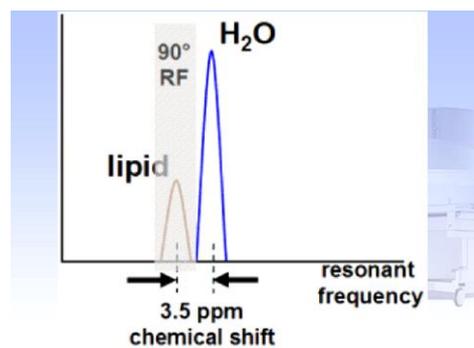
Figura 12: Chemical Shift en un lipoma raquídeo. La potenciación T2 (imagen axial a la derecha) muestra de mejor modo las semilunas que la potenciación DP. En ambos casos la presencia de las semilunas es un indicio categórico de la presencia de una interfase entre agua y grasa

Otra aplicación, y que tiene mayor repercusión en la técnica de resonancia magnética, es su uso como fundamento físico de la supresión espectral de la grasa. La supresión no espectral y no selectiva, basada en las técnicas de inversión

recuperación, tiene la desventaja de que no puede aplicarse en las secuencias Eco gradiente, y que el aspecto de la imagen siempre queda potenciada en T2. Por este motivo, las técnicas IR usadas con el fin de suprimir la grasa, hacen inaccesible la potenciación T1 con supresión de grasa, con el fin de poder utilizarlas para evidenciar la captación de medio de contraste basado en gadolinio. El Chemical Shift de primer orden se utiliza en el método de supresión espectral de la grasa. Todos los métodos de supresión espectral de la grasa basados en el Chemical Shift de primer orden se denominan en general métodos Chemical Shift selectivos o **CHES** (**CHE**mical **S**hift **S**elective).

Entre estos métodos los más conocidos son el método de saturación grasa o **Fat Sat**, y el método de inversión recuperación espectral **SPIR** (**S**Pectral **I**R).

El método de saturación grasa Fat Sat se basa en la emisión de un pulso de radiofrecuencia, exactamente a la frecuencia de precesión de la grasa, que tiene una frecuencia igual a la frecuencia central, menos 224 Hz, por ejemplo, a 1.5T. El pulso emitido será de saturación (90°), el que afectará selectivamente a la grasa, sin afectar al resto de los tejidos. Inmediatamente después de la emisión de este pulso de saturación, se adquirirá la secuencia de pulso en la potenciación deseada, sin permitir la recuperación de la magnetización longitudinal de la grasa saturada (Figura 13)



Método **CHES**: **CHE**mical **S**hift **S**elective

Figura 13: Método de supresión espectral de la grasa Fat Sat, con emisión de un pulso de saturación de 90° selectivo a la frecuencia de precesión de la grasa.

El método SPIR opera de la misma forma que el Fat Sat, sólo que el pulso inicial es de 180°, selectivo a la grasa y se deja pasar un TI corto para que la grasa llegue a su punto de anulamiento, tras el cual inmediatamente se adquiere la secuencia de pulso. Este método alarga más el TR que el método que utiliza el pulso de 90°, sin embargo, la anulación de la grasa obtenida es más potente.

Las ventajas de la supresión espectral de la grasa son:

1. No afecta a los otros parámetros de la imagen, ya que incide exclusivamente sobre la señal de la grasa.
2. Tiene muy buen resultado cuando se utiliza en secuencias en las que se administra medio de contraste. Esto es una gran ventaja al compararla con la supresión de la grasa no selectiva, alcanzada a través del método de inversión recuperación no espectral
3. Prácticamente no afecta el contraste de los tejidos no grasos.

- Es útil para un amplio rango de frecuencias grasas.
- La potencia y la duración del pulso de radiofrecuencia permite hacer una supresión débil o fuerte de la grasa. La supresión fuerte se alcanza con pulsos de radiofrecuencia más intensos (de mayor potencia), o de mayor duración ([Figura 14](#)). Este rango variable de supresión grasa no es posible de obtener mediante las técnicas de inversión recuperación.

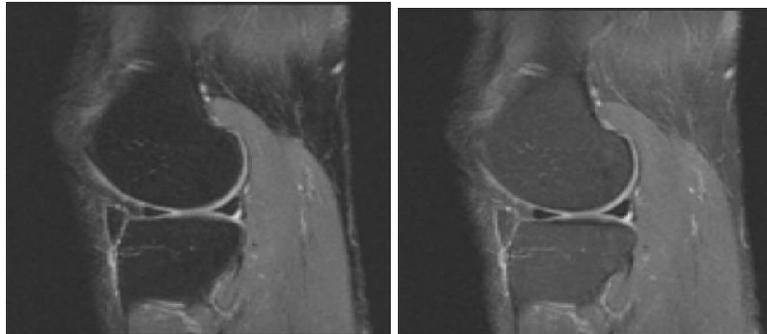


Figura 14: Supresión fuerte (Izquierda), y débil (derecha) de la grasa

Las desventajas de la supresión espectral de la grasa son:

- Requiere una excelente homogeneidad de campo magnético. Un campo magnético inhomogéneo produce una mala calidad de la supresión grasa.
- Es altamente susceptible a la eficiencia del Shimming pasivo y activo, y a los efectos de la susceptibilidad magnética que presente el paciente (elementos que inducen una alta susceptibilidad, o susceptibilidad magnética debida a interfases).
- Aumento en el tiempo de exploración, ocasionado por el uso de un pulso de radiofrecuencia adicional. En el caso de SPIR, el castigo en tiempo es aún mayor.
- No se puede aplicar a bajas potencias de campo magnético, ya que, a bajas potencias de campo, los picos de agua y grasa prácticamente se superponen ([Figura 15](#))

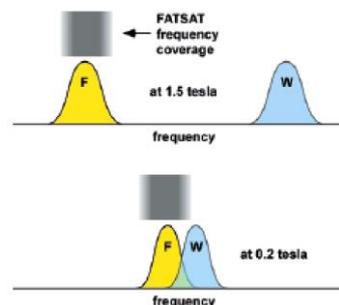


Figura 15: Picos de agua y grasa separados a 1.5T, y prácticamente superpuestos a 0.2T

- Debido a que la frecuencia central siempre es obtenida en el centro del volumen, cuando el volumen a suprimir es muy grande, los extremos superior e inferior tendrán frecuencias distintas de la frecuencia calculada al centro, por hallarse muy

distantes a él. Esto redundo en que la calidad de la supresión grasa será peor en los extremos del volumen que en el centro; por lo tanto, los primeros y últimos cortes de la adquisición tendrán los bordes mal saturados (Figura 16). Esto no ocurre en la secuencia STIR.

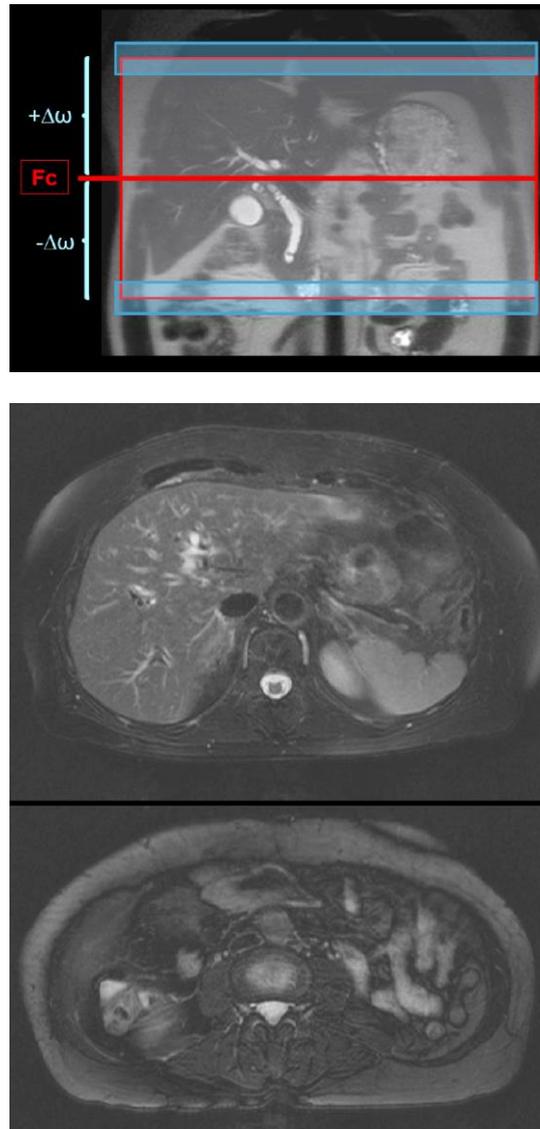


Figura 16: Grasa mal saturada en los cortes extremos de un gran volumen de exploración, debido a alta variabilidad de la frecuencia central en los extremos del volumen respecto a la frecuencia central calculada al centro de éste. En la imagen superior se esquematiza la diferencia de frecuencias entre el centro y los extremos del volumen. En la imagen central se ve un corte del centro del volumen con una buena calidad de la supresión de la grasa. En la imagen inferior se ve una supresión de la grasa insuficiente en el último corte del volumen.

Chemical Shift de 2º Orden

El Chemical Shift de 2º orden también se conoce como *fenómeno de cancelación de fase*. Éste fenómeno se presenta exclusivamente en las secuencias eco gradiente, ya que en estas secuencias no existe pulso de 180º capaz de corregir el desfase existente entre los espines de agua y grasa. En el Chemical Shift de 2º orden las diferencias en frecuencia de precesión que se dan entre agua y grasa hacen que el agua y la grasa que se encuentran "mezcladas" en el mismo vóxel pasen por momentos en los que están en la misma fase, y momentos en los que están absolutamente fuera de fase (con un desfase de 180º). Debido a que la frecuencia del agua es mayor que la de la grasa, cuando ambas se encuentran precesando en el mismo vóxel, partirán siempre en fase para, posteriormente, quedar en un instante con un desfase de 180º entre ellas, y luego quedar nuevamente en fase. Estos periodos se van repitiendo cíclicamente a medida que transcurre el tiempo ([Figura 17](#))



Figura 17: Fenómeno de Cancelación de Fase (Chemical Shift de 2º orden)

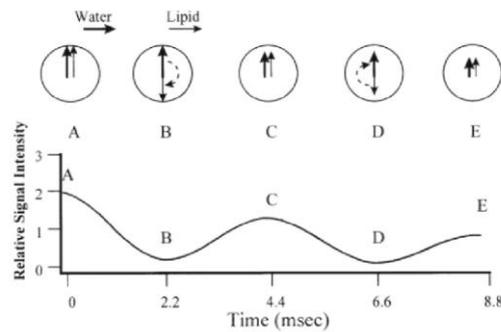
En el CS de 2º orden el TR no juega un papel importante. Para la manifestación de este efecto el TE es importante. Si la señal es leída justo en los periodos en los que el agua y la grasa se encuentran en fase, ambos aportarán con señal a la imagen total. Si la señal es leída justo en el momento en que la grasa y el agua se encuentran fuera de fase, se producirá una supresión de la señal de la grasa, la que se manifestará como "caída de señal". Los ciclos "en fase" y "fuera de fase" serán más cortos a menores potencias de B₀, mientras que al aumentar la potencia del campo magnético principal los ciclos se irán acortando ([Figura 18](#)).

<ul style="list-style-type: none"> • TR no juega papel importante • TE es determinante en el efecto <ul style="list-style-type: none"> - Determina grado relativo de diferencias de fase entre espines de agua y grasa en el mismo vóxel - Cantidad de decaimiento de señal en el tiempo <ul style="list-style-type: none"> • Efecto T^{2*} al aumentar el TE 	
0.5 T	En fase cada 13.2 mseg
1.0 T	En fase cada 7.0 mseg
1.5 T	En fase cada 4.4 mseg

Figura 18: Periodicidad de los ciclos "en fase" según potencia de B₀

Si se visualiza esta situación a potencias de B₀ de 1.5T, los ciclos "en fase" se repetirán cada 4.4 ms, y los ciclos "fuera de fase" también se repetirán cada 4.4 ms. Por lo tanto, cada 2.2 ms existirán ciclos alternados en fase y fuera de fase. Esta situación es la representada en el esquema de la [Figura 19](#). Mientras más pasa el

tiempo, la amplitud de la señal tanto "en fase", como "fuera de fase" será cada vez menor, debido al decaimiento T2* normal de la señal eco gradiente.



En Fase: Grasa y agua contribuyen con la imagen

En Fase Opuesta: Imagen manifiesta diferencias de señal entre agua y grasa

Figura 19: Ciclos en fase y fuera de fase cada 2.2 ms a 1.5T

Esta misma situación es representada en la [Figura 20](#), en la que se ve una disminución de señal, ocasionada cuando la grasa que se encuentra fuera de fase respecto al agua, y una mayor señal en los ciclos "en fase" entre agua y grasa, ya que ambas contribuyen a la señal total.

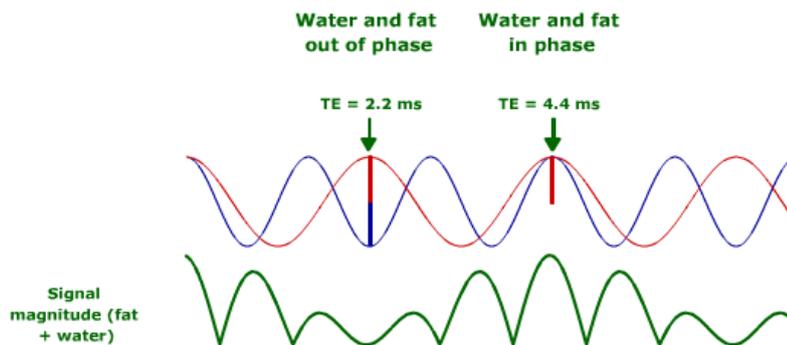


Figura 20: Ciclos en fase y fuera de fase cada 2.2 ms a 1.5T

En el Chemical Shift de segundo orden, la grasa y el agua no son contiguos, o colindantes, como es en el fenómeno de primer orden, sino que comparten el mismo vóxel. Por ejemplo, esta situación es la que se da en la grasa que se encuentra incluida en vacuolas en el interior de los citoplasmas celulares, la denominada "grasa microscópica", también se denomina "grasa intracelular" o "grasa intracitoplasmática". También se le denomina "grasa microscópica" cuando la situación es análoga a un tejido rico en células que se infiltra con hepatocitos. En esta situación no está involucrado el tejido adiposo y el agua circundante, sino que se refiere a lo que ocurriría cuando, por ejemplo, hay infiltración grasa del hígado. En la esteatosis hepática, el citoplasma de los hepatocitos (rico en agua) se llena de vacuolas de grasa, lo que explica que en los ciclos "en fase" la señal del hígado reflejará la señal del citoplasma y las vacuolas grasas incluidas en éste. Al mismo tiempo, el tejido hepático normal se infiltra con adipocitos. En los ciclos "fuera de fase" la señal proveniente del citoplasma será menor, ya que la señal de la grasa fuera de fase con respecto al agua citoplasmática producirá una caída de la señal que se recibe de toda

la estructura. Por esta razón, en la esteatosis hepática la señal del hígado será menor en las imágenes obtenidas fuera de fase que en las imágenes obtenidas en fase ([Figura 21](#)).



Figura 21: Tejido adiposo no manifiesta el efecto de cancelación de fase. Para caracterizar el tejido hepático infiltrado con grasa se hace la comparación con un vaso de agua con aceite. El vaso de agua simboliza un vóxel acuoso (con tejido) y la grasa en su interior equivale a la infiltración grasa del tejido. En esta situación, en la que agua y grasa comparten el mismo vóxel se produce la caída de señal debida al fenómeno de cancelación de fase.

La misma situación se observa en el hueso esponjoso de los cuerpos vertebrales. A medida que un individuo envejece, la médula ósea hematopoyética se va infiltrando de grasa. En los cuerpos vertebrales de adultos normales, se observará una caída de señal en los ciclos fuera de fase, mientras que en los ciclos en fase la señal será hiperintensa debido al alto contenido de grasa. Si la secuencia de adquisición fuera potenciada en T1, los cuerpos vertebrales normales tendrían una alta intensidad de señal en las imágenes en fase, mientras que ésta caería en las imágenes fuera de fase. Si los cuerpos vertebrales estuvieran patológicamente infiltrados por agua (debido a edema secundario a infiltración por un cáncer de mama primario), su señal no cambiaría en las imágenes fuera de fase ni en las imágenes en fase, siendo difusamente hipointensa. Por lo tanto, en la patología o en la normalidad que cursa con un aumento de grasa intracitoplasmática, las imágenes en fase y fuera de fase son importantes para demostrar estos procesos, lo cual debe ser correlacionado con el contexto clínico del paciente.

Otro efecto del fenómeno de cancelación de fase se observa en los bordes viscerales de los órganos abdominales ricos en agua. En la interfase entre estos órganos y la grasa peritoneal se observará una caída de señal, que se denomina "bordes en tinta china" ([Figura 22](#))



Figura 22: Bordes en tinta china de las vísceras abdominales y caída de señal normal en los cuerpos vertebrales en la imagen fuera de fase, respecto a la imagen en fase.

Trasferencia de Magnetización (Magnetic Transfer o MT)

En algunos textos, la técnica de transferencia de magnetización es reconocida como otro tipo de contraste, por lo que también se le conoce como MTC (Magnetic Transfer Contrast). Esto no es del todo incorrecto, ya que el efecto de la transferencia de magnetización modifica el contraste de ciertos tejidos que componen la imagen.

Conceptualmente existen tres poblaciones de agua:

1. Pool de agua libre (bulk water protons): Son espines de agua con movilidad libre. Es el que contribuye con la mayor cantidad de señal en resonancia magnética.
 2. Pool restringido (bound water): Es una población asociada estructuralmente y en forma débil a macromoléculas.
 3. Pool de agua ligada, o capa de hidratación (hydratation layer): Es una población de agua que forma capas de hidratación alrededor de las macromoléculas.
- Tanto el pool restringido, como el de agua ligada, no contribuyen mayormente con la señal de resonancia magnética, por lo que pueden considerarse como un solo pool, denominado como Pool de agua ligada. De este modo el Pool de agua libre constituye el "Pool A", y el de agua ligada se denomina "Pool B". Ambas poblaciones comparten la misma F_c . Las características de ambas poblaciones se resumen en la [Figura 23](#).



Figura 23: Características de la población de agua libre (Pool A) y la población de agua ligada (Pool B)

En la excitación nuclear ambas poblaciones, agua libre y agua ligada son excitadas. Al momento de obtener la señal, la población de agua ligada no contribuye a ésta debido a su T2 corto, por lo que la señal se debe principalmente a la población de agua libre. El fenómeno de transferencia de magnetización se produce cuando se excita selectivamente a la población de agua ligada, a través de un pulso alejado de la frecuencia central, denominado *pulso Off-Resonance*. Esto puede hacerse ya que a pesar de que ambas poblaciones, libre y ligada, comparten la misma frecuencia central, la amplitud de sus picos es notablemente distinta (Figura 24)

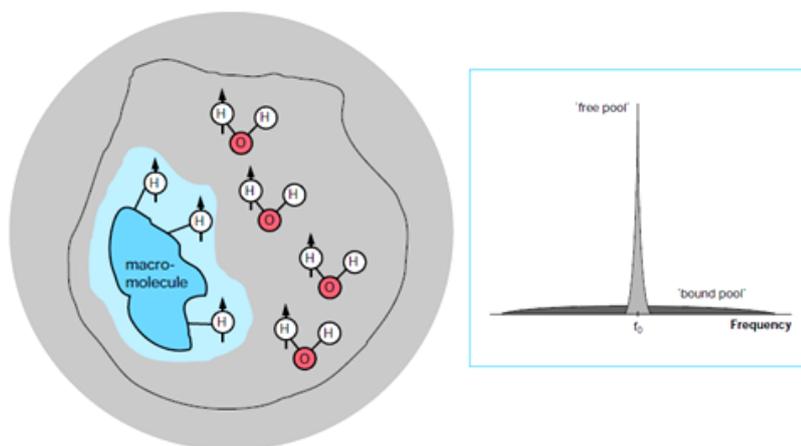


Figura 24: Diferencias en la distribución de frecuencias en el Pool A, respecto al Pool B

La excitación selectiva de la población de agua ligada se hace mediante un pulso off-resonance, también denominado como pulso MT. También puede hacerse con una doble saturación a ambos lados del pico del pool de agua libre (Figura 25). Nótese en la figura que el esquema del pulso off-resonance se aplica en forma similar a un pulso de supresión espectral de la grasa. El pulso de transferencia de magnetización es un pulso de radiofrecuencia habitualmente de gran intensidad, con un ancho de banda estrecho y muy alejado de la frecuencia central del agua libre. El pulso fat sat se emite a la frecuencia central de la grasa, que se encuentra muy próxima a la frecuencia central del agua libre, y cuya separación depende principalmente de la potencia del campo magnético principal.



Figura 25: Excitación selectiva del Pool B, mediante pulso off-resonance o con doble sat

Cuando se excita la población de agua ligada, el agua libre transfiere magnetización al pool de agua ligada, por lo que perderá magnetización. Esto se manifiesta en la imagen como una caída de señal global, ya que es la población de agua libre la que contribuye con casi la totalidad de la señal en la imagen de resonancia magnética. La transferencia de magnetización se realiza a través de relajación cruzada entre el pool de agua libre y el pool de agua ligada. Por lo tanto, la transferencia de magnetización siempre se establece desde el pool de agua libre al pool de agua ligada. Esta situación es la que se esquematiza en la [Figura 25](#). En esta figura se observa que, al excitar selectivamente a la población de agua ligada, la población de agua libre colindante transferirá parte de su magnetización al pool de agua ligada, lo que se manifestará en la imagen como una disminución de la señal global. Existe un equilibrio en el que se establece que si la magnetización es perturbada en cualquiera de los pools, siempre ocurrirá un cambio que tenderá a mantener el equilibrio en la magnetización de ambos compartimentos.

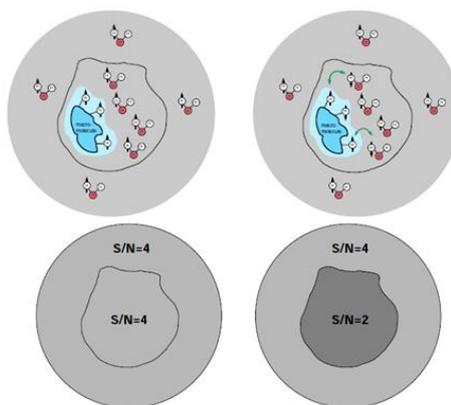


Figura 26: Transferencia de magnetización entre la población de agua libre y ligada mediante relajación cruzada

Según la figura 26, el agua libre, que transfiere magnetización al agua ligada, producirá una caída de la señal en la región de agua libre que intercambia magnetización (la más próxima al agua ligada). El agua libre alejada de la población de agua ligada saturada a través del pulso off-resonance no es capaz de transferir magnetización, por lo que su señal no se verá alterada. Sólo disminuirá la señal del agua libre que se encuentra próxima a la población de agua ligada saturada

Para interpretar las imágenes obtenidas mediante transferencia de magnetización, siempre se debe comparar la señal de la imagen obtenida sin y con MT. Esto permite evaluar la contribución a la señal de los espines ligados a macromoléculas. La pérdida de señal se relaciona con la cantidad de macromoléculas

(se produce una mayor pérdida de señal cuando hay una mayor cantidad de macromoléculas), y también se relaciona con la eficiencia en el intercambio de magnetización (se produce una mayor pérdida de señal cuando es mayor la eficiencia del intercambio de magnetización). La caída de señal no afecta a los tejidos líquidos, mientras que si lo hace en los tejidos sólidos. Los tejidos con mayor sensibilidad al fenómeno son la piel, el músculo y cartílago, los tendones, meniscos y ligamentos y, a nivel encefálico, es la sustancia blanca la más sensible a este fenómeno (presenta la mayor caída de señal de todos los tejidos encefálicos). Los tejidos prácticamente insensibles (con caída de señal menor a un 5%) son la grasa, la sangre y el LCR, entre otros. Los tejidos y su fracción de atenuación de señal se observa en la [Figura 27](#).

Prácticamente insensibles	Atenuación de señal (en %)	
adipose tissue (fat)	skin	80%
bone marrow	skeletal muscle	60 - 80%
fluid	hyaline cartilage	70 - 75%
oedema	cardiac muscle	50 - 70%
blood (fast flowing)	white brain matter	42 - 69%
blood (in ventricle)	grey brain matter	39 - 52%
CSF	tendons/menisci/ligaments	50%
bile	fibroglandular (breast)	30 - 40%
synovial fluid	liver	35 - 40%
urine	spleen	25 - 35%
	pancreas	25 - 35%
	kidney	25 - 35%
	blood (in vitro)	15 - 25%
	joint effusion	20 %

Caída de señal menor al 5%

Figura 27: Listado de tejidos prácticamente insensibles a la transferencia de magnetización, y tejidos sensibles

En las [Figuras 28, 29 y 30](#) se ven ejemplos de imágenes obtenidas con y sin transferencia de magnetización. En todas se observa que al aplicar MT siempre se producirá una caída de señal en los tejidos más sensibles al fenómeno.

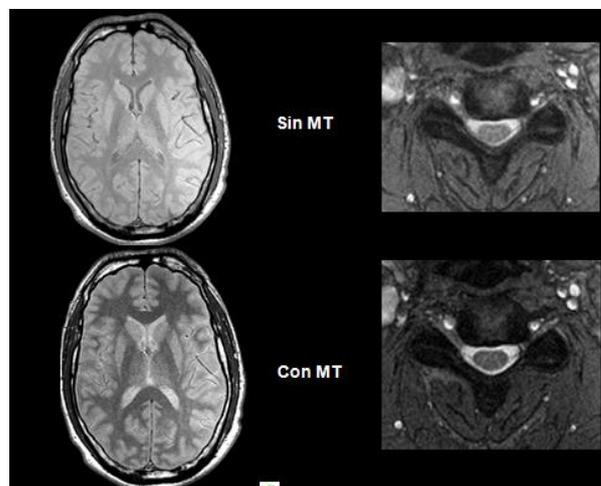


Figura 28: Comparación de imágenes con y sin MT

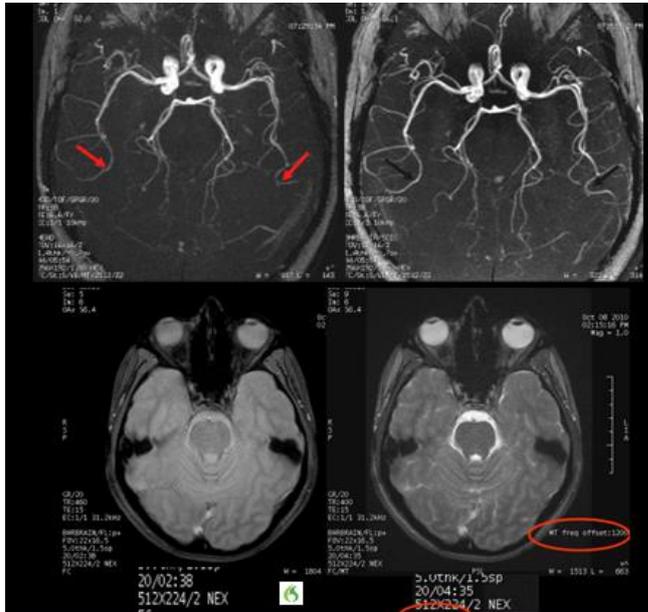


Figura 29: Comparación de imágenes con y sin MT. En la imagen superior se ve que en la AngioRM TOF la aplicación de MT permite una mayor supresión del fondo, lo que permite la visualización de una mayor cantidad de vasos sanguíneos distales. En la imagen inferior se ve que la aplicación de MT permite aumentar el grado de contraste entre sustancia blanca y sustancia gris

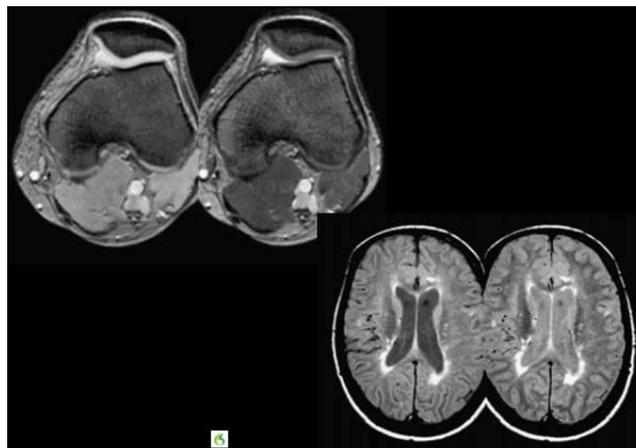


Figura 30: Comparación de imágenes con y sin MT. En la imagen superior se ve caída de señal en el cartílago patelar y en los músculos. En la imagen inferior se puede apreciar una mayor caída de señal en la sustancia blanca.

La eficiencia de la transferencia de la magnetización puede ser cuantificada a través de la tasa de transferencia de magnetización conocida como **Magnetic Transfer Ratio (MTR)**. Para cuantificar la eficiencia en la transferencia de magnetización es necesario ejecutar una secuencia SE o TSE y potenciar en T1 o en DP, con y sin MT. Las zonas a cuantificar se analizan mediante una región de interés (ROI) de igual tamaño y en igual posición, en la imagen sin y con MT. Posteriormente, la señal de ambas ROIs se relaciona mediante la fórmula de la [Figura 31](#), lo que permite calcular la eficiencia en la transferencia de magnetización.

Cuantificación de la MT

- Se puede cuantificar la eficiencia de la MT
- A través de la tasa de MT (**MTR: MT ratio**)
- Requiere hacer la misma secuencia SE o TSE sin y con MT (T1 o **DP**) y analizar la intensidad de señal mediante un ROI

$$\text{MTR} = (S_0 - S_{(\text{MT})} / S_0) \times 100\%$$

Figura 31: Fórmula para realizar el cálculo de MTR, que permite cuantificar la eficiencia de la transferencia de magnetización. S_0 corresponde a la señal del ROI en la imagen sin MT, y $S_{(\text{MT})}$ es la señal del mismo ROI aplicado en la imagen con MT.

Los tejidos con una alta concentración de macromoléculas “adecuadamente estructuradas” tendrán una alta MTR. Las macromoléculas que cumplen con esta condición son el colesterol, la mielina y los esfingolípidos. La patología cursa con una disminución en la MTR, lo que se puede relacionar con una disminución de la capacidad de las macromoléculas para intercambiar magnetización con el pool de agua libre debido a desorganización tisular. Por lo tanto, una disminución en la MTR es un buen indicador de una desestructuración de tejidos. Un ejemplo numérico de esto se observa en la [Figura 32](#) en la que se compara la MTR de un tejido altamente estructurado como el cartílago, con la MTR de un tejido altamente desorganizado como el agua. En este ejemplo se aprecia que el agua tendrá una MTR extremadamente baja debido a su alta desestructuración.

MTR = $(S_0 - S_{(\text{MT})} / S_0) \times 100\%$

- **Ej: Cartílago**
 - $\text{MTR} = (S_0 - S_{(\text{MT})} / S_0) \times 100\%$
 - $\text{MTR} = (1-0,3)/1 \times 100\%$
 - $\text{MTR} = 70\%$
- **Ej: Agua (Atenuación < 5%)**
 - $\text{MTR} = (S_0 - S_{(\text{MT})} / S_0) \times 100\%$
 - $\text{MTR} = (1-0,95)/1 \times 100\%$
 - $\text{MTR} = 0,05 \times 100\%$
 - $\text{MTR} = 5\%$

Atenuación de señal (en %)	
skeletal muscle	60 - 80%
hyaline cartilage	70 - 75%
cardiac muscle	50 - 70%
white brain matter	42 - 69%
grey brain matter	39 - 52%
tendons/menisci/ligaments	50%

Por lo tanto:
Disminución MTR implica
DESESTRUCTURACION

Figura 32: Comparación de la MTR entre un tejido altamente estructurado como el cartílago, y un tejido altamente desestructurado como el agua.

Si en el ejemplo, en vez de comparar cartílago normal con agua, se comparara la MTR del cartílago normal con la del cartílago aparentemente patológico y se obtiene una MTR baja en el cartílago aparentemente patológico, se puede inferir que este cartílago puede tener una alteración que se manifiesta en forma de desestructuración. Este ejemplo muestra que sería posible diagnosticar de forma precoz la patología de cartílago, ya que la desestructuración se manifiesta en etapas más precoces de la

patología. Cuando en el cartílago patológico se manifiesta un cambio en la señal o de su espesor, este cartílago ya estaría en una etapa más avanzada de patología.

Técnica de adquisición paralela

La adquisición paralela nació como un método para acortar los tiempos de exploración. Puede utilizarse para aumentar la resolución espacial manteniendo la duración total de una secuencia, o para aumentar la resolución temporal manteniendo la resolución espacial de base. Esto significa que permite aumentar la matriz, es decir, la resolución de la imagen, sin un aumento en el tiempo de exploración; o permite disminuir el tiempo de exploración sin disminuir tamaño de la matriz, lo que implica que se puede mantener la resolución disminuyendo el tiempo de exploración.

La técnica de adquisición paralela fue desarrollada por el ingeniero austriaco Klaas Prüssmann en el año 2001.

Esta técnica se basa en la evolución de la codificación de fase. La Dim-Phase condiciona la cantidad de líneas del Espacio-K que deben ser llenadas para adquirir una imagen completa. Adicionalmente requiere el uso de arreglos (arrays) de antenas multirreceptoras y la disponibilidad de múltiples canales de detección (idealmente más de 8 canales). Una antena con un solo receptor, y que utiliza un único canal es capaz de generar una imagen de buena calidad. Una antena con múltiples receptores (elementos de antena), y que tiene disponibles múltiples canales para transmitir la señal, podrá obtener imágenes con un 30% más de SNR, lo que mejora la calidad de la imagen. En la técnica paralela se sacrifica este aumento en la relación señal ruido permitiendo que cada elemento de antena adquiera una parte de la señal, para posteriormente integrar la señal captada por cada elemento antena en una única señal que genera una imagen. En la [Figura 33](#) se observa el ejemplo de una antena con un elemento de bobina, y una antena con cuatro elementos de bobina y cuatro canales de recepción. La antena con más elementos de bobina y más canales de recepción permite obtener mayor cantidad de señal, u obtener una imagen en menor tiempo con una cantidad de señal equivalente, o incluso superior, a la obtenida con una antena con un único elemento de recepción.

Las técnicas de adquisición paralela reciben distintos nombres dependiendo del fabricante. En [Philips](#) reciben el nombre de **SENSE**. En [Siemens](#) estas técnicas se agrupan dentro de un paquete denominado **iPAT** (integrated **P**aralell **A**cquisition **T**echniques) que incluye las técnicas mSENSE y Grappa. En [GE](#) esta técnica se denomina **Asset**.

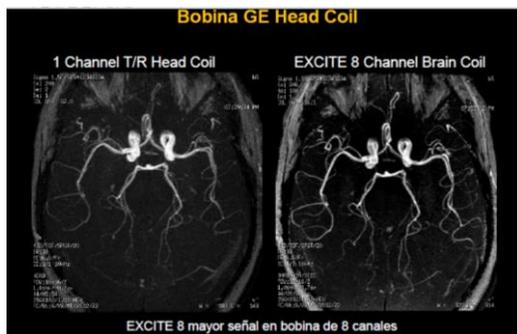


Figura 33: Antena unicanal y con un elemento de antena, comparada con una antena multicanal (4 canales) y con múltiples elementos de bobina. Se aprecia la diferencia de señal entre una antena de un canal y una antena de 8 canales.

Cuando un elemento de antena se encarga de captar una sola parte de la señal, este elemento generará una imagen con aliasing (Figura 34). El problema está en desplegar correctamente la imagen generada por cada uno de los elementos de antena, lo que se consigue a través de la elaboración de un *mapa de sensibilidad de la bobina*, conocido también como perfil de sensibilidad de la antena. Este perfil de sensibilidad se obtiene mediante un proceso de calibración. Esto se puede apreciar en las figuras 34 y 35.

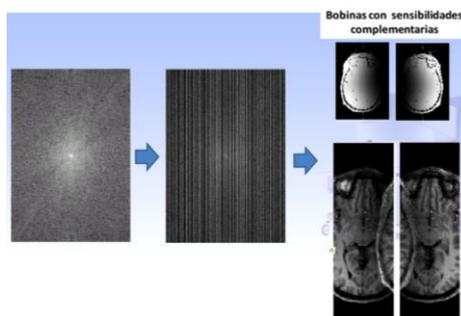


Figura 34: Imágenes con aliasing obtenidas por cada elemento de antena, las que se encuentran en direcciones opuestas entre sí.

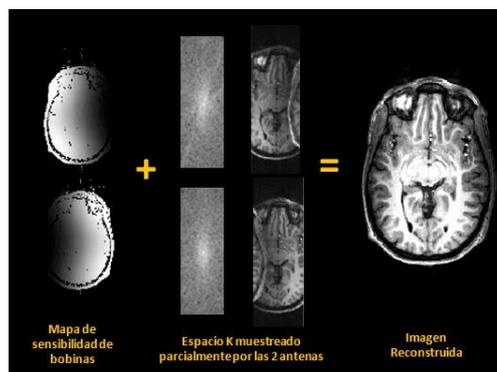


Figura 35: Imágenes con aliasing obtenidas por cada elemento de antena ubicadas en direcciones opuestas entre sí. El aliasing se produce por un submuestreo del Espacio-K. Al determinarse el perfil de sensibilidad de cada elemento de antena, se puede conocer la contribución de cada una de ellas a la señal total, lo que permite obtener una imagen sin aliasing y con alta señal.

Un parámetro importante en la adquisición paralela es el denominado *factor de aceleración*, también conocido como **Factor R**. Este factor de aceleración es un parámetro adimensional que se relaciona con la cantidad de líneas del Espacio-K que son adquiridas por cada elemento de antena. Un factor R mayor, se relaciona con una mayor reducción en el tiempo de exploración. El factor de aceleración está limitado por la cantidad de elementos de bobina, y la cantidad de canales de recepción disponibles. Un mayor factor R se relaciona con una mayor cantidad de elementos de bobina, y con una mayor cantidad de canales de recepción disponibles. En la [Figura 36](#) se aprecia que mientras mayor sea el factor R, cada elemento de bobina adquirirá menos líneas del Espacio-K, lo que producirá imágenes con un alto grado de aliasing, lo que es más difícil de ser corregido a través del mapa de sensibilidad de las bobinas.

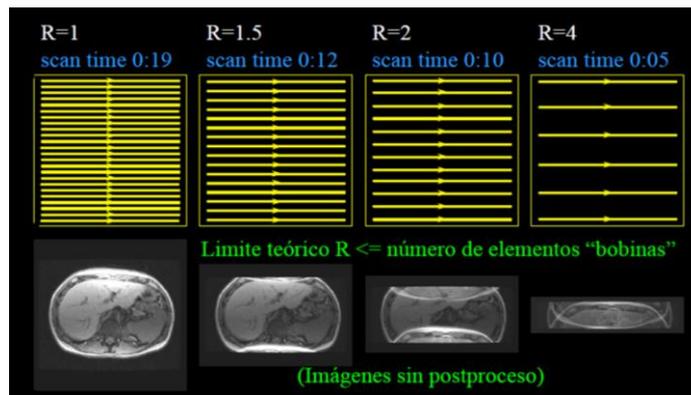


Figura 36: Imágenes con mayor aliasing obtenidas a medida que aumenta el Factor R, ya que se realiza un muestreo menor de las líneas del Espacio-K. Al aumentar el Factor R disminuye el tiempo de exploración, pero se hace más complejo el “desenrollado” de la imagen con aliasing generada por cada elemento de bobina.

Además, el factor R se relaciona en forma inversamente proporcional con la SNR: mientras mayor es el factor de aceleración, mayor será la cantidad de ruido de la imagen, por lo que la SNR será menor a mayores factores R. Esta situación se aprecia en la [Figura 37](#), en la que al utilizar un factor R de 16, se obtiene una imagen con tanto ruido que no es diagnósticamente útil. Aunque no existe un factor R óptimo, los más compensados entre rapidez y calidad de la imagen son los factores entre R=2 y R=4.

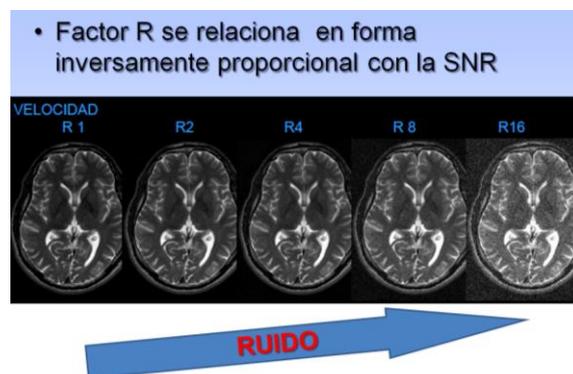


Figura 37: Relación entre Factor R y SNR. Al aumentar el Factor R, disminuye la SNR.

Las distintas versiones y nombres que recibe la adquisición paralela para cada fabricante se aprecian en la [Figura 38](#).

Tipos de adquisición paralela

1. Basados en la imagen
 - PILS (Partially Paralell Imaging with Localized Sensitivity)
Técnica genérica
 - SENSE (SENSitivity Encoding) Philips
 - ASSET (Array Spatial Sensivity Encoding Technique) GE
 - mSENSE (Self-Calibrated SENSE) Siemens (iPAT)
2. Basados en el dominio del Espacio K
 - SMASH (SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics)
Técnica genérica
 - GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Paralell Acquisition) Siemens (iPAT)

iPAT: integrated Paralell Acquisition Techniques

Figura 38: Variedades de adquisición paralela y nombres para cada fabricante.

Las técnicas en paralelo se pueden aplicar en prestaciones que requieren una alta resolución temporal, pero sin un aumento exagerado del tiempo de exploración, o en prestaciones que requieren una gran rapidez de adquisición, pero con matrices altas, o relativamente altas.

Las principales aplicaciones se pueden visualizar en la [Figura 39](#).

Aplicaciones

Alta resolución espacial y temporal

- Angiografía por RM (ceMRA)
- Secuencias ultrarrápidas
- RM mamas
- RM Abdominal
 - Imágenes dinámicas
 - Alta cobertura anatómica con apneas cortas
 - Aumenta contraste T2 de HASTE
- RM Cardíaca

Figura 39: Estudios por RM que utilizan, o se benefician, del uso de las técnicas de adquisición paralela