

Calidad de la Imagen en RM

Prof. Cristián Garrido Inostroza

Introducción

Cuando se habla de calidad de la imagen en términos generales, nos referimos a imagen de excelencia, o al establecimiento de un estándar, o de un “lenguaje común” para comparar las distintas imágenes. Para poder concretar todos estos aspectos, es necesario establecer atributos comunes a todas las imágenes, esto independiente de la potenciación con la que fueron adquiridas. Entonces si dejamos de lado la potenciación ¿cuáles son los atributos comunes? 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 relacionado con la potenciación, la cual ya fue abordada; y la presencia de artefactos, la que será abordada en el tema siguiente.

Resolución Espacial

Antes que nada, cuando hablamos acerca de la codificación de corte, fase y frecuencia, en el contexto de la reconstrucción de imágenes en RM, se dejó enunciado 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 conocida relación del TAdq:

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

Vimos que 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 principal de las imágenes de RM. Vimos que el aumento de los NEX permitía manipular la cantidad de señal disponible para reconstruir la imagen. Siempre será deseable construir imágenes con la mayor señal posible, sin embargo, vimos que aumentar los NEX no era particularmente 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 contiene mayor cantidad de señal, con lo que la imagen tendrá mucha señal, pero 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 el diámetro menor de la estructura a estudiar, y posteriormente asignar la codificación de frecuencia a la dirección que queda.

Esta idea quedará más clara al visualizar la [Figura 1](#).

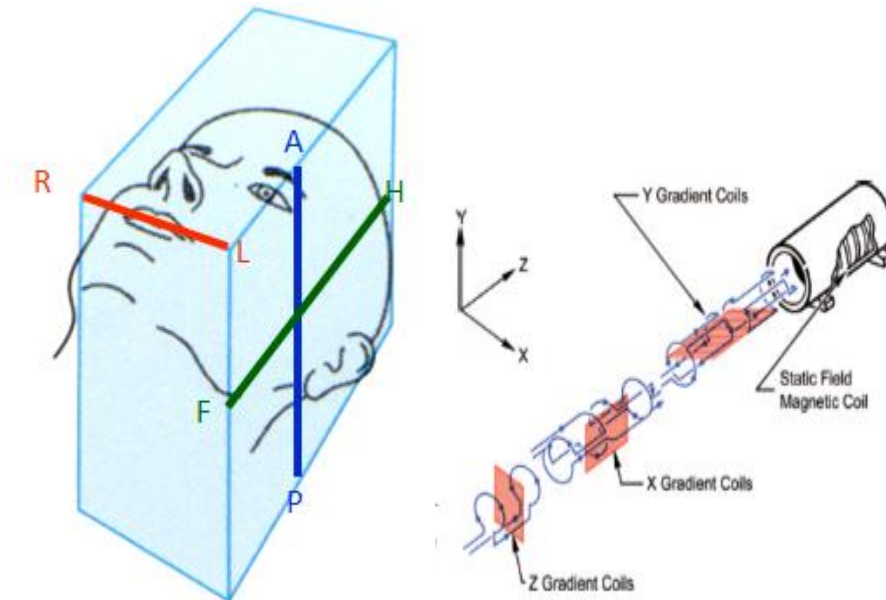


Figura 1: Ejes cartesianos y direcciones en el espacio

En el ejemplo, si queremos hacer un corte axial de cerebro, para facilitar la nomenclatura de los ejes cartesianos, los vamos a denominar 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 le debemos asignar la 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 haga decidir el cambio del 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 en la interpretación de las imágenes. Finalmente la codificación de frecuencia utilizará la única dirección que queda disponible, en este caso la dirección A-P ([Figura 2](#))

- **3 Direcciones \Rightarrow Sentido**
 - H-F: Head - Feet
 - R-L: Right - Left
 - A-P: Anterior - Posterior
- **Corte Axial**
 - ¡Cortes!
 - Diámetro menor \Rightarrow **FASE**
 - Artefactos en fase
 - Wraparound
 - Flujo
 - H-F: **CORTES**
 - R-L: **FASE**
 - A-P: **FRECUENCIA**



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

Ahora ¿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 corto 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 este “truco” es que no será necesario codificar todo el FOV, sino que solo el suficiente para hacer la imagen de la estructura en estudio. Como no se codifica todo el FOV tendremos 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.

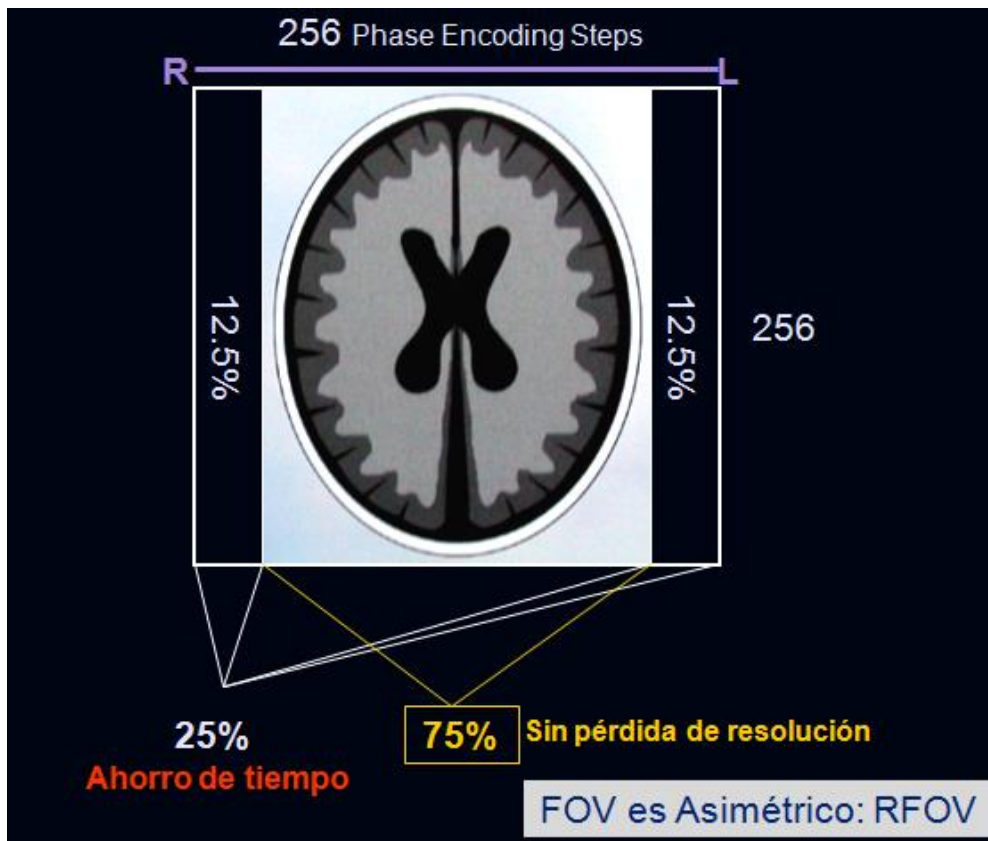


Figura 3: FOV Rectangular

En la [Figura 3](#) podemos analizar la estrategia del RFOV. La dirección asignada a la frecuencia es la A-P, por ser la de mayor diámetro, mientras que la de menos diámetro (R-L) se asignó a la fase. En este caso, no es necesario adquirir el 100% del FOV_{Frec} , sino que solo un porcentaje. En el ejemplo, tomado de la vida real, con que se adquiriera en fase solo un 75% del FOV daremos cuenta de la totalidad de la estructura en el sentido de la fase. Esto implica un ahorro de tiempo de un 25%. Ya veremos cómo se materializa este ahorro y su repercusión en el TAdq. Por el momento basta con saber 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 veamos 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 cuando se ejecuta esta estrategia, será rectangular ([Figura 4](#))

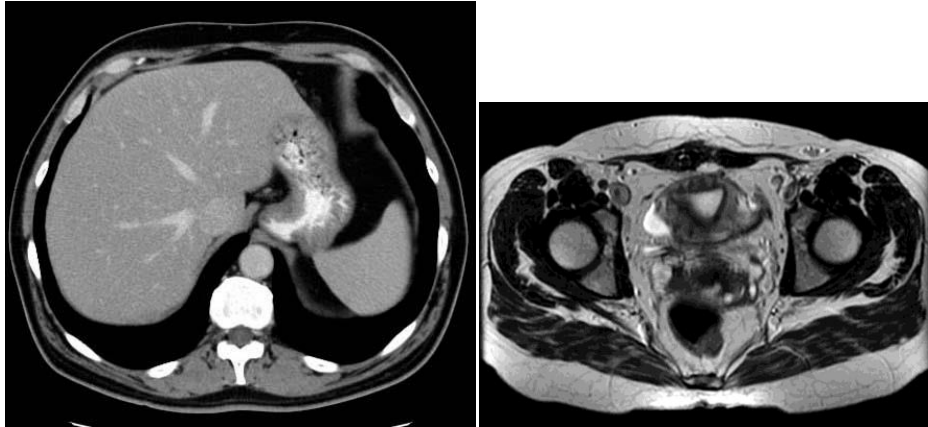


Figura 4: FOV cuadrado en TC / FOV Rectangular en RM

De nuestro conocimiento del Espacio-K, sabemos 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; en Dim Phases grandes, con muchas líneas, las líneas más externas usarán valores de Gy tan amplios, que estas líneas por su bajísima señal y extrema alta frecuencia, serán prácticamente como líneas rectas, por lo que contendrán muy poca información, en este caso, de la resolución espacial. Si estamos dispuestos a sacrificar un poco de la resolución de la imagen, podremos materializar un ahorro del TAdq mayor. Esta estrategia se denomina Resolución en Fase (**Phase Resolution** o **Scan Percentage**) y estará determinada por el porcentaje de líneas del Espacio-K que estamos dispuestos a llenar, obviando líneas más externas, sacrificando un poco de resolución. Si llenamos menos líneas del Espacio-K, adquiriremos menos PES, lo que impacta directamente en el tiempo de exploración. Si adquirimos el 100% de las líneas no habrá ahorro de tiempo, mientras que si adquirimos, por ejemplo, un 70% de las líneas, el ahorro del TAdq será de un 30%. Si ejecutamos esta estrategia 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](#) vemos 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](#) veremos que sucede con estos parámetros, cuando se ejecutan en conjunto las estrategias de RFOV y Phase Resolution.

Square FOV – Square Matrix – Square Pixel

X: FOV_x / N_x
 Y: FOV_y / N_y
 Z: Espesor de corte

N: Matriz de adquisición en una dirección

- FOV: 380mm
- RFOV: 100%
- Scan Matrix: 240
- Scan Percentage: 100%
- Thickness: 4mm

FOV_{frec}: 380mm

Scan Matrix_{frec}: 240

Tamaño pixel_{frec}: FOV_x / N_x = 380/240 = 1.58mm

FOV_{fase}: FOV * RFOV = 380 * 1.0 = 380mm

Scan Matrix_{fase}: Scan Matrix * RFOV * Scan% = 240 * 1.0 * 1.0 = 240

Tamaño pixel_{fase}: FOV_y / N_y = 380/240 = 1.58mm

FOV: 380 x 380

Matrix: 240 x 240 = **57600 Px**

Vóxel: 1.58 x 1.58 x 4 mm

1.0

Sin cambio en TAdq

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 vemos 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. Por otro lado, tengamos en mente 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).

Rectangular FOV – Rectangular Matrix - Rectangular Pixel



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](#) vemos que la imagen se adquiere con un FOV_{freq} de 380mm, una matriz de 240 en el sentido de la frecuencia, y un espesor de corte de 4mm, es decir, los mismos parámetros que los mostrados en 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_{freq}, 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 para la matriz base dada, por estar compuesta de menos píxeles y además asimétricos. El tiempo de exploración disminuirá, teniendo un 0.63 (63%) de duración

respecto a la situación sin uso de RFOV ni Scan Percentage, es decir, el TAdq será un 37% de tiempo más corto. En ambos ejemplos, cuando no se usó esta estrategia, si el tiempo de exploración duró por decir 4 minutos (240 segundos), al usar la estrategia el TAdq disminuyó de 4 minutos a 2 min 52 seg (240 seg x 0.63 = 151,2 seg). Por otro lado, el vóxel 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 práctica rutinaria, 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 se obtiene trabajando con matrices (Dim Phases) grandes. Así podemos darnos cuenta que obtener una imagen, por ejemplo con matriz 512 cuadrada es una pésima decisión, ya que la imagen se adquirirá en un tiempo excesivo y tendrá vóxeles tan pequeños que su SNR será muy baja. La resolución es muy alta, pero el alto precio por este “producto” no vale la pena.

De lo anteriormente expuesto emana un concepto actualmente 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. Esta última situación es el abordaje “más actual” para manipular la resolución de la imagen, ponderando su impacto en la SNR.

Ya que estamos hablando de la SNR, nos explayaremos más en este tema.

Ruido (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 en particular 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. Entre las fuentes productoras de ruido tenemos:

- 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. Como ya vimos, las matrices y FOVs rectangulares se relacionan con vóxeles más grandes, por lo que generarán imágenes con una SNR mayor, pero como ya fue enunciado, con una resolución menor.

En las [Figuras 7 y 8](#) vemos un ejemplo de la influencia de la SNR en la imagen

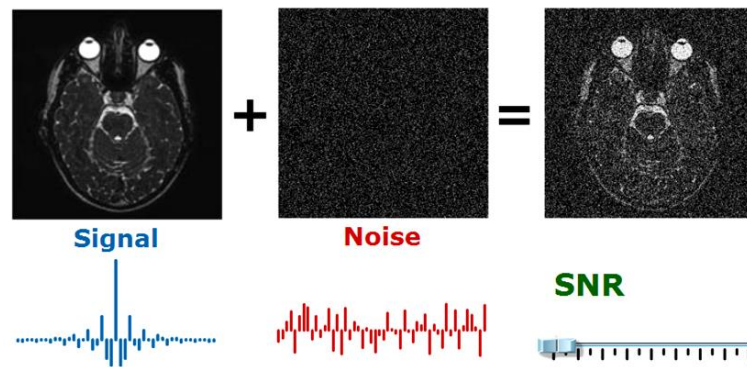


Figura 7: Imagen con una baja SNR

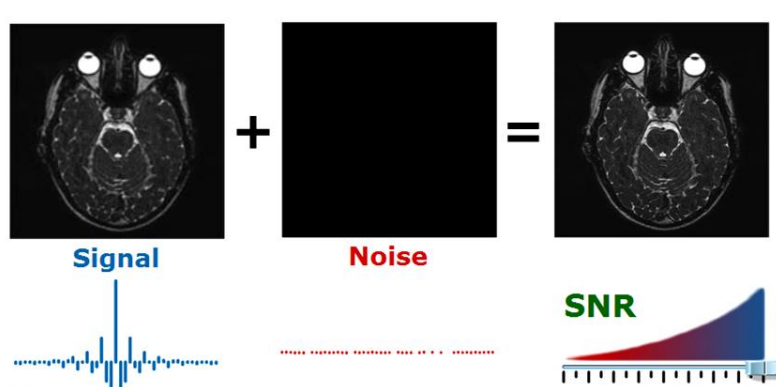


Figura 8: Imagen con una alta SNR

Como vemos al comparar ambas figuras, la señal es poco modificable, ya que depende de factores del hardware y del muestreo del equipo, además de otros factores poco, o no modificables. La solución entonces para mejorar la SNR va de la mano de aumentar 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. Vemos además que una baja SNR impacta tanto en la resolución como en el contraste de la imagen adquirida

Primero, el uso de la antena óptima tiene varias implicancias, las que van desde la comodidad del paciente, hasta el aumento de la señal adquirida. Las antenas más cómodas para el paciente son las que le dejan un mayor grado de libertad, 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 la captación de más señal y menos ruido (Figura 9). Por esto, el tamaño y la comodidad de las antenas va en disminución.

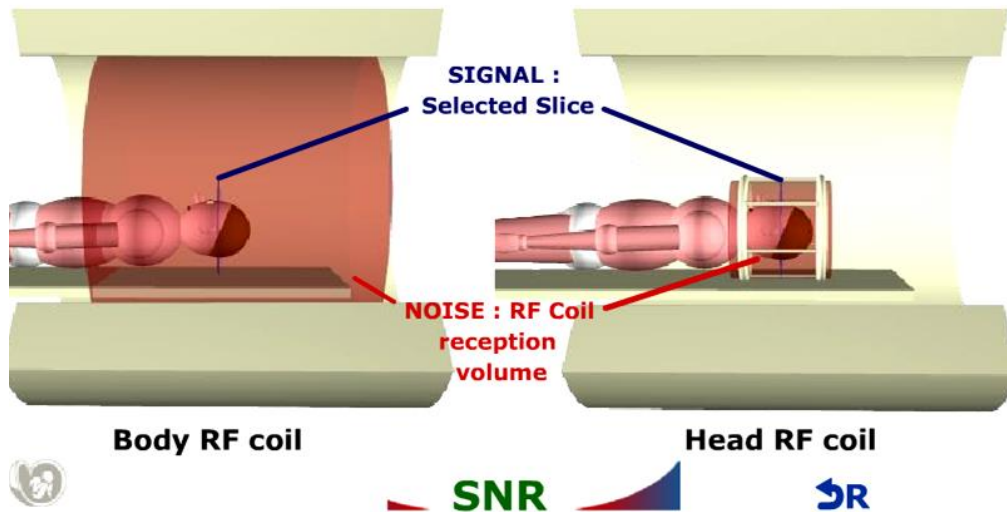


Figura 9: Tamaño de la antena y SNR

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 ruido, por lo que un aumento de rBW implica una disminución de la SNR, además de poder “corregir levemente” la expresión en la imagen de los artefactos de susceptibilidad 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](#) vemos un ejemplo de imágenes adquiridas con rBW altos (con baja SNR) y luego con corrección a un rBW óptimo.

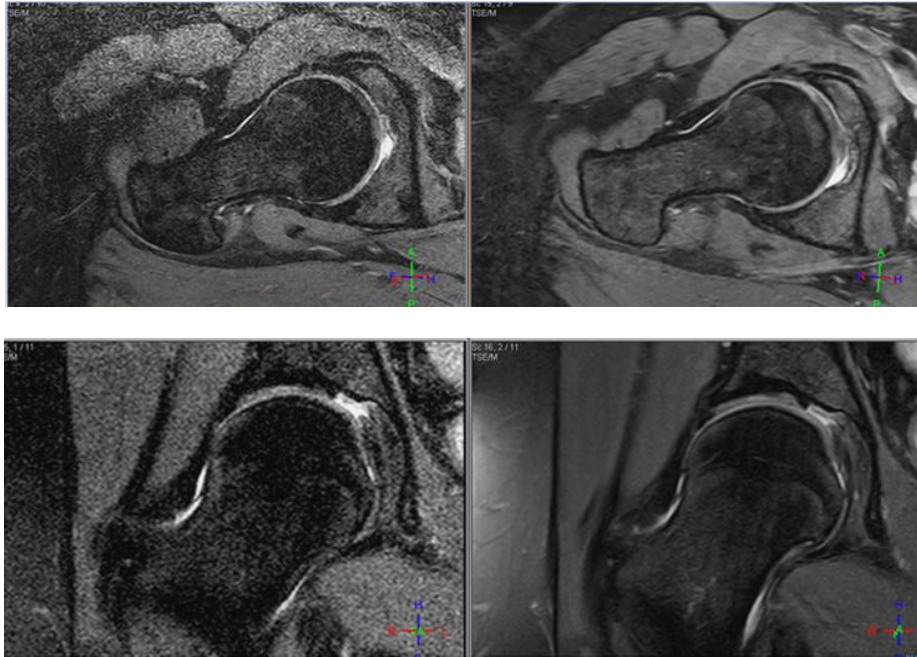


Figura 10: Comparación de imágenes adquiridas con rBW alto y con rBW óptimo

Aunque ya abordamos físicamente el tema, hay que recordar que la potencia de B_0 también se relaciona con la SNR. A mayor teslaje, los vectores magnéticos serán más grandes, por lo que la señal será mayor (Figura 11 y 12)

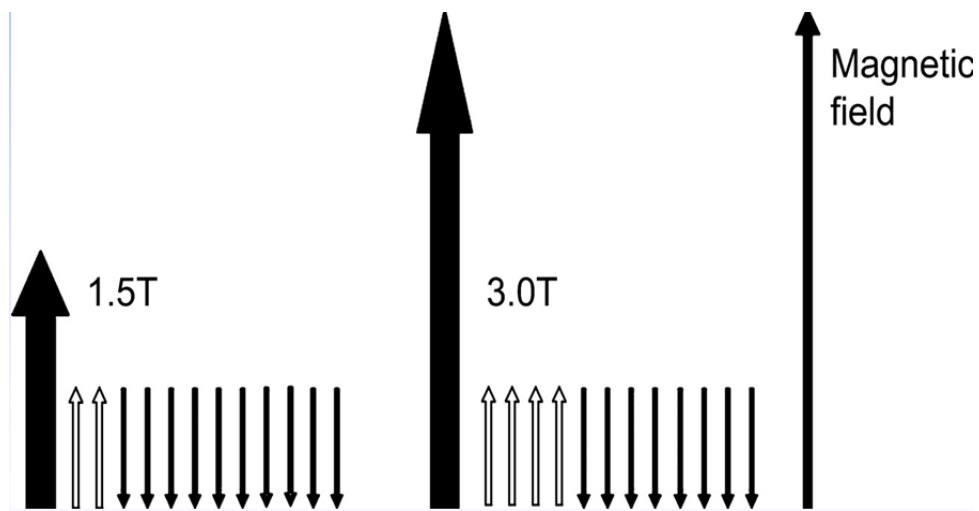


Figura 11: Aumento de señal en 3T comparado con 1.5T

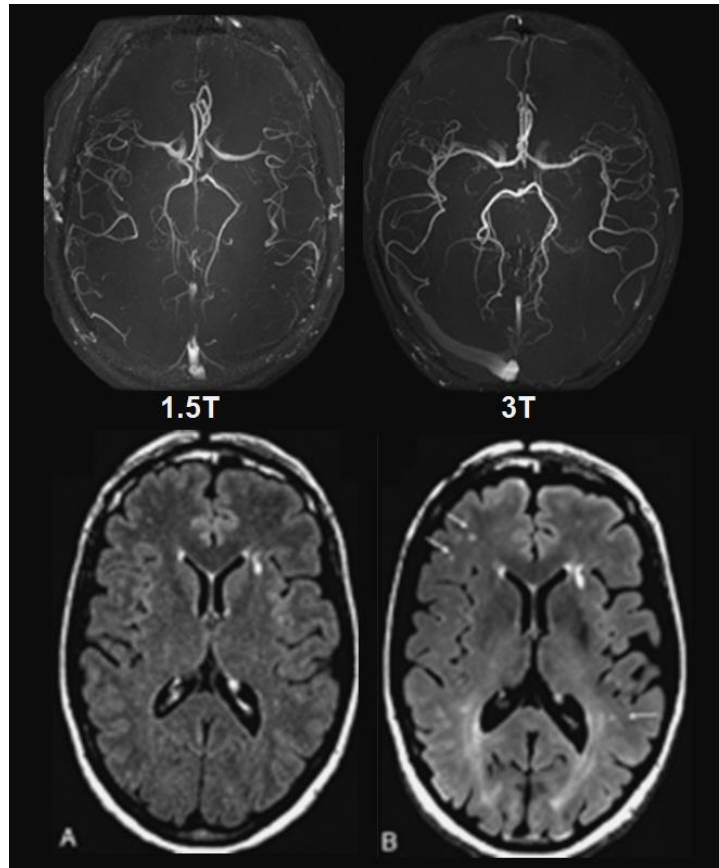


Figura 12: Comparación de imágenes obtenidas a 1.5T comparadas con 3T

En la [Figura 12](#), vemos 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.