

Calidad de la Imagen en Resonancia Magnética

Prof. Cristián Garrido Inostroza

Introducción

Cuando se habla de calidad de la imagen en términos generales, se tiende a definir como un atributo que se relaciona con una imagen de excelencia, o al establecimiento de un estándar, que permite en primera instancia comparar imágenes. Para esto, es necesario establecer atributos comunes a todas las imágenes, independiente de la potenciación con la que fueron adquiridas. Los atributos principales son la matriz, la cantidad de píxeles que conforman la imagen que se relaciona con la resolución espacial; la señal, que está íntimamente relacionada con el ruido; el contraste, que en RM está condicionado por la potenciación, y la presencia de artefactos. Del mismo modo existen condicionantes de la señal y el ruido como lo son la difusión, el flujo y la susceptibilidad.

Resolución Espacial

Al abordar la codificación de corte, fase y frecuencia, necesarias para la reconstrucción de imágenes en RM, se puede concluir que el manejo eficiente de la fase era el mejor mecanismo para disminuir los tiempos de exploración de las diferentes secuencias. Esto está dado por la relación del tiempo de adquisición (**TAdq**)

$$\mathbf{TAdq} = \mathbf{TR} \times \mathbf{Dim-Fase} \times \mathbf{NEX}$$

Donde **TR** es el tiempo de repetición en ms, **Dim-Fase** es la cantidad de líneas de la matriz que se relacionan con las líneas a llenar del Espacio-K y **NEX** es el número de excitaciones (Averages o promedios) que es la cantidad de veces que debe repetirse la secuencia para conseguir una SNR adecuada.

Un TR corto permite adquirir con tiempos de adquisición menores, sin embargo, la manipulación de este parámetro repercute en la potenciación de la imagen, el atributo más importante de las imágenes de RM. Los NEX permiten manipular la SNR disponible para reconstruir la imagen. Siempre será deseable construir imágenes con la mayor señal posible, sin embargo, aumentar los NEX no es eficiente para aumentar la cantidad de señal, ya que aumentar los NEX al doble implica doblar el tiempo de adquisición, mientras que la señal solo aumenta en un factor de $1 - \sqrt{2}$ (0.414). La fase es eficiente, ya que usar Dim-Fases pequeñas tiene dos efectos: Utiliza menos PES, por lo que se requieren menos TRs, con lo que se reduce el TAdq, el tamaño del píxel es mayor, por lo que permite contar con una mayor cantidad de señal para construir la imagen, sin embargo, esta solución tiene la desventaja de que la imagen tendrá una mala resolución, ya que un Espacio-K con menos líneas generará una imagen con una matriz pequeña.

En RM entonces, es clave la elección de las direcciones de codificación de fase y frecuencia, lo que se hace considerando criterios. Hay que tener en cuenta que la primera opción siempre es la codificación de cortes, luego elegir la codificación de fase en eje del diámetro menor de la estructura a estudiar, y posteriormente asignar la codificación de frecuencia a la dirección que restante. Los ejes disponibles son los visualizados en la Figura 1.

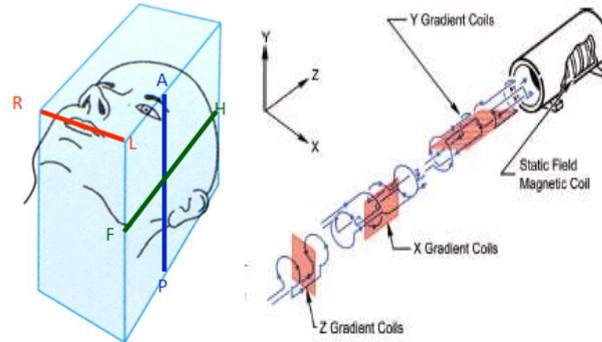


Figura 1: Ejes cartesianos y direcciones en el espacio

Por ejemplo, al adquirir un corte axial de cerebro, y para facilitar la nomenclatura de los ejes cartesianos, estos serán denominados como direcciones, las que son: **H-F** (Head-Feet), **R-L** (Right-Left) y **A-P** (Anterior-Posterior), que corresponden a los ejes **Z**, **X** e **Y**, respectivamente. A cada una de estas direcciones se le debe asignar una dirección de codificación de corte, de fase y frecuencia. Obviamente los cortes, por ser axiales, ocuparán la dirección H-F (eje Z), por lo que el primer criterio de asignación de direcciones será la orientación de los cortes. El segundo criterio es la asignación de la dirección de la fase. Para este propósito, la idea es elegir el diámetro menor como fase. En este caso el diámetro menor es la dirección R-L, por lo que en esta dirección se realizará la codificación de fase. El 2º criterio puede ser modificado por la presencia de artefactos, los que en su mayoría se manifiestan en el sentido de la fase. El condicionante de los artefactos puede ser tan importante, que incluso obligue a cambiar el sentido de la codificación de fase a una dirección de mayor diámetro, solo para que los artefactos no degraden mucho la imagen o no deriven en pitfalls. Finalmente, la codificación de frecuencia utilizará la única dirección que queda disponible, en este caso la dirección A-P (Figura 2)



Figura 2: Dirección de cortes, fase y frecuencia en un corte axial de encéfalo

¿Cuál es el sentido de asignar el diámetro menor de la estructura a estudiar a la dirección de la codificación de fase? El sentido es el ahorro de tiempo en la adquisición, de la siguiente forma: El tamaño del FOV estará determinado por el diámetro mayor, que casi siempre corresponde a la frecuencia. En el ejemplo, para hacer un corte axial de encéfalo a un paciente con un cráneo de tamaño “estándar”, se usa un FOV de 220-240 mm de tamaño. El FOV siempre es cuadrado (por ejemplo, 230x230 mm). Este tamaño, por estar en relación al diámetro mayor, que corresponde a la dirección de la frecuencia, se denomina FOV en Frecuencia (FOV_{Frec}). En el diámetro menor este FOV es mucho más grande que el tamaño de la estructura a estudiar, y justamente esta dirección se le asignó a la fase, por lo que en esta dimensión podremos hacer “un recorte”. El FOV entonces no será cuadrado, sino que será rectangular, más grande en la dirección de la frecuencia, y más pequeño en la dirección de la fase. Al FOV en la dirección de la fase se le denominará FOV en Fase (FOV_{Fase}) y será menor que el FOV_{Frec} . El objetivo de esta estrategia es que no es necesario codificar todo el FOV, sino que solo el suficiente para adquirir la imagen de la estructura en estudio. Como no se codifica todo el FOV habrá un ahorro en tiempo, que se mide en porcentaje del FOV total. Esta estrategia se denomina FOV Rectangular o FOV de Reconstrucción (**ReconFOV o RFOV**) y es ejemplificada en la Figura 3.

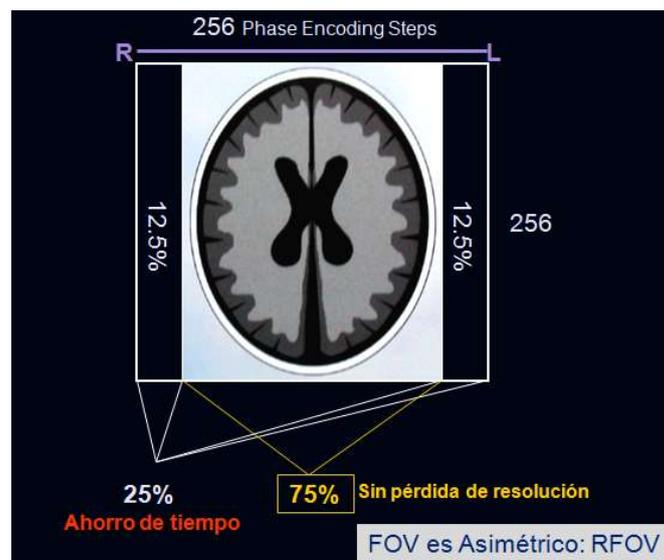


Figura 3: FOV Rectangular

Con la Figura 3 se analizará la estrategia del RFOV. La dirección asignada a la frecuencia es la A-P, por ser la de mayor diámetro, mientras que a la de menor diámetro (R-L) se asignó a la fase. En este caso, no es necesario adquirir el 100% del FOV_{Fase} , sino que solo un porcentaje. En el ejemplo, una situación habitual, con que se adquiera en fase solo un 75% del FOV es suficiente para visualizar toda la estructura en el sentido de la fase. Esto implica un ahorro del tiempo de adquisición de un 25%. Por ahora hay que considerar que como el FOV se construye con una cierta matriz, si el FOV fuera cuadrado, la matriz también sería cuadrada, pero como el FOV es rectangular, la matriz también será rectangular. Por esto es común que ver que si el FOV_{Frec} es de 230 mm, el FOV_{Fase} de un 75% corresponda a 172.5 mm, suficientes

para dar cuenta de la imagen en el sentido de la fase. Entonces el FOV y la matriz serán asimétricas (rectangulares), sin embargo, hasta el momento no ha cambiado el tamaño del píxel. Esta estrategia no se puede ejecutar en la Tomografía Computada, por lo que en la TC el FOV siempre será cuadrado, independiente de la forma y dimensiones de la estructura en estudio, es decir, el cuadro de la imagen siempre se verá cuadrado, mientras que en la RM, el cuadro de imagen al ejecutar esta estrategia, será rectangular (Figura 4)

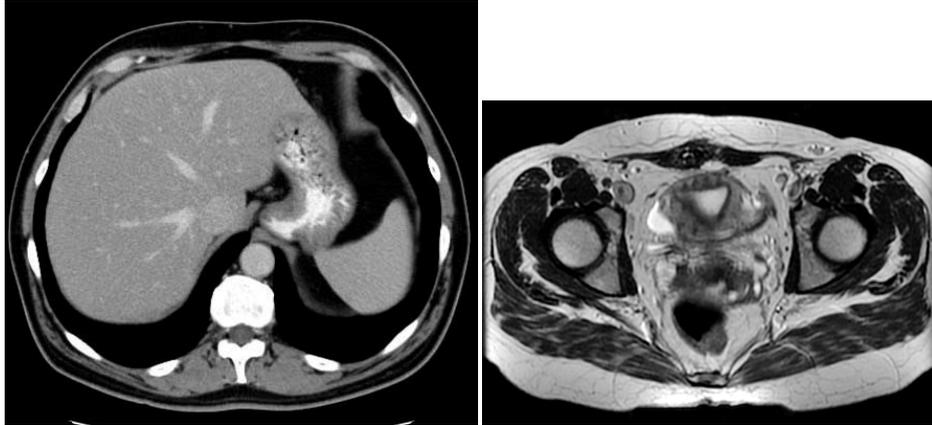


Figura 4: FOV cuadrado en TC / FOV Rectangular en RM

Del conocimiento del Espacio-K, se sabe que las líneas más externas contienen la información de la resolución, y que por haber sido codificadas por las amplitudes de gradientes Gy más extremas, estas líneas estarán muy desfasadas, por lo que presentarán altas frecuencias y muy baja señal. En matrices grandes, es decir; con Dim Phases con muchas líneas, las líneas más externas usarán valores de Gy tan grandes que tendrán una bajísima señal y una frecuencia extremadamente alta, por lo que se pueden representar como líneas rectas. En este caso, las líneas externas contendrán muy poca información, la que se relaciona con la resolución espacial. Si el operador está dispuesto a sacrificar un poco de la resolución de la imagen, se puede materializar un ahorro del TAdq mayor no adquiriendo las líneas más externas. Esta estrategia se denomina Resolución en Fase (**Phase Resolution** o **Scan Percentage**) y estará determinada por el porcentaje de líneas del Espacio-K que efectivamente serán llenadas, obviando las líneas más externas, con lo que se sacrificará un poco de resolución. Si se llenan menos líneas del Espacio-K, se adquieren menos PES, lo que impacta directamente en el tiempo de exploración. Si se adquiere el 100% de las líneas no habrá ahorro de tiempo, mientras que, al adquirir, por ejemplo, un 70% de las líneas, el ahorro en el TAdq será de un 30%. Si esta estrategia se ejecuta junto con la del RFOV, el ahorro será notable. Estas estrategias en conjunto permiten obtener FOVs y matrices rectangulares. El píxel también será rectangular, más pequeño en la dirección de la frecuencia, y más grande en la dirección de la fase, lo que se refleja como “disminución de la resolución”. En la Figura 5 se ve en un ejemplo numérico que muestra que pasa con el FOV, la matriz, el tiempo de exploración y la forma y tamaño del píxel, cuando no se ejecuta la estrategia, mientras que en la Figura 6 se ve que sucede con estos parámetros, cuando se ejecutan en conjunto las estrategias de RFOV y Phase Resolution.



Figura 5: Adquisición sin RFOV y sin Phase Resolution

Scan Matrix: Matriz de la imagen / Thickness: Espesor de corte / Ny: Dim Phase

En la Figura 5 se observa que la imagen se adquiere con un FOV_{Frec} de 380mm, una matriz de 240 en el sentido de la frecuencia, y un espesor de corte de 4mm. Se adquirirá todo el FOV en el sentido de la fase, y todas las líneas del Espacio-K en el sentido de la fase. En la 1ª operación se ve la forma como se calcula el tamaño del píxel en el sentido de la frecuencia, lo que nos da un píxel que tiene una cara de 1.58mm. En la 2ª operación se ve como se calcula el FOV en el sentido de la fase. Como se adquirirá todo el FOV en fase, sin recortes (100% o 1.0), el FOV_{Fase} será igual al FOV_{Frec} , es decir, de 380mm. Luego se calcula el tamaño de la matriz en el sentido de la fase. Como se adquieren todos los PES que componen el Espacio-K, se adquirirá el 100% de la Fase, es decir, el Scan Percentage o Phase Resolution será de 100% (o 1.0). De la operación se extrae que la matriz en fase será igual a la matriz en frecuencia (de 240). En la 3ª operación se observa que el tamaño del píxel en el sentido de la fase tendrá el mismo tamaño que en el sentido de la frecuencia. Como conclusión se obtiene que el FOV será igual en fase y en frecuencia, es decir cuadrado (380x380mm), la matriz será cuadrada (240x240), con un total de píxeles de 57600, mientras que el píxel será cuadrado (1.58x1.58mm), lo que implica que no habrá impacto en la resolución para la matriz dada. El tiempo de exploración no sufrirá ningún cambio. Hay que considerar que un vóxel mayor contendrá mayor señal, por lo que el tamaño del vóxel repercutirá en la relación señal ruido (**SNR** o Signal to Noise Ratio).

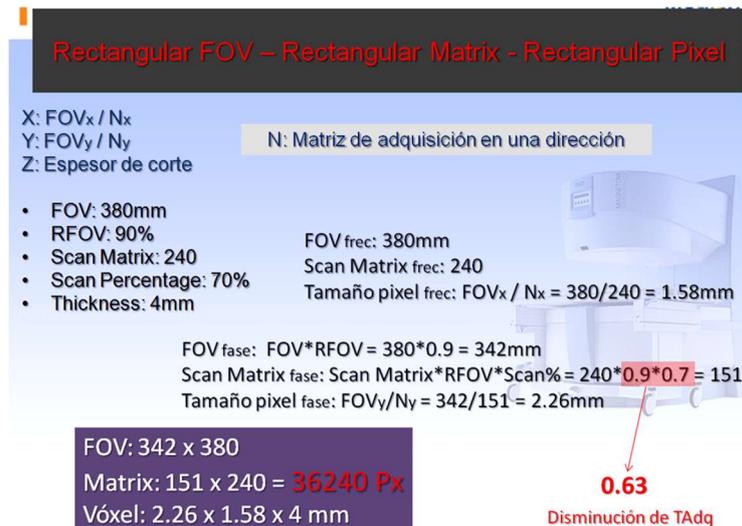


Figura 6: Adquisición con RFOV y con Phase Resolution

Scan Matrix: Matriz de la imagen / Thickness: Espesor de corte / Ny: Dim Phase

En la Figura 6 se observa que la imagen se adquiere con un FOV_{Frec} de 380mm, una matriz de 240 en el sentido de la frecuencia, y un espesor de corte de 4mm, es decir, los mismos parámetros de la Figura 5, excepto que se adquirirá el 90% FOV en el sentido de la fase (RFOV), y un 70% de las líneas del Espacio-K en el sentido de la fase (Scan Percentage). En la 1ª operación se ve la forma como se calcula el tamaño del píxel en el sentido de la frecuencia, la que al igual que en el ejemplo de la Figura 5 nos dará un píxel que tiene una cara de 1.58mm. En la 2ª operación se ve como se calcula el FOV en el sentido de la fase. Como se adquirirá el 90% del FOV en fase, el factor ahora no será de 1.0, sino que de 0.9, por lo que el FOV_{Fase} será menor al FOV_{Frec} , es decir, de 342mm. Luego se calcula el tamaño de la matriz en el sentido de la fase. Como se adquiere el 70% del total de los PES que componen el Espacio-K el factor será de 0.7, y además no se adquirirá todo el FOV, solo se adquirirá el 90% de este (factor 0.9) el tamaño de la matriz en fase estará modificada en 0.7×0.9 (igual a 0.63). De la operación se extrae que la matriz en fase será igual a la matriz en frecuencia (240) multiplicada por 0.63 lo que nos da una matriz de 141 líneas en el sentido de la fase. En la 3ª operación se observa que el tamaño del píxel en el sentido de la fase será de mayor tamaño que en el sentido de la frecuencia (2.26mm). Como conclusión se obtiene que el FOV será menor en fase que en frecuencia, es decir rectangular (342x380mm), la matriz será rectangular (141x240), con un total de píxeles de 36240, mientras que el píxel será rectangular (2.26x1.58mm), lo que implica que habrá una disminución en la resolución en comparación con la matriz base dada, por estar compuesta de menos píxeles y además asimétricos. El tiempo de exploración disminuirá en un factor de 0.63 (63%) de duración respecto a la situación sin uso de RFOV ni Scan Percentage, es decir, el TAdq será un 37% de más corto. En ambos ejemplos, cuando no se usó esta estrategia, si el tiempo de exploración duró por ejemplo 4 minutos (240 segundos), al usar la estrategia el TAdq disminuyó de 4 minutos a 2 min 52s ($240\text{ s} \times 0.63 = 151.2\text{ s}$). Adicionalmente, el voxel por ser más grande que en la situación de la Figura 5, contendrá mayor señal, por lo que la SNR de la secuencia será mayor. Como siempre,

en TC y en RM, la resolución es inversamente proporcional a la SNR, ya que vóxeles más pequeños contendrán menos señal y viceversa.

En resumen, la manipulación de la fase permite disminuir eficientemente los tiempos de exploración, atributo importantísimo en la rutina práctica, además de permitir la adquisición de imágenes con una alta SNR. Sin embargo, esta estrategia impacta en la resolución de las imágenes obtenidas. La mayor eficiencia de este abordaje se obtiene trabajando con matrices (Dim Phases) grandes.

De lo anteriormente expuesto emana un concepto muy utilizado: La resolución de la imagen se puede medir indistintamente en tamaño de matriz (las matrices altas tienen mayor resolución), o se puede medir en tamaño del vóxel (vóxeles pequeños se relacionan con una mayor resolución). Actualmente los resonadores permiten manipular las matrices del modo mostrado en la Figura 6, asociando esta manipulación a la SNR obtenida; o “solicitar” un tamaño de vóxel, el que automáticamente modifica la manipulación de la fase, asociando este proceso a una SNR determinada.

Relación Señal-Ruido (Signal to Noise Ratio o SNR)

El ruido es inherente a la técnica de RM. La SNR se define en forma sencilla como el cociente entre Señal y Ruido (S / R)

Es un factor que influye directamente sobre el contraste y la resolución espacial de la imagen. Se conoce como antagonista de la resolución. Es el factor que condiciona en mayor medida la calidad de la imagen, especialmente en RM.

Se conoce como ruido al conjunto de señales indeseables que degradan la formación de la imagen. Puede ser aleatorio o coherente. Las fuentes productoras de ruido más importantes son:

- Sistema electrónico de tratamiento de la señal (incorregible por el usuario).
- Movimientos moleculares (fuera del alcance del usuario).
- Artefactos (reconocibles, con limitada capacidad de corregirlos, algunos inherentes y exclusivos de la técnica)

La intensidad de la señal está estrechamente relacionada con la densidad protónica (cantidad de espines que generarán la señal) y por lo tanto del volumen del vóxel. Un vóxel más grande tendrá un volumen mayor, por lo que contendrá una mayor cantidad de espines, o sea, tendrá una mayor densidad protónica. Las matrices y FOVs rectangulares se relacionan con vóxeles más grandes, por lo que generarán imágenes con una SNR mayor, pero con una resolución menor (SNR y Resolución antagonistas)

En las Figuras 7 y 8 se ve un ejemplo de la influencia de la SNR en la imagen

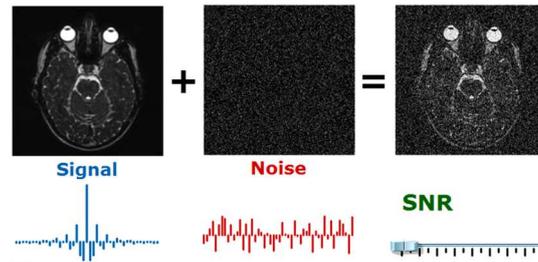


Figura 7: Imagen con una baja SNR

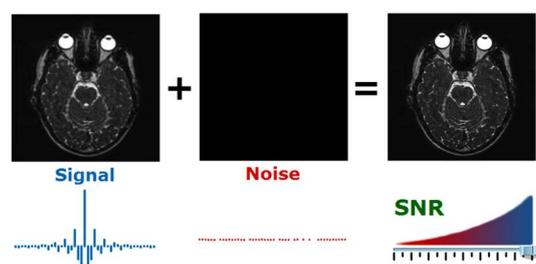


Figura 8: Imagen con una alta SNR

Al comparar ambas figuras, la señal es poco modificable, ya que depende de factores del hardware (diseño de la antena) y del muestreo del equipo, además de otros factores poco manipulables. La solución para mejorar la SNR se relaciona con el aumento de la señal mediante el uso adecuado de las antenas, o adquirir vóxeles lo más grandes posible (comprometiendo la resolución), y principalmente disminuyendo lo más posible el ruido. Una baja SNR impacta tanto en la resolución como en el contraste de la imagen adquirida

El uso de una antena óptima tiene varias implicancias, que van desde la comodidad del paciente, hasta el aumento de la señal adquirida. Las antenas más cómodas para el paciente son las más grandes, sin embargo, por estar alejadas de las estructuras de estudio reciben menos señal y más ruido. Desde el punto de vista técnico, las antenas con una arquitectura cilíndrica y lo más ajustada posible a la estructura de estudio, son las que permiten una captación óptima de señal y menos ruido (Figura 9)

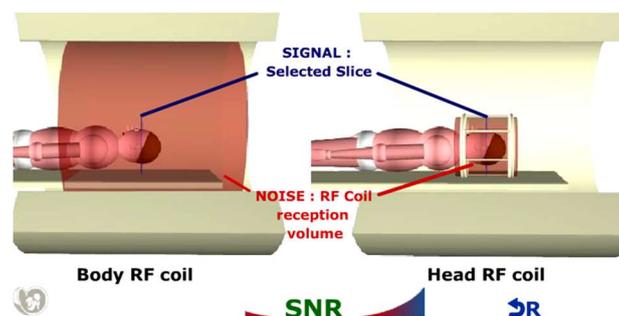


Figura 9: Tamaño de la antena y SNR

Otra forma de disminuir el ruido, y así aumentar la SNR es a través de la manipulación del BW receptor (rBW). Cuando se usan rBW anchos, es análogo a “escucharlo todo”. Cuando “se escucha todo” también se escucha más ruido, por lo que un aumento de rBW implica una disminución de la SNR, aunque permite una leve disminución de la expresión de los artefactos de susceptibilidad en la imagen por presencia de metal. Por el contrario, el uso de un rBW estrecho aumenta la SNR, pero repercutirá en el aumento en el desplazamiento químico entre agua y grasa, también denominado water-fat shift (**WFS**), que al sobre expresarse puede llevar a pitfalls en la interpretación de las imágenes. En la [Figura 10](#) se ve un ejemplo de imágenes adquiridas con rBW altos (con baja SNR) y con un rBW mayor.

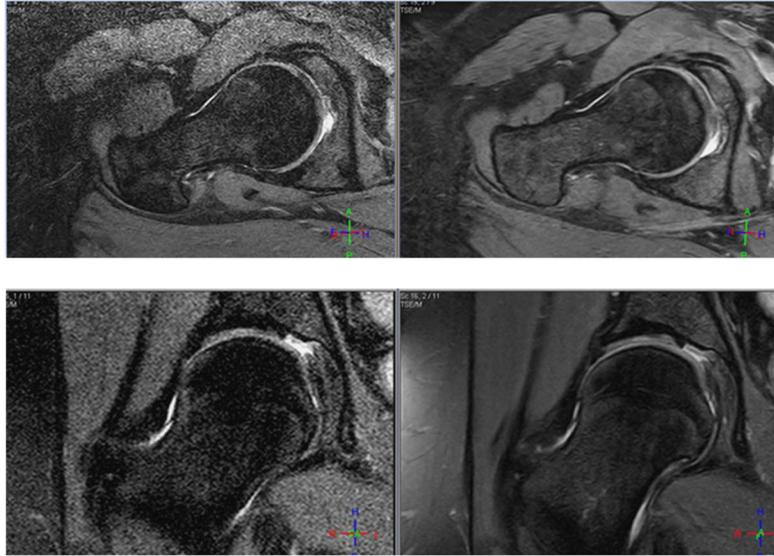


Figura 10: Imágenes adquiridas con rBW alto (izq) y con rBW mayor (der)

La potencia de B₀ también se relaciona con la SNR. A mayor teslaje, el tamaño del vector de magnetización es mayor, por lo que la señal será mayor ([Figura 11](#) y [12](#))

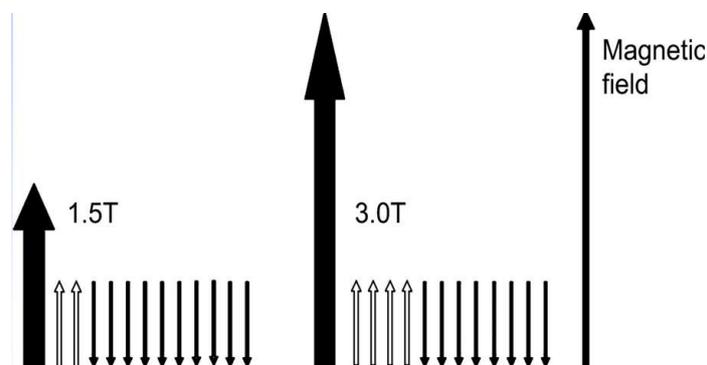


Figura 11: Aumento de señal en 3T comparado con 1.5T debido a un vector de magnetización M de mayor tamaño (de mayor módulo)

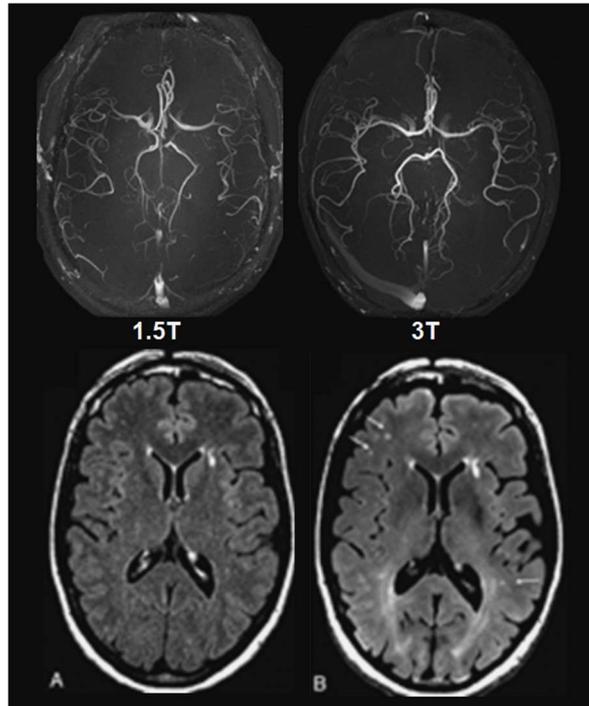


Figura 12: Imágenes obtenidas a 1.5T comparadas con las obtenidas a 3T

En la Figura 12, se ve claramente que las imágenes adquiridas en un campo de 3T tienen mayor señal. En la imagen superior (AngioRM TOF), como consecuencia de una mayor señal disponible, se ve una mayor intensidad de señal de los vasos arteriales intracraneanos, un mejor contraste entre las arterias y el fondo (parénquima cerebral), y una mejor visualización de los vasos más distales.