

Resonancia Magnética 3 Teslas

Prof. Cristián Garrido Inostroza

Introducción

No ha pasado tanto tiempo, desde la aparición de los primeros resonadores, el primer prototipo en el año 1978, con una potencia de campo magnético de 0.12T; hasta los equipos de alto campo, utilizados principalmente en investigación y aprobados para operar en USA, por la FDA, a partir del año 2002. En esos 24 años, y principalmente en la década de los 80's, se inició la producción de resonadores con potencias de campo magnético cada vez mayores. En algún momento el estándar de potencia estuvo en manos de los resonadores de 1T, los que coexistían con equipos superconductores de 0.5T y con equipos “de alto campo” de 2T. Finalmente se estableció la tendencia actual de equipos abiertos para potencias menores de 0.5T, y resonadores superconductores de 1.5T (el actual estándar) con equipos de alto campo de 3T para aplicaciones clínicas y 7T para aplicaciones científicas.

La discusión actual, sobre todo al momento de renovar el equipamiento, muchas veces se centra en la idea de que si “se va a cambiar de tecnología” no será también necesario “mejorar la potencia de B₀” para mejorar la calidad de las exploraciones. Así se genera la disyuntiva 1.5T vs 3T y surge la pregunta: ¿Un resonador de 3T es dos veces mejor que uno de 1.5T? Desde el punto de vista de la potencia del campo magnético, las ventas y el marketing...por supuesto que sí; pero desde el punto de vista del rendimiento, los flujos de caja y de la imagen tal vez no, incluso llegando a rendimientos el doble más costosos que utilizando resonadores de 1.5T. Los beneficios de la técnica de resonancia magnética de 3T se hacen notar cuando su utilización está bien indicada, dependiendo del tipo de exámenes en el que su rendimiento es superior en comparación con las técnicas de campo más bajo, y cuando la duración de los procedimientos es al menos similar a los alcanzados con equipos de 1.5T.

Esta técnica no está exenta de artefactos de imagen, los cuales en algunos casos pueden ser más notorios, por ejemplo, el Chemical Shift y la susceptibilidad magnética. El depósito energético también es mayor, al utilizar radiofrecuencias más energéticas (debido a una mayor frecuencia de Larmor). En este tema se intentará abordar los principales puntos distintivos de la técnica de resonancia magnética de 3T, con énfasis en sus diferencias respecto de la técnica de 1.5T.

Generalidades

Sin poder cuantificar la situación, los resonadores de 1.5T MRI son absolutamente adecuados para la mayoría de las exploraciones que se realizan de forma rutinaria mediante resonancia magnética en la actualidad. Como se dijo en la introducción, los resonadores de 1.5T siguen siendo el estándar de referencia para la gran mayoría de las aplicaciones actuales de la técnica de resonancia magnética actualmente en uso. Trabajar con equipos de 3T implica un mayor cuidado en todos los aspectos relacionados con la bioseguridad (especialmente en la inducción de calor por RF y el efecto proyectil) y al momento de la instalación de estos equipos se debe tener en cuenta que demandan más espacio físico y mayores requerimientos de apantallamiento en comparación con los equipos de 1.5T.

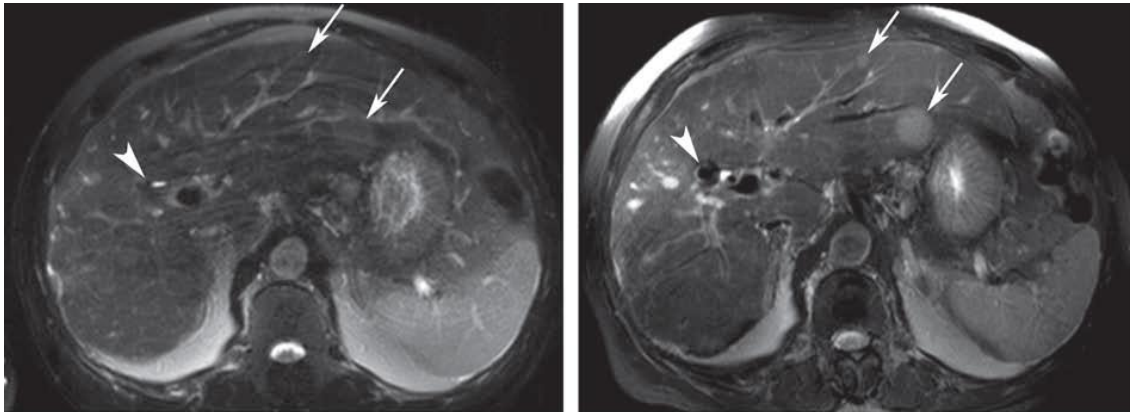
Desde el punto de vista físico e imagenológico, las características más significativas de la técnica de RM a 3T, las que además permiten realizar una comparación con la técnica de RM con potencias de B₀ de 1.5T son:

1. Mayor SNR
2. Alargamiento del T1
3. Mayor Chemical Shift, inhomogeneidad y susceptibilidad magnética
4. Presencia del fenómeno de onda estacionaria o artefacto dieléctrico
5. Mayor depósito calórico (SAR elevado)
6. Limitaciones en algunas aplicaciones clínicas
7. Limitaciones desde el punto de vista de la seguridad

1. SNR

Ya ha sido discutida la base física que explica el aumento de señal a mayores potencias de campo magnético (mayor diferencia de exceso de espines UP vs DOWN a potencias mayores). Ahora bien, este aumento de señal se puede utilizar para aumentar la resolución, ya que también es conocido el hecho de que un aumento en la resolución está relacionado necesariamente con un aumento de la matriz (o disminución del tamaño del vóxel) lo que repercute directamente disminuyendo la SNR. Al trabajar con potencias de campo magnético de 3T se puede aumentar la matriz, disminuir el FOV, y disminuir el espesor de corte. Todas estas modificaciones aumentan la resolución, y la disminución en la relación señal ruido producida por este aumento en la resolución, es compensada por la mayor cantidad de señal disponible al trabajar con un campo magnético de mayor potencia. Dado que el contraste de la imagen depende directamente de la relación señal ruido, al aumentar la SNR también aumenta el contraste de la imagen. Este atributo repercute en la imagen especialmente en los exámenes de resonancia magnética encefálica, aumentando el contraste en la interfase entre sustancia blanca y sustancia gris, lo que ha agregado a una mayor resolución, permite alcanzar una imagen de una calidad notablemente mayor en comparación con las que se pueden adquirir en equipos de menor potencia de campo magnético. La mayor calidad de la imagen no repercute solamente en una mejor definición de la anatomía de la región de estudio, además mejora la

conspicuidad de las lesiones presentes. Como veremos más adelante, la región abdominal no ofrece un fácil abordaje cuando se utiliza un campo magnético de 3T, debido a la presencia del artefacto dieléctrico, sin embargo, cuando se elimina o minimiza este artefacto, las imágenes de esta región anatómica también se benefician de las características anteriormente enunciadas, lo que podemos observar en la [Figura 1](#).



[Figura 1](#): En ambas imágenes se observan imágenes hepáticas en T2 fat sat TSE de un paciente con un hepatocarcinoma celular (HCC). A la izquierda la imagen fue adquirida en un equipo de 1.5T mientras que a la derecha en un equipo de 3T. Al comparar ambas imágenes, la imagen de 3T tiene una mayor señal, mostrando una mayor definición de las dos lesiones mostradas con una flecha. La cabeza de flecha muestra un clip quirúrgico, y en relación a este se observa que la imagen de 3T muestra una mayor susceptibilidad en comparación con imagen de 1.5T

Otro beneficio de una mayor relación señal ruido se puede evidenciar en relación a la rapidez de la adquisición. Debido al aumento de la señal, la adquisición se puede hacer con una menor cantidad de NEX, lo que disminuye la SNR, sin embargo, esta disminución está compensada por la mayor cantidad de señal disponible al trabajar con una mayor potencia de campo magnético. Este beneficio es poco notorio cuando se trabaja con imágenes de muy alta resolución, debido a la gran cantidad de líneas de codificación de fase adquiridas, y la poca cantidad de señal disponible en los pequeños vóxeles obtenidos. Por lo tanto, la disminución en los tiempos de adquisición no siempre es alcanzable, ya que este beneficio está íntimamente relacionado con la resolución de la adquisición. Una resolución muy alta no siempre permite una disminución notable en los tiempos de adquisición.

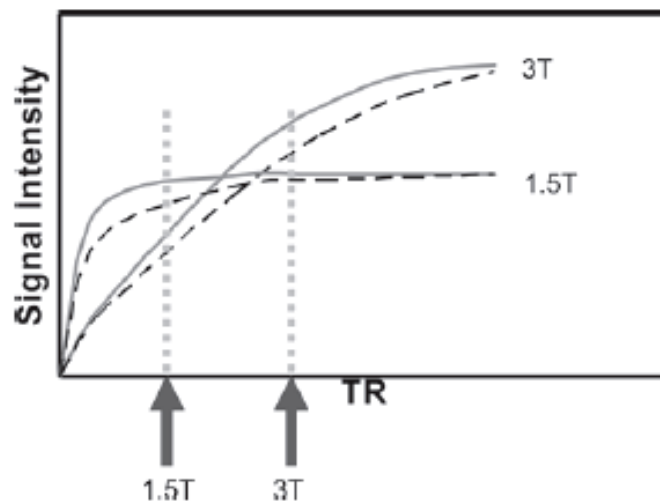
2. Alargamiento del T1

Ya es conocido el hecho de que los valores de T1 dependen directamente de la potencia del campo magnético. A mayor potencia de campo magnético, los valores de T1 también serán mayores, debido a que el vector longitudinal, por ser de

mayor tamaño a una mayor potencia de campo magnético demora más tiempo en ser reconstituido. En la tabla mostrada a continuación se observa este efecto

| Tejido | T1 a 1.5T (en mseg) | T1 a 3T (en mseg) |
|------------------|---------------------|-------------------|
| Sustancia Blanca | 646 ± 32 | 838 ± 50 |
| Sustancia Gris | 1197 ± 134 | 1607 ± 112 |

En la [Figura 2](#) vemos un gráfico T1 de un hígado normal (curva sólida) y un tumor hepático (curva punteada) a 1.5T y 3T. Vemos que a 3T el valor de T1 tanto del tejido hepático normal como del tumor hepático es más largo que a una menor potencia de campo magnético. Así mismo, vemos que para mantener el máximo contraste entre ambas estructuras, el TR también tiene que ser más largo. En la figura también podemos apreciar que la intensidad de señal a 3T es mayor que a 1.5T, lo que ya es sabido por nosotros.



[Figura 2](#): Diferencias entre curvas T1 a 1.5 y 3T. A 3T se observa una mayor cantidad de señal y un TR mayor, en comparación a 1.5T

3. Chemical Shift, inhomogeneidad y susceptibilidad magnética

Ya es sabido el hecho de que el Chemical Shift se manifiesta más marcadamente al aumentar la potencia de campo magnético. La diferencia en la frecuencia de precesión de los espines de agua y grasa que es de 224 Hz a 1.5T aumenta a 447 Hz al trabajar con potencias de campo magnético de 3T. Este aumento en la diferencia en frecuencias de precesión afecta tanto al Chemical Shift de primer como de segundo

orden. En el Chemical Shift de primer orden se observa un aumento en el desplazamiento de las semilunas de las interfases agua-grasa, y en el de segundo orden se ve un aumento en el efecto de los bordes en “tinta china”. En el caso del Chemical Shift de primer orden, el aumento en el desplazamiento de las interfases, el que está en relación con el misregistration, puede ser corregido parcialmente disminuyendo el tamaño del píxel, lo que es análogo al aumentar la resolución. Debido a que el píxel es más pequeño, el aumento en la falta de registro puede ser minimizado de esta forma. Adicionalmente, se puede aumentar el rBW para disminuir la falta de registro. Esta modificación disminuye la relación señal ruido la que, sin embargo, está aumentada por el hecho de trabajar con una potencia de campo magnético mayor. En la [Figura 3](#) se observa el mayor efecto del desplazamiento de las semilunas a 3T.

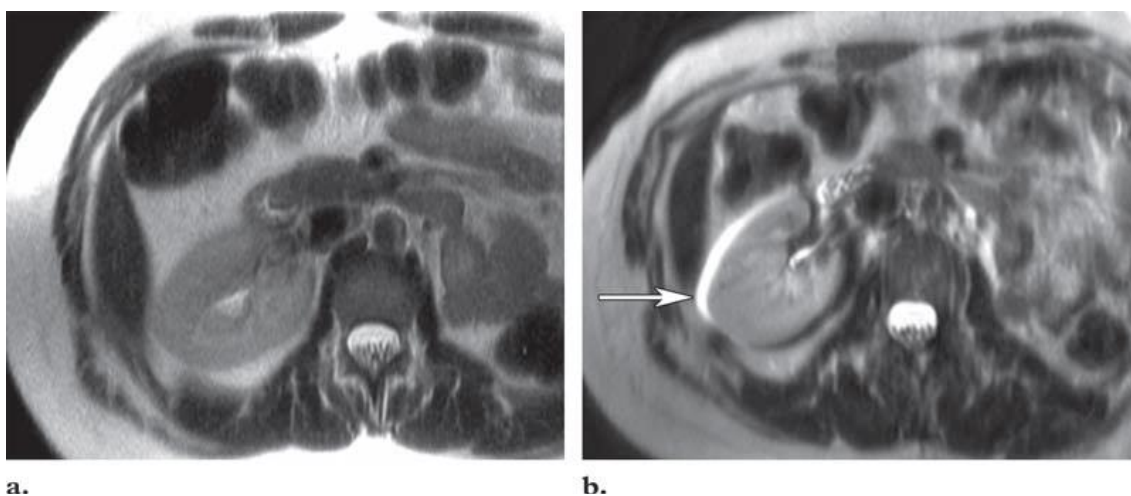
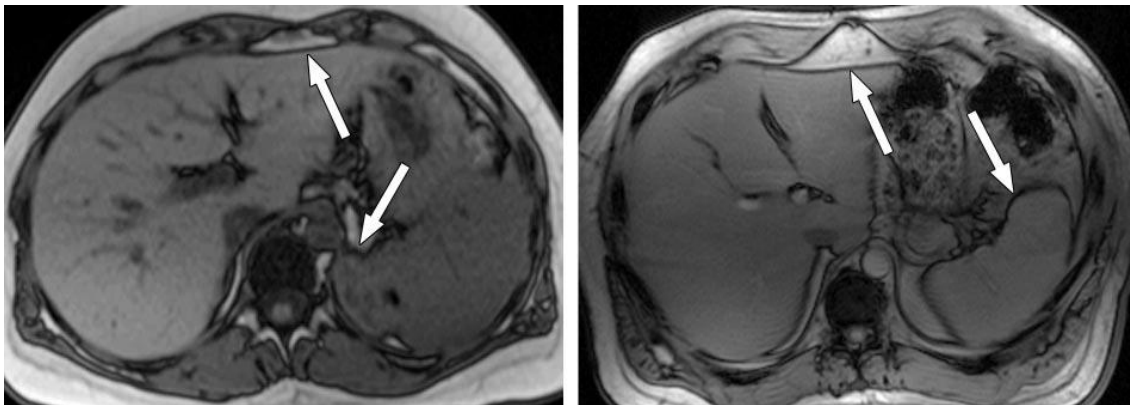


Figura 3: Chemical Shift de 1er orden) a 1.5T (imagen a) y a 3T (imagen b). En la imagen de 3T se observa un mayor desplazamiento de las semilunas en las interfases agua-grasa.

Otra forma de corrección del Chemical Shift de primer orden es el uso de supresión espectral de la grasa, sin embargo, esta técnica también tiene repercusión en la disminución de la relación señal ruido, en el aumento en el tiempo de exploración, y agrega pulsos de radiofrecuencia adicionales, los que repercuten directamente en el mayor depósito calórico asociado a la técnica de resonancia magnética de 3T. El efecto indeseado del Chemical Shift de primer orden en la imagen se transforma en una fortaleza en la técnica de Espectroscopía por resonancia magnética (MRS) ya que por haber un mayor desplazamiento químico habrá una mayor separación y definición de los picos de los distintos metabolitos analizados, lo que se denomina “aumento de la resolución del espectro”. Este efecto será analizado con mayor detalle durante las clases de espectroscopía. Otra ventaja del mayor Chemical Shift de primer orden se vislumbra cuando se desea utilizar alguna técnica de supresión espectral de la grasa,

ya que esta técnica tiene un mayor rendimiento cuando los picos de agua y grasa se encuentran más separados, lo que ocurre efectivamente al trabajar a potencias de campo magnético mayores. Sin embargo, como se dijo anteriormente, el uso de técnicas de supresión espectral de la grasa influye directamente en la cantidad de energía en forma de calor depositada por los pulsos adicionales de radiofrecuencia, los que tienen una gran repercusión en este importantísimo tema de bioseguridad. Respecto al Chemical Shift de segundo orden se puede decir que los ciclos en fase y fuera de fase son más cortos a 3T en comparación con los observados a 1.5T. Habitualmente cuando se desea adquirir imágenes en fase y fuera de fase, debido a la gran relación señal ruido disponible en la técnica de 3T, se tiende a elegir tiempos de eco más largos que los utilizados a 1.5T. En la adquisición de imágenes dentro y fuera de fase hepáticas, en los ciclos en fase se corre el riesgo de una caída de señal atribuible a una pequeña sobrecarga férrica en el hígado, lo que es posible de observar en la [Figura 4](#).

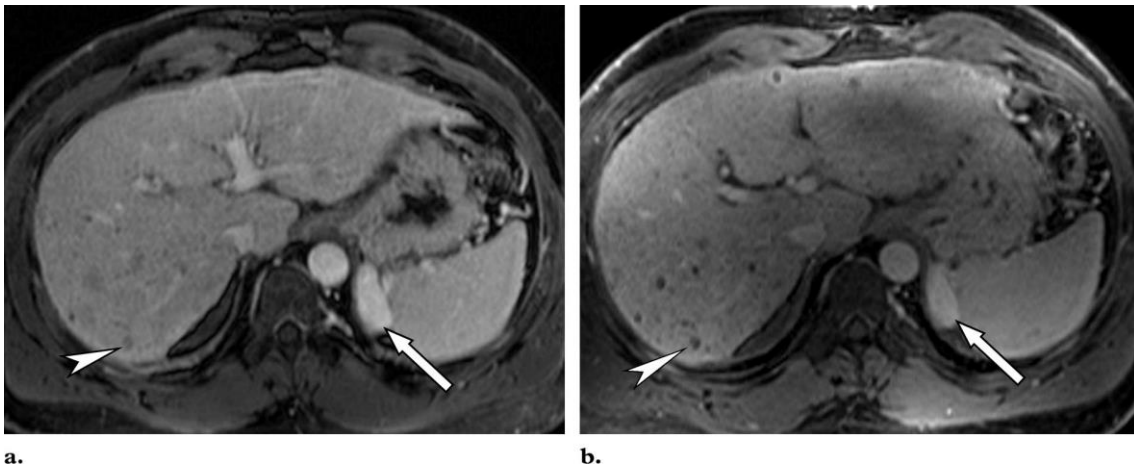


a. **b.**
Figura 4: Fenómeno de cancelación de fase (Chemical Shift de segundo orden) a 1.5T (imagen a) y a 3T (imagen b). En la imagen de 3T se observa una mejor definición de los bordes en “tinta china”, sin embargo, también se puede apreciar que la imagen en general tiene menor contraste que la adquirida a 1.5T debido al alargamiento del T1 y al uso de un TE mayor.

En relación a la inhomogeneidad del campo magnético, un campo magnético de 3T presenta mayores dificultades para mantener una adecuada homogeneidad en condiciones normales de operación. Por esta razón, a potencias de campo magnético de 3T los artefactos de inhomogeneidad de campo son más notorios, y afectan de mayor forma a la imagen, y la calidad de la supresión espectral de la grasa.

En relación a la susceptibilidad magnética, ya es conocido por nosotros el hecho de que aumenta a medida que aumenta la potencia del campo magnético

principal. En caso de implantes metálicos se produce una mayor degradación de la imagen secundaria a susceptibilidad magnética (Ver [Figura 1](#)). El artefacto de interfase de susceptibilidad también se ve aumentado al trabajar con una potencia de campo magnético de 3T. A pesar de lo anteriormente dicho, no todo lo relacionado con una mayor susceptibilidad magnética tiene connotaciones negativas. En pacientes con daño hepático crónico suelen presentarse nódulos hemosideróticos con mucha frecuencia. Estos nódulos por contener hierro son más fáciles de detectar a 3T debido a que este depósito férrico produce una mayor caída de señal en las imágenes adquiridas en equipos de 3T, en comparación con las adquiridas a 1.5T. Este efecto lo podemos apreciar en la [Figura 5](#).



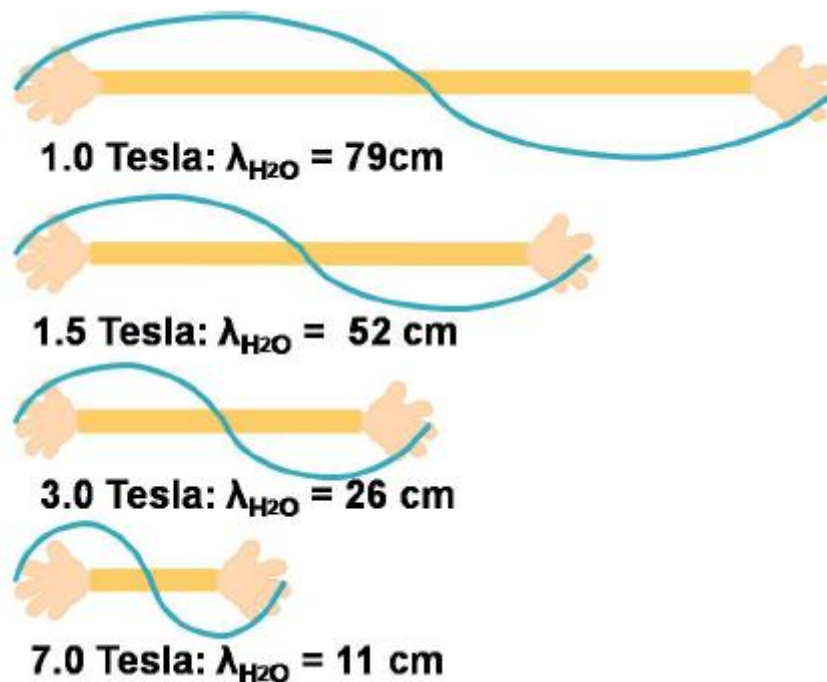
[Figura 5](#): Nódulos hemosideróticos a 1.5T (imagen a) y a 3T (imagen b). En la imagen de 3T se observa una mejor definición de estos nódulos (cabezas de flecha), presentes en el contexto de una cirrosis hepática alcohólica.

4. Fenómeno dieléctrico

El fenómeno dieléctrico es una manifestación de la interacción del campo de RF (Campo B1) con el campo magnético externo y con el paciente. Se produce al utilizar potencias de campo magnético mayores a 3T y su expresión se hace más pronunciada y relevante en la calidad de imagen a medida que se utilizan resonadores con mayor potencia de B0.

Los cambios en el campo de RF a 3,0 T son debido a un aumento en la frecuencia de Larmor que se correlaciona con el aumento de la intensidad de campo magnético. Debido a que la velocidad de la onda del pulso de RF es constante, la longitud de onda se va acortando a medida que aumenta la frecuencia, lo que

efectivamente sucede con las ondas de RF utilizadas con potencias de campo magnético mayores. Con este acortamiento de la longitud de onda de RF y la inducción de corrientes de Eddy, también denominadas “Corrientes de Foucault”, las que se manifiestan en forma de pequeñas corrientes eléctricas causadas por la rápida conmutación de las gradientes, se produce una falla en la homogeneidad del campo B1. Debido a que la longitud de onda de los pulsos de RF en un sistema de 3T es similar a las dimensiones del abdomen, hay una mayor probabilidad de interferencia negativa entre las ondas de RF superpuestas, dando lugar a la falta de homogeneidad del campo de RF ([Figura 6](#)).



[Figura 6](#): Longitud de la onda de RF según potencia del campo magnético principal. Hasta potencias de B0 menores o iguales a 1.5T, la longitud de onda es menor a 52 cms, lo que está por debajo de un FOV máximo de 50 cms. Con 3T la longitud de onda es de 26 cms, por lo que en el interior del campo de visión de las imágenes abdominales se puede producir sobreposición y cancelación de ondas, manifestándose el “artefacto dieléctrico”. En RM de 7T este efecto se manifiesta incluso en las imágenes encefálicas.

El llamado “efecto dieléctrico”, que se expresa en forma de artefacto de imagen, exclusivo de la técnica de RM de alto campo, es debido a esta falta de homogeneidad del campo de RF, la que en forma secundaria induce una pérdida de la homogeneidad de excitación del volumen de estudio. Este efecto tiene un efecto similar al producido por la aplicación de RF con diferentes ángulos flip, y puede causar incluso la cancelación de los pulsos de RF. El efecto de las RF en el interior también se denomina “efecto de onda estacionaria”. La cancelación de los pulsos de RF puede llegar a producir la pérdida completa de la señal en ciertas áreas del cuerpo, especialmente al utilizar secuencias espín eco, y más marcadamente al utilizar secuencias single shot TSE ([Figura 7](#))

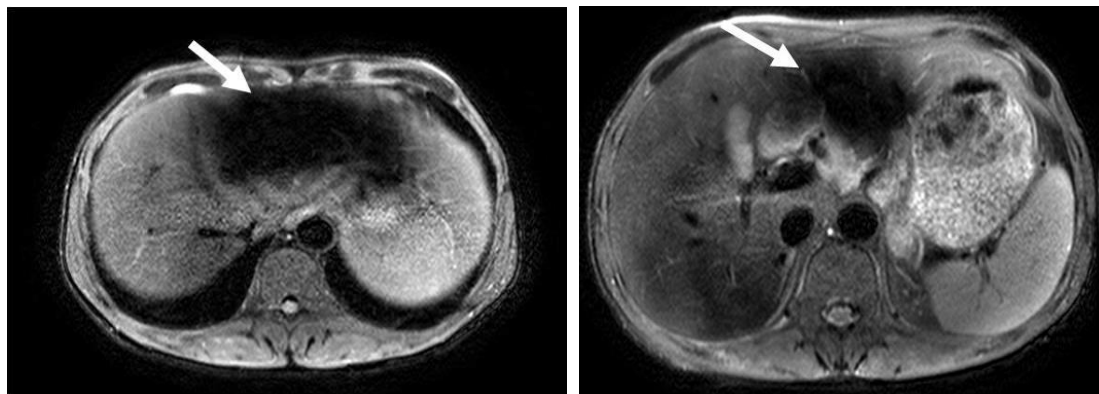
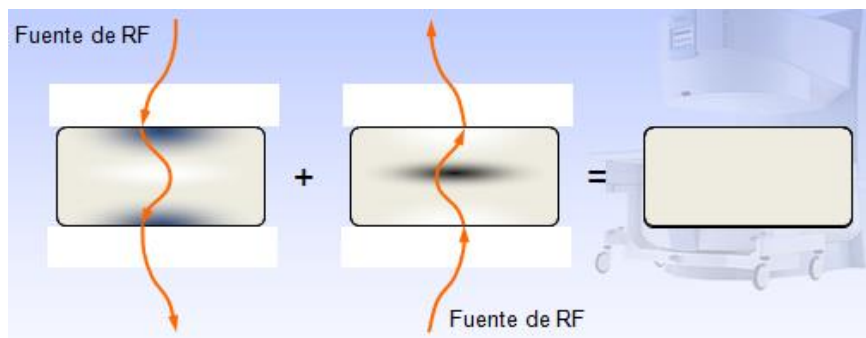


Figura 7: Caída de señal producida por el efecto dieléctrico en imágenes abdominales, cuyo FOV es menor o similar a la longitud de onda de las RF utilizadas en RM de 3T. A la izquierda se ve el efecto en una secuencias T2 Single Shot TSE, y a la derecha en una secuencia T2 TSE Multishot. La caída de señal es más notoria en la técnica Single Shot. La caída de señal se produce por una interferencia negativa entre las ondas sobrepuestas (similar al efecto del artefacto de excitación cruzada), las que se producen cuando el FOV es al menos similar a la longitud de onda de la RF utilizada

Existen algunas estrategias que plantean los fabricantes de resonadores para corregir este efecto. Entre éstas se encuentra la multitransmisión, la que consiste en situar dos o más emisores de RF enfrentados entre sí, de modo que la irradiación con RF sea homogénea en el volumen de exploración. Para que esta estrategia sea realmente eficiente debe ser “adaptativa”, es decir, debe adaptarse a la geometría y las dimensiones del paciente. En la [Figura 8](#) podemos ver un esquema de esta técnica



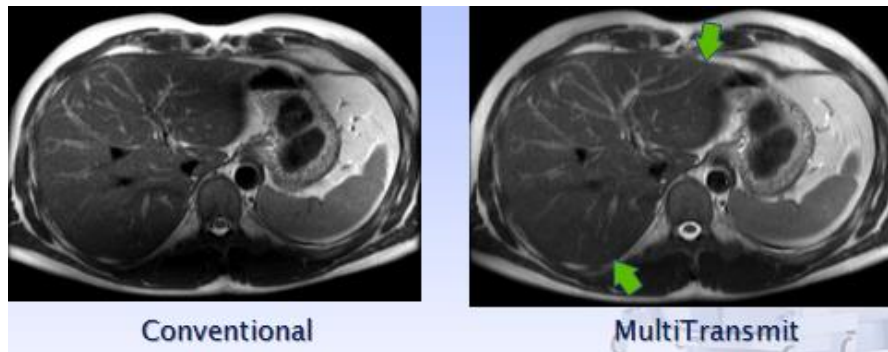


Figura 8: Esquema básico de funcionamiento de la Multitransmisión, con dos emisores de RF enfrentados entre sí, cuyo propósito es homogeneizar la irradiación del volumen de exploración.

En la imagen inferior se aprecia el efecto en la caída de señal en la (imagen izquierda - Conventional) y tras la corrección con multitransmisión (imagen derecha - MultiTransmit)

Otra estrategia, actualmente en desuso, es la compensación del efecto de onda estacionaria mediante el uso de almohadas rellenas con agua (mal llamadas “dielectric cushions”) las que aumentan el diámetro del paciente, disminuyendo la posibilidad de que se produzca el fenómeno de cancelación de la onda en las estructuras situadas en el interior del volumen de exploración. Su utilidad es limitada, ya que no siempre permiten alcanzar un diámetro mayor que la longitud de la onda de RF incidente. En la Figura 9 se muestra un ejemplo de esta estrategia.

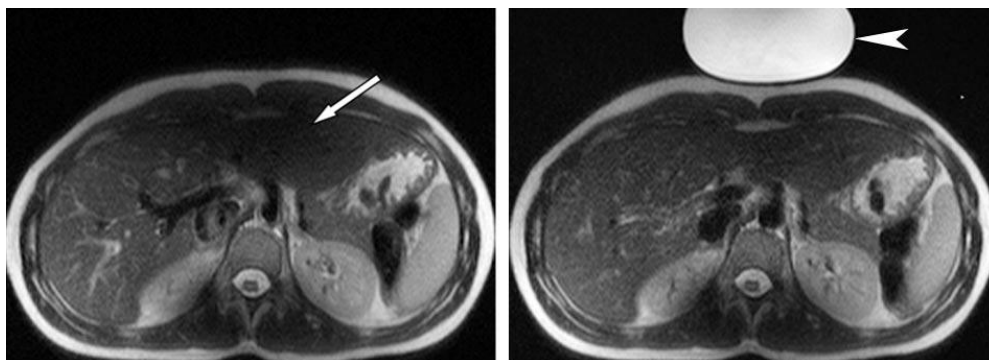


Figura 9: Compensación del efecto de cancelación de señal usando almohada con agua

5. Aumento del depósito calórico

Como ya es conocido, a 3T la energía de RF tiene mayor frecuencia, por lo tanto, posee una menor longitud de onda, por lo que es más energética. En estas condiciones, la energía depositada por las ondas de radiofrecuencia puede ser clínicamente significativa. La forma de cuantificar este depósito de energía es a través del SAR, el cual se calcula utilizando la siguiente ecuación: $SAR = C (B1)^2$, donde **C**

es una constante que depende del tipo de bobina receptora utilizada, B_1 es la amplitud del pulso de excitación de RF, y α es el duty cycle, es decir, el porcentaje de tiempo del TR durante el cual se aplica la energía de radiofrecuencia. El valor de la amplitud de B_1 a $3T$ es el doble que el cuantificado a $1.5T$. Por lo tanto, el índice SAR se multiplica por cuatro a $3T$, en comparación con el SAR calculado tras la aplicación de la misma secuencia de pulsos a $1.5T$. Son varios los parámetros de la secuencia de pulsos que afectan al SAR, pero estos pueden ser modificados para disminuir el depósito calórico. La modificación de estos parámetros tiene una repercusión variable en la calidad de la imagen final. Las medidas que permiten disminuir el SAR, pero tienen repercusión en la calidad de la imagen son las siguientes:

- a) Disminución del flip angle: Disminuye el SAR, sin embargo, altera el contraste en las secuencias, especialmente las GRE y reduce la SNR.
- b) Disminución de los ETL y aumento del Echo Spacing en las secuencias TSE: Aumenta el TAdq, aumenta el blurring, aumenta el decaimiento T_2^* y el desfase de los espines
- c) Restricción del uso de bandas de saturación y supresión espectral de la grasa: Aumenta el ghosting y restringe el uso de secuencias sensibles a patología (T2 fat sat) y a la administración de medios de contraste basados en gadolinio (T1 fat sat)
- d) Reducción de la cantidad de PES: Reduce la resolución. Para que esto no ocurra se puede recurrir al uso de técnicas en paralelo.
- e) Alargamiento del TR: Disminuye eficientemente el depósito calórico, sin embargo, aumenta el TAdq y puede comprometer la potenciación especialmente en las secuencias que potencian en T1.
- f) Disminución de la cantidad de cortes: Aumenta el tiempo muerto de las secuencias y reduce la cobertura anatómica de las exploraciones.
- g) Reducción del duty cycle: Reduce el SAR pero aumenta el TAdq.

De todas las medidas anteriormente señaladas, aquellas que disminuyen la SNR son bastante eficientes, ya que la técnica de alto campo ofrece una mayor SNR.

Las secuencias que depositan más energía son las T2 TSE, por el uso de múltiples pulsos de 180° . Estos pulsos pueden disminuir su ángulo a valores de 120° - 160° para disminuir el depósito calórico, sin embargo, además se reduce la SNR y el refase de los espines no es perfectamente completo.

El aumento del depósito calórico casi siempre es percibido por los pacientes como una sensación de calor no placentera.

Durante el desarrollo de la técnica de RM de alto campo, las casas comerciales fabricantes de resonadores han creado secuencias GRE basadas en el Steady State (que depositan mucho menos energía que las secuencias SE y TSE) de alta calidad de imagen (alta señal y resolución), con vóxel isotrópico, que emulan los resultados de imagen obtenidos a través del uso de secuencias basadas en SE y TSE. El uso de estas secuencias permite alcanzar SARs de operación dentro de los estándares

internacionales para la técnica (inferiores al intervalo 2-4 W/Kg para exploraciones de 15 minutos de duración, e inferiores a 8 W/Kg durante un periodo no superior a 5 minutos). El respeto de estos límites impide que el tejido irradiado con RF aumente su temperatura en más de 1° C.

Otro factor importante en el control del SAR es el uso de antenas más pequeñas, las que no necesitan de un aumento de la cantidad de RF utilizada para obtener una buena calidad de la señal. La utilización de resonadores de core corto tiene el mismo efecto de disminución del SAR que el uso de antenas pequeñas.

6. Limitaciones en algunas aplicaciones clínicas

Debido a todo lo ya enunciado y discutido en el apunte, se puede vislumbrar que algunas aplicaciones no se pueden realizar con un rendimiento máximo, debido al gran FOV utilizado, lo que las hace más susceptibles a sufrir el fenómeno de onda estacionaria (RM abdominal), a menos que se implementen medidas de control de esta alteración (multitransmisión, por ejemplo)

Las imágenes obtenidas a 3T son más sensibles a los artefactos de flujo. A pesar de que existen mecanismos de compensación de estos artefactos (técnicas de compensación de flujo, gatillado cardíaco, etc.) la presencia de este artefacto puede dificultar la adquisición de imágenes de la columna, cardíacas, cuerpo y hombro. En muchas de estas aplicaciones, la calidad de la imagen obtenida a 1.5T es superior.

7. Limitaciones desde el punto de vista de la seguridad

Ya hemos tocado algunos temas en relación a la seguridad. El más importante y respetado es el aumento del depósito calórico por acción de las RF a altas potencias de B0. En el mundo no se ha regulado mucho acerca de los temas de seguridad relacionada con la práctica de la RM de alto campo magnético, sin embargo, cada centro que posee esta técnica debe adoptar protocolos propios de acceso a sus instalaciones tanto de pacientes, como de personal interno y externo.

No todos los implantes metálicos, cuyo comportamiento magnético ha sido debidamente comprobado en condiciones de potencia de B0 de 1.5T, han sido testeados en relación a campos de 3T, por lo que esta base de datos (por ejemplo, la existente en www.MRISafety.com) puede tener algunas deficiencias de definición de seguridad en algunos casos. Existe una regulación de la FDA que obliga a los fabricantes de nuevos implantes, que, al momento de testear el comportamiento magnético de sus productos en desarrollo, este debe ser evaluado al menos para campos de 1.5T y 3T, pero este ordenamiento no afecta a los implantes más antiguos, por lo que este problema seguirá estando presente.

El efecto proyectil es más intenso y de mayor energía a 3T que a 1.5T, por lo que se deben tener mayores precauciones para evitar este tipo de accidente. Asociado a esto, las líneas de 0.5 y 0.1 mT se encuentran más alejadas del isocentro del imán, por lo que habitualmente al momento de proyectar una nueva sala de RM, ésta siempre tiene mayores dimensiones que una destinada para un equipo de 1.5T

El ruido de las bobinas de gradientes es más intenso a 3T, en comparación con el producido por las mismas bobinas a 1.5T. El nivel de ruido a 3T puede llegar a ser el doble que el producido a 1.5T. Para evitar estos efectos se han desarrollado diversas medidas de mitigación de este efecto tales como mejoras en el diseño de la geometría de las bobinas de gradiente, cancelación activa del ruido, y túneles con vacíos acústicos que permiten llevar a un mínimo el efecto del ruido de los gradientes.

Conclusiones:

La tecnología de la resonancia magnética seguirá planteando desafíos durante la evolución de la RM de alto campo y de las técnicas avanzadas susceptibles de ser desarrolladas bajo estas condiciones de campo magnético. Actualmente la comprensión y el dominio de los desafíos de la imagen de 3T permiten alcanzar una resolución espacial superior y una calidad y velocidad de adquisición de la imagen que en muchas exploraciones son similares a los resultados obtenidos con potencias de 1.5T. Con la evolución en el diseño de la bobina, las técnicas de reducción del SAR, el diseño de nuevas secuencias de pulso, y el desarrollo de un protocolo de seguridad y exploración a 3T permitirá optimizar el uso de técnicas avanzadas como las neuroimágenes funcionales, imagen de alta resolución.

En los ambientes de gestión del diagnóstico por imágenes, se considera que el alto costo de la técnica de 3T es una limitación para la adopción masiva de sistemas de alto campo. Se predice que en los próximos años la evolución de la técnica de 3T, y la reducción de su costo permitirá la entrada de más resonadores y eventualmente la técnica de 3T puede llegar a reemplazar a la técnica de 1.5T como estándar de referencia.