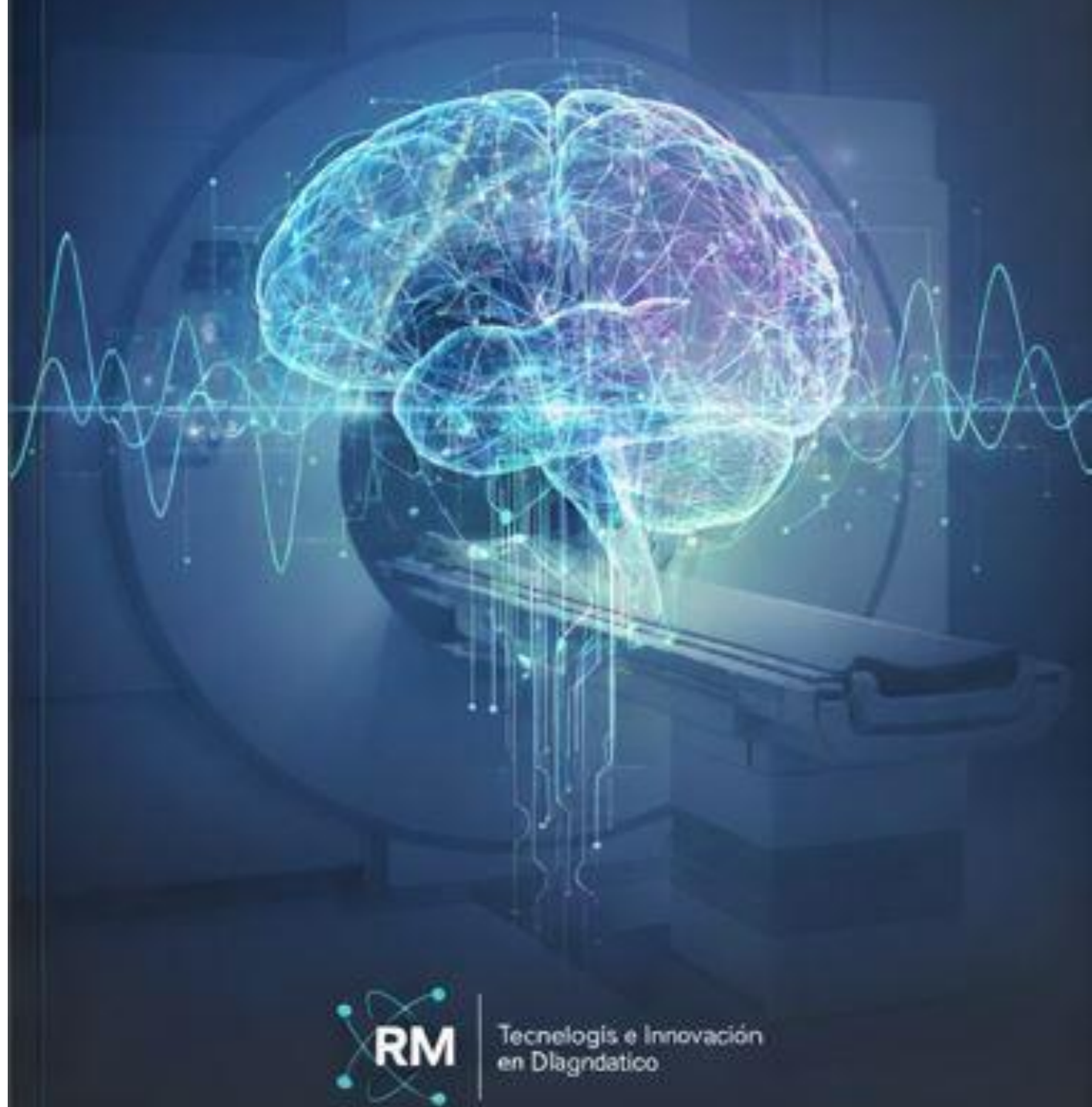


CURSO

TALLER PRÁCTICO DE RESONANCIA MÁGÉTICA



Tecnología e Innovación
en Diagnóstico

Presentación del Taller de Resonancia Magnética: Aprendizaje Basado en Situaciones Reales

En este taller, abordaremos la enseñanza de la resonancia magnética desde un enfoque práctico e innovador. Nuestro objetivo es que los participantes aprendan a través de situaciones reales que se presentan diariamente en el entorno clínico y técnico de la resonancia magnética.

Antes de Empezar (Importante)

Este curso de **Resonancia Magnética** ha sido diseñado para que aprendas de forma práctica, clara y estructurada. No es sólo un libro: es una experiencia de aprendizaje que combina **vídeos en YouTube** y un **manual escrito** que resume y refuerza los contenidos.

Cómo usar este curso

1. El curso está dividido en **12 módulos**. Cada módulo del libro corresponde a un vídeo específico en YouTube. ([Enlace a los vídeos](#))
2. Después, utiliza este libro como guía de repaso: aquí encontrarás los puntos clave, explicaciones resumidas y espacio para tomar tus propias notas.
3. Te recomiendo avanzar **en orden** módulo a módulo, ya que los contenidos están diseñados de forma progresiva.
4. Vuelve al libro y a los vídeos tantas veces como necesites: la repetición y la práctica son esenciales para asimilar la Resonancia Magnética de manera profesional.

👉 Este método combinado de **vídeo + libro** te permitirá aprender de forma más **eficaz, intuitiva y flexible**.

Acceso al Curso:

Para complementar el taller, contamos con soporte desde nuestra plataforma web: <https://resonancia-magnetica.com>. En la sección “**Profesionales**”, dentro de “**Cursos**”, podrán acceder al **Taller Práctico** y seguir todos los vídeos de manera organizada, evitando la dispersión de contenidos existente en el canal de YouTube. Cada vídeo seguirá una estructura clara:

1. Presentación de la situación problemática.
2. Solución paso a paso.
3. Explicación del problema y de cómo se resolvió.

También en este enlace directo: <https://resonancia-magnetica.com/curso/taller-rm/>



Taller de Resonancia Magnética: Reducción del Grosor de Corte

En la práctica diaria, puede ocurrir que el médico solicite disminuir el grosor de corte, ya sea para visualizar lesiones pequeñas o corregir artefactos de volumen parcial. Este ajuste requiere comprensión de los principios fundamentales de la formación de la imagen y la señal.

Conceptos fundamentales:

1. Equilibrio señal-resolución:

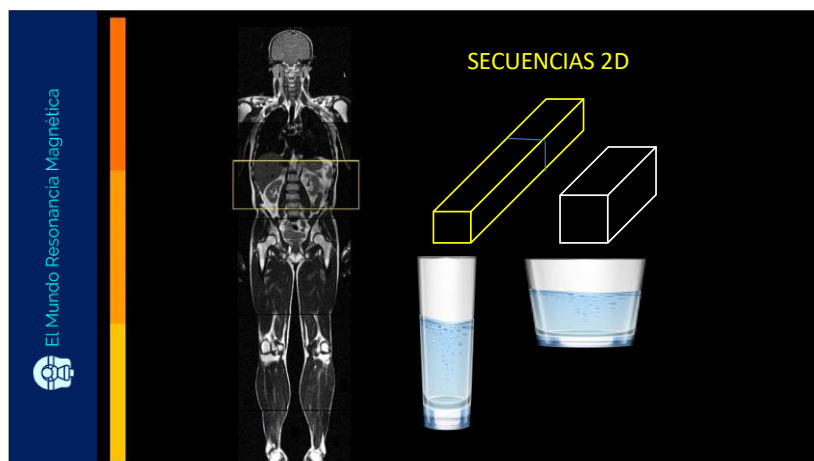
La calidad de la imagen en resonancia magnética depende de un equilibrio delicado entre la señal y la resolución. Este balance es esencial antes de realizar cualquier modificación de parámetros.

2. Resolución espacial y de corte:

- **Resolución espacial:** Determinada por el tamaño del píxel, es la dimensión que el radiólogo visualiza en el plano.
- **Resolución de corte:** Determinada por el grosor de corte (*slice thickness*), corresponde a la dimensión en profundidad del volumen adquirido (*voxel*).



En secuencias 2D, un aumento de la resolución espacial implica necesariamente una disminución de la resolución de corte y viceversa, debido a que la señal se distribuye en menor cantidad de protones cuando el grosor de corte se reduce.

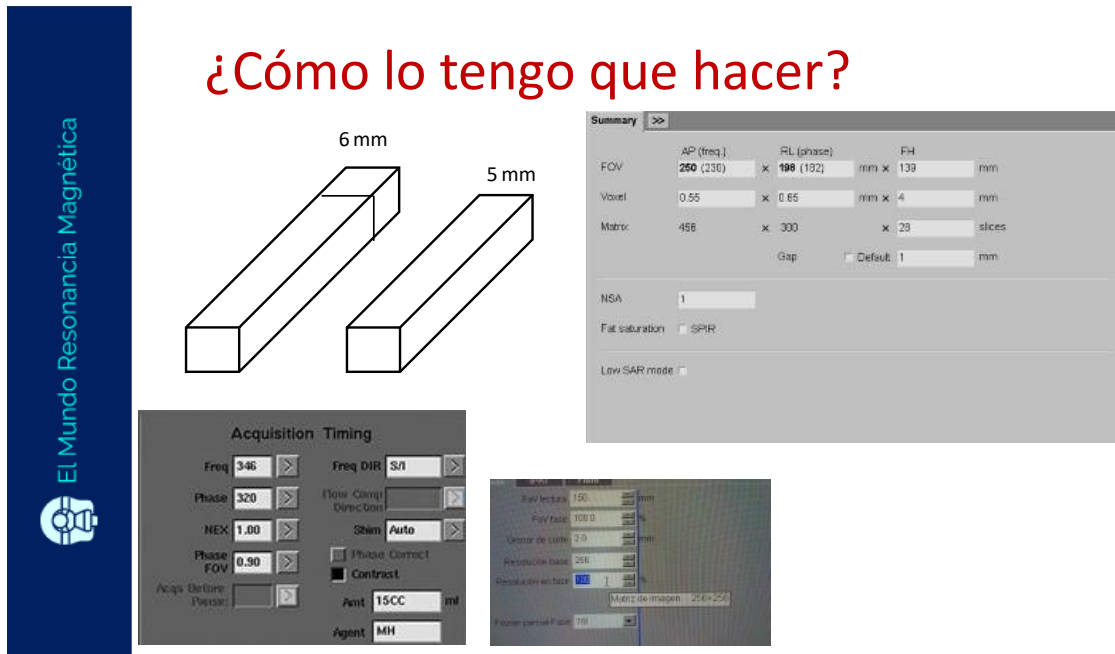


Ejemplo práctico:

Si se reduce el grosor de corte sin modificar otros parámetros, se pierde señal, lo que puede resultar en imágenes de baja calidad. La compensación se realiza ajustando el tamaño del píxel:

- En sistemas Philips, mediante el parámetro *vóxel*.
- En sistemas General Electric, disminuyendo la matriz de fase.
- En sistemas Siemens, ajustando la resolución base.

Este ajuste asegura que la señal disponible se distribuya adecuadamente, manteniendo la calidad de imagen al reducir el grosor de corte.



Taller de Resonancia Magnética: Ajuste del Píxel y Optimización de la Señal

En esta lección, continuamos con el aprendizaje práctico de la resonancia magnética. En el módulo anterior discutimos cómo ajustar el píxel para compensar la pérdida de señal al reducir el grosor de corte. Hoy profundizaremos en este concepto, incorporando nuevos conocimientos y presentando un caso práctico para su aplicación directa.

1. Concepto fundamental: señal versus resolución

La calidad de la imagen en resonancia magnética depende de un equilibrio delicado entre la señal y la resolución. Reducir el grosor de corte incrementa la resolución en profundidad, pero disminuye la cantidad de protones captados, generando ruido en la imagen.

2. Identificación del exceso de ajuste del pixel-vóxel

Una imagen con exceso de ruido indica que el píxel y, por tanto, el vóxel, son demasiado pequeños (imagen de la izquierda). Para mejorar la calidad de imagen, se debe ampliar el tamaño del píxel, incrementando así el vóxel y la cantidad de protones disponibles, reduciendo el ruido y aumentando la definición (imagen de la derecha).

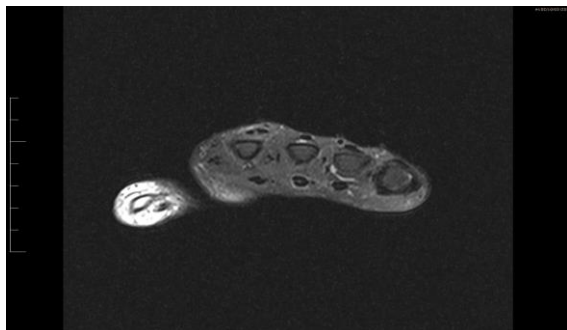


Imagen con ruido

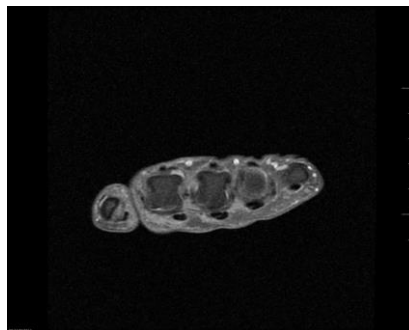


Imagen sin ruido

3. Señal-Ruido (SNR) en la imagen

Todo sistema de imagen presenta un nivel de ruido de base. La relación señal-ruido (SNR) debe ser suficiente para que la señal útil supere al ruido. Un ejemplo práctico: en un entorno ruidoso (como un bar), para que un mensaje sea audible, debemos hablar más alto que el ruido de fondo. Lo mismo ocurre en resonancia: la señal debe superar el ruido para obtener imágenes diagnósticas claras.

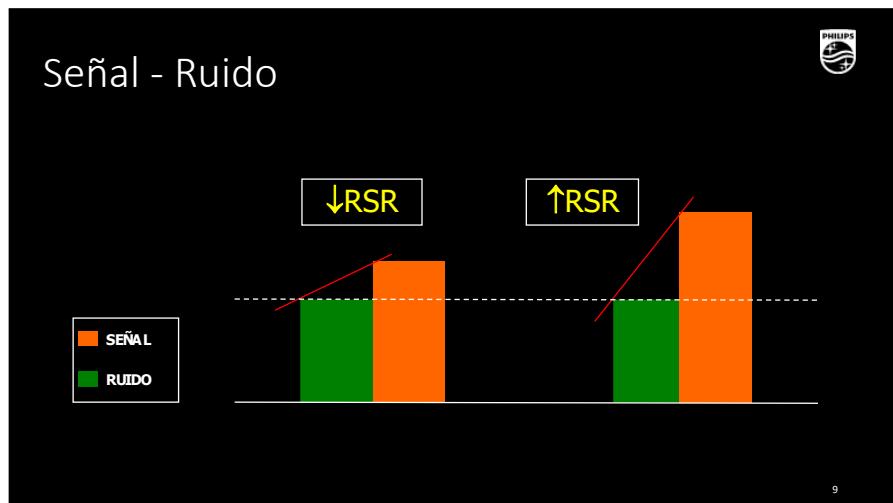


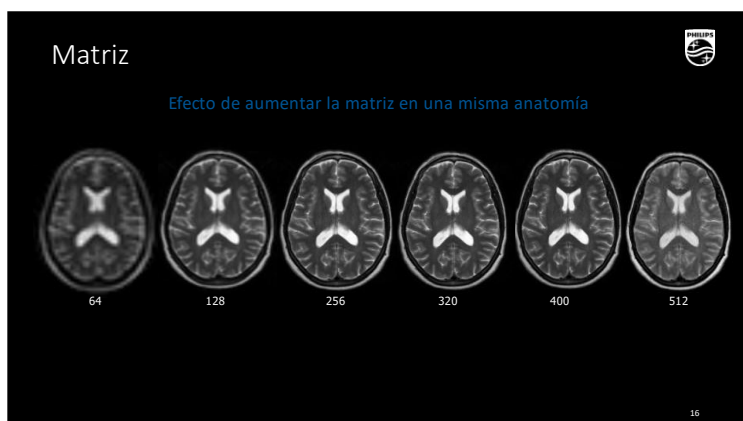
Imagen propiedad de Gerard Blasco

4. Resolución y tamaño del píxel

El tamaño del píxel afecta directamente a la resolución espacial y al ruido:

- Un píxel demasiado pequeño aumenta el ruido y reduce la calidad de imagen.
- Un píxel demasiado grande disminuye la resolución espacial, aunque reduce el ruido.

La elección del tamaño adecuado depende del equilibrio deseado entre definición y señal, así como de la preferencia del radiólogo.

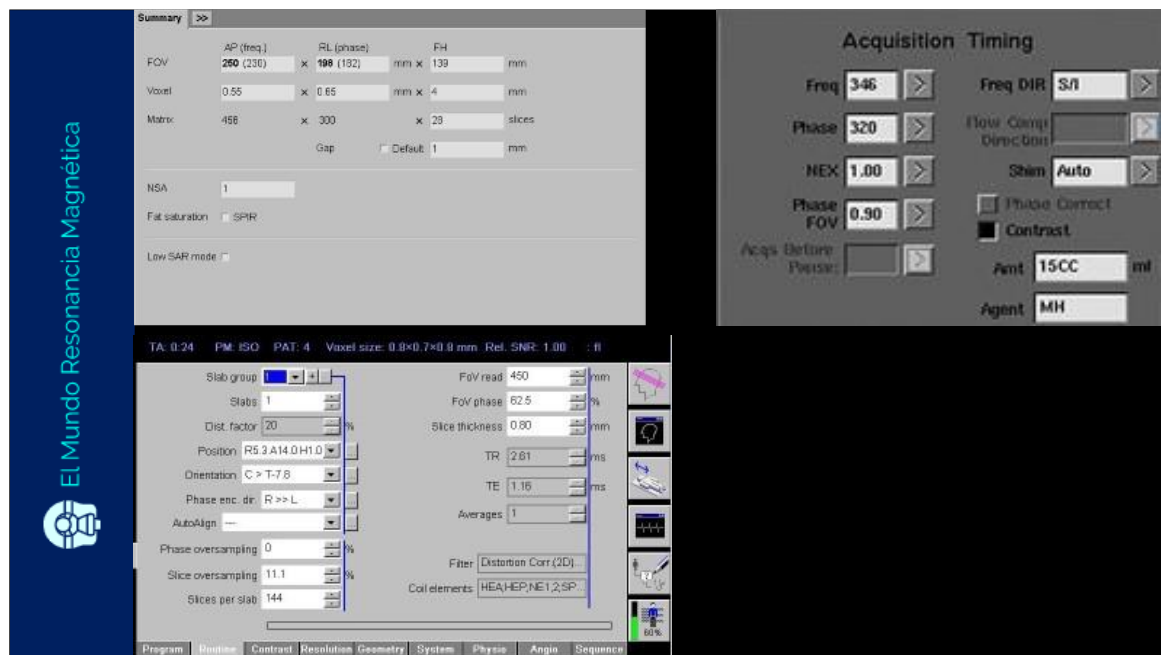


Como podemos observar la matriz idónea es 400 x 400 píxeles, ya que una matriz inferior no proporciona suficiente calidad de imagen y la matriz de 512 x 512 ya empieza a penalizar con ruido en la imagen por tener el píxel pequeño

Imagen propiedad de Gerard Blasco

5. Ajuste según fabricante

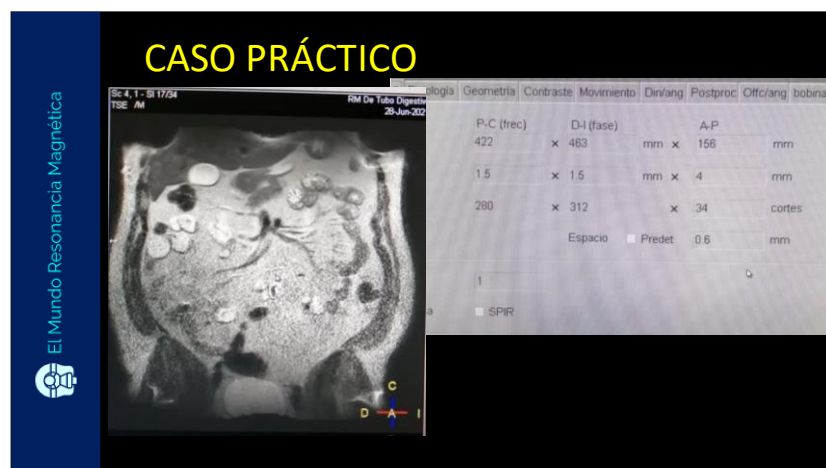
- **Philips:** Ajuste directo del tamaño del píxel mediante el parámetro *voxel*.
- **General Electric:** Ajuste del FOV dividido por la matriz de frecuencia para obtener el tamaño del píxel deseado. Modificar los valores de frecuencia o fase permite controlar la resolución y el ruido.
- **Siemens:** Ajuste mediante los parámetros de resolución base o de fase, ampliando o reduciendo el píxel según la necesidad de señal y definición.



$$\text{FOV} / \text{Freq} = \text{Pixel}$$

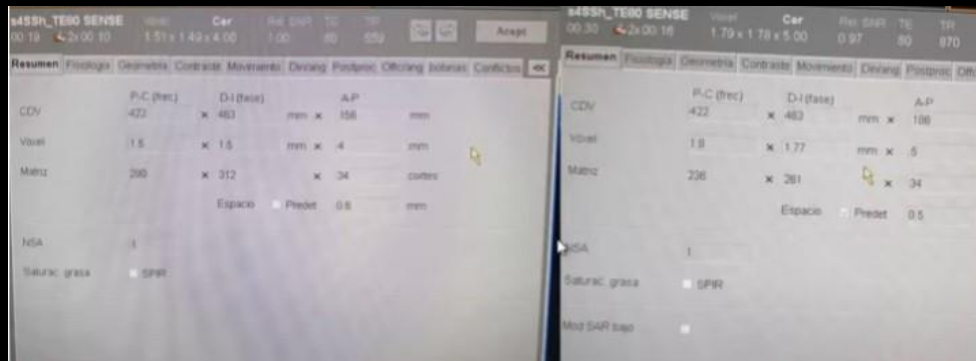
6. Caso práctico

En un estudio de resonancia completa, se comenzó con un tamaño de píxel de 1.5×1.5 mm y un grosor de corte de 4 mm. Para optimizar la imagen y reducir el ruido, se ajustó el píxel a 1.77–1.8 mm y el grosor de corte a 5 mm, obteniendo una imagen clara y diagnósticamente válida.

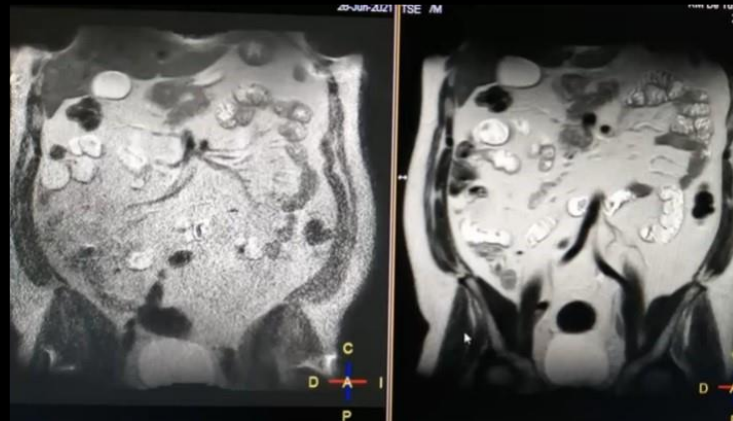




CASO PRÁCTICO



CASO PRÁCTICO



El resultado es una imagen diagnóstica

7. Reflexión final

El ajuste del píxel y del vóxel debe realizarse considerando el equilibrio señal-resolución, el tipo de secuencia y las características del paciente. Es fundamental interpretar la imagen como retroalimentación, ya que es la propia imagen la que indica si los parámetros son adecuados.

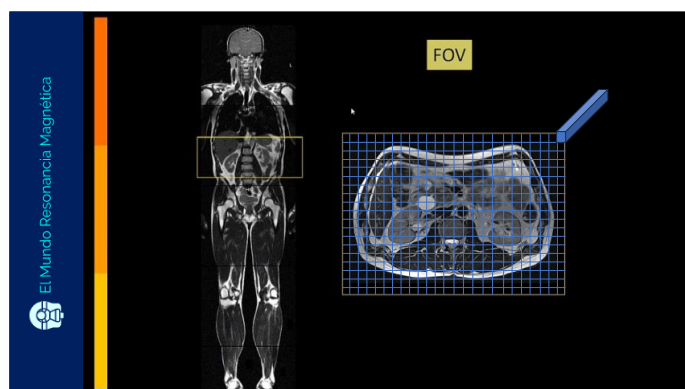


Relación entre Field of View (FOV), tamaño de píxel y calidad de imagen en Resonancia Magnética

En esta lección profundizaremos en la relación existente entre el **Field of View (FOV)**, el tamaño del píxel (y, en consecuencia, del vóxel) y el impacto que estos parámetros tienen sobre la **resolución espacial y la señal** de la imagen.

1. Importancia del FOV en la práctica clínica

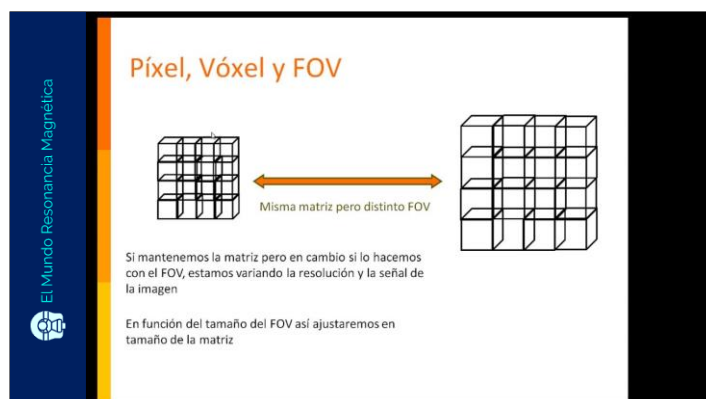
El FOV define el área anatómica que se va a cubrir durante la adquisición. Este parámetro debe adaptarse a la **morfología y dimensiones del paciente**. Por ejemplo, no es equivalente realizar un estudio abdominal en un paciente de 70 kg que en otro de 130 kg; en cada caso será necesario ajustar el FOV.



Cuando se incrementa el FOV para cubrir una anatomía mayor:

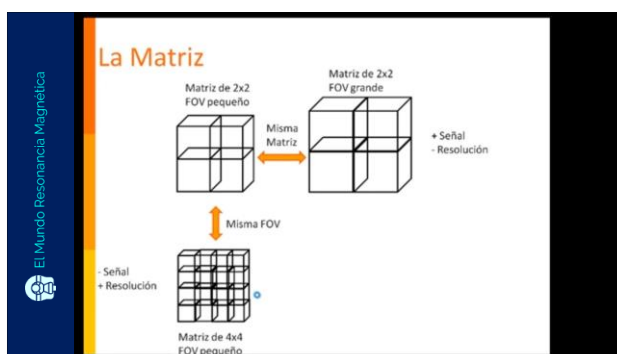
- **El tamaño del píxel aumenta**, y por tanto también el del vóxel.
- Este aumento implica **pérdida de resolución espacial**, pero simultáneamente se obtiene **mayor señal**, ya que un vóxel más grande contiene más protones.

Por el contrario, si se mantiene el mismo FOV pero se aumenta la matriz, se incrementa la resolución (píxeles más pequeños), aunque a costa de perder señal y aumentar el riesgo de ruido.



2. Errores frecuentes en la práctica

En algunos centros se observa la tendencia a utilizar FOVs fijos y elevados en estudios de abdomen y pelvis con el objetivo de homogeneizar la calidad de imagen entre pacientes de distinta complejión. Esta práctica, lejos de ser recomendable, limita la optimización de la relación señal–resolución. El **técnico de RM debe poseer la formación necesaria** para adaptar el FOV y la matriz en función de cada paciente y región anatómica, garantizando la calidad diagnóstica.



3. Estrategias de ajuste según el fabricante

Cada sistema comercial implementa estas modificaciones de forma distinta:

- **Philips:** El tamaño de píxel está predeterminado. Al modificar el FOV, la matriz se ajusta de manera automática, lo que simplifica el proceso.
- **Siemens:** El ajuste se realiza modificando el parámetro denominado *base resolution*. La estrategia consiste en mantener un tamaño de vóxel equivalente al original.
- **General Electric (GE):** Requiere calcular el tamaño de píxel a partir del FOV y la matriz de frecuencia. La consola incluye una calculadora específica para este fin.

La imagen muestra la interfaz de usuario de un sistema de resonancia magnética. A la izquierda, una barra vertical azul contiene el logo y el texto 'El Mundo Resonancia Magnética'. El panel principal está dividido en varias secciones. La sección superior izquierda muestra los parámetros de adquisición: AP (freq.), RL (phase), FH, FOV (250 (230)), Voxel (0.55 x 0.65 mm x 4 mm), Matriz (456 x 300 x 29 slices), Gap, NSA (1), Fat saturation (SPR), Low SAR mode. La sección superior derecha muestra los parámetros de adquisición: Freq (346), Freq DIR (S/I), Phase (320), Flow Comp (Direction), NEX (1.00), Shim (Auto), Phase FOV (0.90), Phase Correct, Contrast, Acq. Before (Pause), Amt (15CC ml), Agent (MH). La sección inferior muestra la calculadora de píxeles: FOV / Freq = Pixel. La sección inferior izquierda muestra los parámetros de adquisición: TA: 0:24, PM: ISO, PAT: 4, Voxel size: 0.8x0.7x0.8 mm, Rel. SNR: 1.00, Slab group, Slab, Dist. factor, Position, Orientation, Phase enc. dir, AutoAlign, Phase oversampling, Slice oversampling, Slices per slab, Coil elements (HEA/HEP/NE1/2/SP...).

4. El uso del píxel rectangular

En secuencias 2D, es habitual el empleo de píxeles rectangulares. Esta práctica, aplicada principalmente en la dirección de fase, permite:

- **Reducir el tiempo de adquisición**, al disminuir el número de codificaciones de fase.
- **Incrementar la señal**, al mantener un tamaño de vóxel más adecuado.

Los límites recomendados dependen de la tecnología de cada equipo:

- En equipos más antiguos, se sugiere no reducir la resolución en fase por debajo del 80%.
- En equipos actuales, puede aceptarse una reducción hasta valores del 65–70%.

El diagrama ilustra la configuración de matrices de píxeles rectangulares en equipos Siemens y GE. En la parte superior, se muestran dos tipos de matrices: una cuadrada (256 x 256) y una rectangular (256 x 192). El texto indica que las RM Siemens trabajan con matrices cuadradas (256 x 256) pero permiten hacer el píxel rectangular (resolución en fase). Las RM GE trabajan con matrices cuadradas y/o rectangulares (256 x 256 o 256 x 192) pero mantienen el mismo FOV también hacen el píxel rectangular.

En la parte inferior, se muestra una captura de pantalla de la interfaz de usuario de un equipo de resonancia magnética. La interfaz muestra varios parámetros de configuración, incluyendo:

- FOV lectura: 150 mm
- FOV fase: 100.0 %
- Grosor de corte: 2.0 mm
- Resolución base: 256
- Resolución en fase: 128
- Matriz de imagen: 256x256
- Fourier parcial/Fase: 7/8
- Acquisition: Freq: 320, Phase: 256, NEX: 2.00, Phase: FOV, Acqs Before: 0

5. Pregunta de reflexión

Para consolidar el aprendizaje, se plantea la siguiente cuestión:

- ¿Qué relación existe entre la adaptación del FOV, el uso del píxel rectangular y la sensibilidad de las antenas de superficie?



En conclusión, el correcto manejo del FOV y de la matriz es un aspecto **fundamental** en la **práctica de la Resonancia Magnética**, que exige del técnico conocimientos sólidos para equilibrar resolución, señal y tiempo de adquisición.



Optimización en el uso de antenas en Resonancia Magnética

En este módulo nos centraremos en un aspecto fundamental: **el manejo y la correcta colocación de las antenas** en la sala de exploración, antes de iniciar el estudio. El objetivo es comprender cómo su posicionamiento influye directamente en la calidad de la señal, la homogeneidad y, en última instancia, en la utilidad diagnóstica de la imagen.

1. La antena como elemento esencial de la adquisición de señal

De manera general, se describe la antena como la bobina encargada de captar la señal emitida por los protones. Sin embargo, para un técnico en RM esta definición resulta insuficiente. Desde el punto de vista práctico:

- La antena determina la **capacidad de detección de protones** en el volumen de estudio (vóxel).
- A mayor número de canales de la antena, mayor capacidad de escucha y, por tanto, **incremento de la señal**. Por ejemplo, un mismo volumen de estudio puede generar una señal limitada con una antena de 4 canales y, en cambio, duplicar la capacidad de detección con una antena de 32 canales.

En conclusión, el tipo de antena y su correcto uso condicionan de manera crítica la calidad de la imagen.

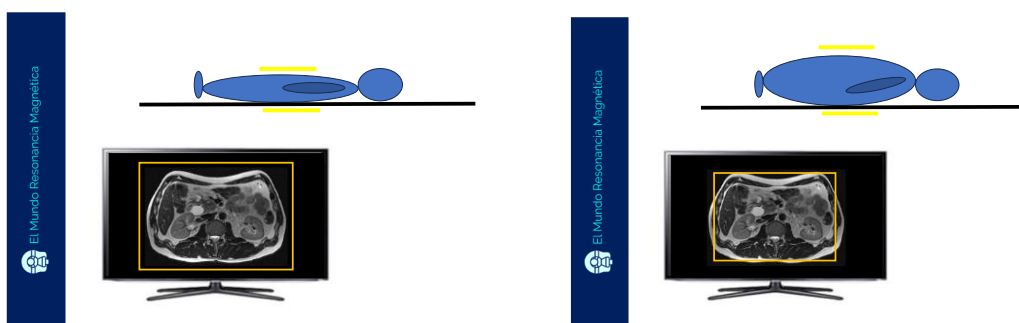


2. Adaptación al paciente y al protocolo

Los protocolos definidos por el técnico de aplicaciones suelen estar ajustados a pacientes estándar. Sin embargo, **cada paciente presenta características anatómicas distintas**, lo que exige al técnico adaptar tanto el FOV como la colocación de las antenas.

- En pacientes de mayor volumen, la **separación entre antenas** genera pérdida de señal, especialmente en regiones centrales.
- La ampliación del FOV para cubrir toda la anatomía es un indicador de que el protocolo original no está correctamente adaptado al nuevo paciente, lo que se traduce en una inevitable pérdida de resolución o exceso de señal.

El reto para el técnico consiste en **equilibrar señal y resolución** en función de la colocación de las antenas y del ajuste de parámetros relacionados.

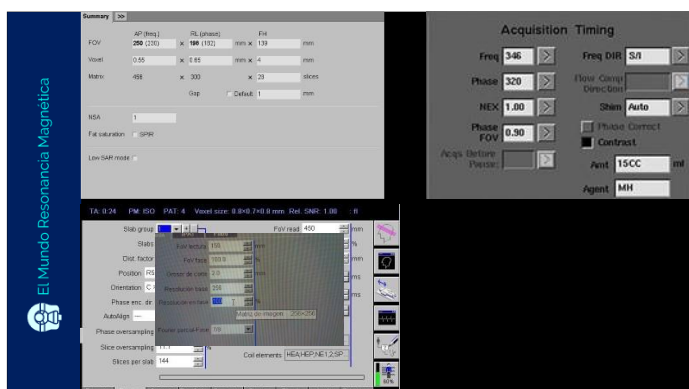


3. Estrategias de compensación según fabricante

El ajuste de parámetros varía entre fabricantes:

- **Philips:** El ajuste se realiza incrementando el tamaño del píxel en pasos pequeños (ejemplo: de 0,55 a 0,60).
- **Siemens y General Electric:** El aumento del FOV implica automáticamente un aumento del tamaño de píxel. El desafío aparece cuando la ampliación es excesiva, lo que obliga a ajustar parámetros como la **resolución en fase** (Siemens) o la **dirección de fase** (GE).

Estas adaptaciones requieren experiencia práctica, pero con el uso cotidiano se convierten en una operación rutinaria para el técnico.



4. Recomendaciones prácticas en la resolución de problemas

- **Evaluación temprana:** Analizar la primera secuencia de un protocolo permite detectar rápidamente si existe ruido o falta de resolución, corrigiendo el problema antes de completar el estudio.
- **Causas del ruido:** Además de la configuración de parámetros, la **colocación de las antenas** y la **homogeneidad de campo** son factores determinantes. Por ejemplo, antenas específicas como las de hombro pierden homogeneidad en la periferia, lo que exige una colocación cuidadosa.
- **Conocimiento del equipo:** Cada máquina presenta particularidades. El técnico debe conocer las fortalezas y limitaciones de su sistema para anticipar problemas y resolverlos con eficacia.

5. Caso práctico: colocación de antena en protocolo de muslos

Durante una práctica reciente, se utilizó una antena de muslo en dos pacientes consecutivos:

- En el primer paciente adulto, el protocolo se ejecutó con la antena apoyada directamente, obteniéndose imágenes de calidad.



- En el segundo caso, un paciente pediátrico, fue necesario utilizar un soporte para evitar que el peso de la antena cayera sobre el niño. La mayor separación de la antena redujo la señal esperada.



La solución consistió en **ajustar previamente el tamaño de píxel** (por ejemplo, de 0,90 a 1,20), lo que permitió compensar la pérdida de señal y obtener un estudio válido sin necesidad de repetir adquisiciones.

PDW_aTSE		Voxel		Sag		Rel. SNR		TE		TR		Accept																	
03:06		0.85 x 1.16 x 3.00				1.00		8.0		1500																			
Summary												Geometry		Contrast		Motion		Dyn/Ang		Postproc		Offc/Ang		Coils		Conflicts		<<	
FOV		AP (freq.)		FH (phase)		RL																							
160		x		347		mm		x		43		mm																	
Voxel		0.85		x		1.15		mm		x		3		mm															
Matrix		188		x		298		x		13		slices																	

Conclusiones

El manejo adecuado de las antenas constituye una competencia clave para el técnico en Resonancia Magnética. No basta con aplicar protocolos preestablecidos: es necesario comprender la interacción entre **colocación de antenas, FOV, tamaño de píxel y homogeneidad de señal**, y saber adaptar estos parámetros en función de cada paciente.

En la próxima lección se abordarán los parámetros relacionados con la obtención de señal (NSA, NEX, promedios), desmitificando conceptos erróneos y ofreciendo criterios prácticos para optimizar los estudios.

Lección 6

Rompiendo mitos: SNR, NSA/NEX y reutilización de secuencias

Objetivos de aprendizaje

Al finalizar la lección, el estudiante será capaz de:

1. Explicar por qué **NSA/NEX no “dan señal”** si el **vóxel** es inadecuado.
2. Identificar las **limitaciones del SNR mostrado por la consola** y por qué no debe usarse como referencia principal.
3. **Reutilizar** una secuencia de una región anatómica en otra **de forma segura**, ajustando parámetros críticos.

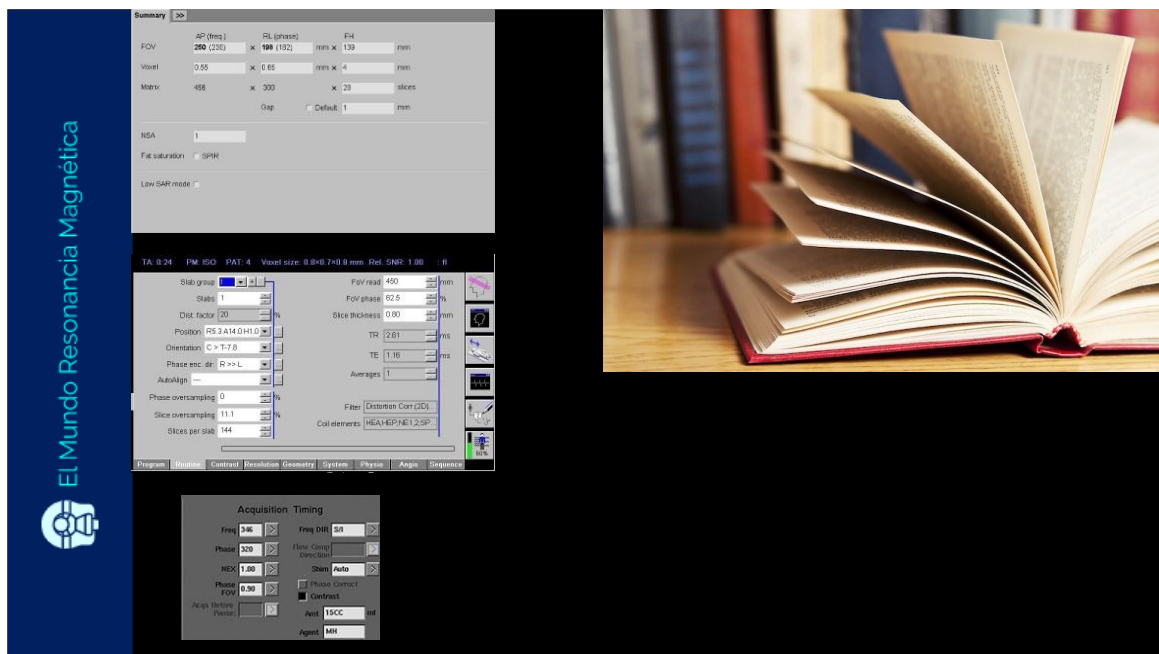
1. NSA/NEX: qué hacen y qué no hacen

- **Qué son:** promedios de adquisiciones sucesivas de la **misma** señal (NSA/NEX = número de promedios).
- **Efecto real:** **promedian** y estabilizan la señal adquirida; **no crean señal** si el vóxel es demasiado pequeño y domina el **ruido**.
- **Idea clave:** si el “libro” (vóxel) está “incompleto” (ruidoso), leerlo más veces (más NSA) **no recupera** la información perdida.

Buenas prácticas

1. Antes de subir NSA/NEX, **asegura un vóxel adecuado** (FOV, matriz, grosor).
2. Usa NSA/NEX para **suavizar** la imagen una vez controlado el ruido por tamaño de vóxel.
3. Evita aumentos altos de NSA/NEX: penalizan **tiempo** sin mejorar detalle si el vóxel no cambia.



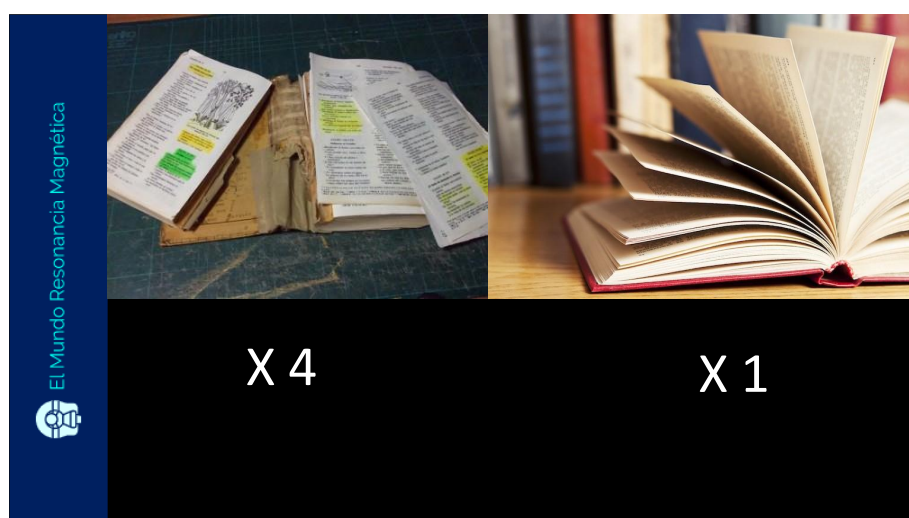


2. SNR de la consola: por qué no es tu referencia principal

- El indicador de **SNR** que muestran los sistemas **puede inducir a error**: cambios de **TR**, saturaciones de grasa u otros ajustes pueden “inflarlo” sin que exista un aumento real de protones contribuyendo a la señal útil.
- Ejemplos típicos:
 - Añadir **FATSAT** (p. ej., SPIR) puede subir TR; la consola “cree” que mejora SNR, aunque has **suprimido** parte de la señal (grasa).
 - Duplicar TR** en T2 puede incrementar el valor mostrado de SNR **sin** aportar más protones dentro del mismo vóxel.

Referencia que sí vale

- Toma como referencia **primaria** el **vóxel** (tamaño de píxel x grosor de corte).
- El SNR de consola puede ser **orientativo**, pero **no decisivo**.



3. Reutilizar secuencias entre anatomías: cuándo y cómo

Sí se puede, siempre que ajustes los factores que cambian entre regiones:

3.1. Antena y posicionamiento

- **Canales:** pasar de 32→ 4 canales implican **pérdida de señal**.
- **Geometría:** antenas que **no rodean** la anatomía y **descentrado** respecto al isocentro reducen señal y homogeneidad.
- **Acción:** elige la antena adecuada y optimiza **acoplamiento y centrado**.

Diferencias de elementos de antena y forma de la misma



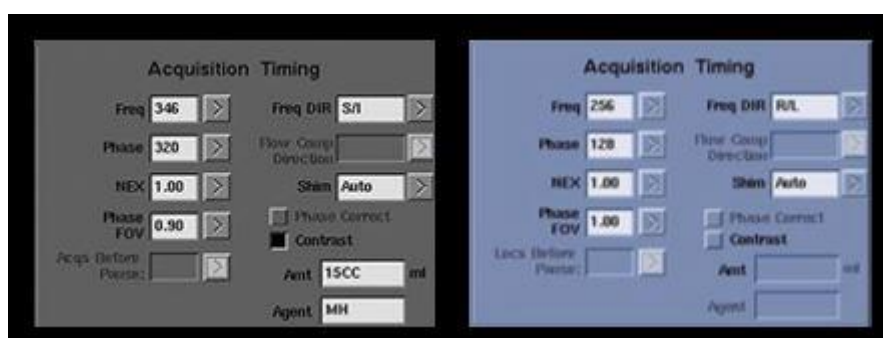
16 ch. rodeando a la anatomía



8 ch. SIN rodear a la anatomía

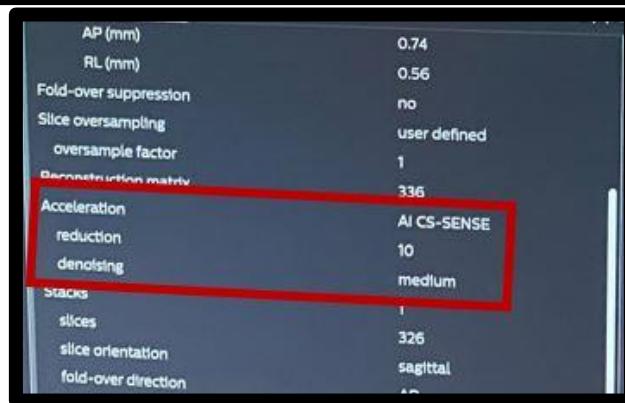
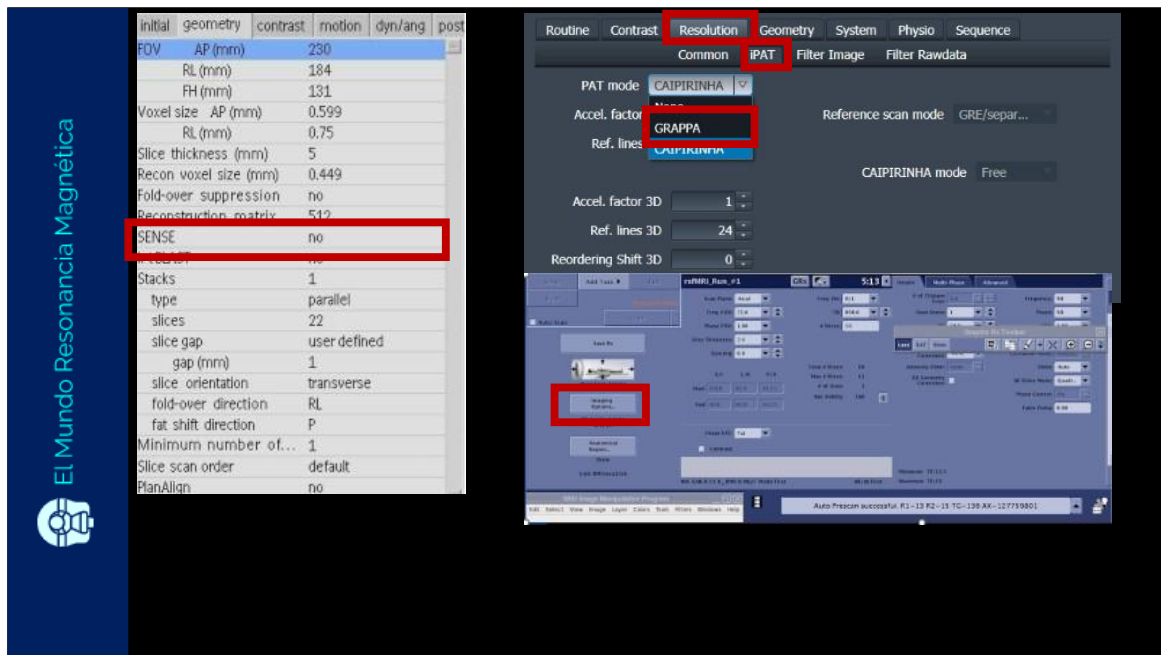
3.2. Parámetros a igualar/adaptar

1. **FOV y matriz:** replica la **frecuencia/fase** de la carpeta de la **anatomía destino**.
2. **Vóxel:** mantén tamaño de píxel y grosor similares a los del **protocolo nativo** de esa anatomía.



3. Aceleración:

- **Clásica (SENSE/GRAPPA/ASSET/ARC):** **da resolución y quita señal**. Si hay ruido, **reduce** el factor.
- **De-noising/AI modernos:** pueden **reducir ruido** adicional; no sustituyen el ajuste del **vóxel**.



4) Procedimiento práctico (paso a paso)

1. **Valora la señal base:** comprueba colocación de **antena** y **acercamiento** a la anatomía.
2. **Ajusta vóxel:** prioriza tamaño de píxel y grosor; luego, si hace falta, **NSA/NEX**.
3. **Revisa FOV/matriz:** evita FOV sobredimensionado que agrande píxel sin necesidad.
4. **Controla aceleración:** baja el factor si aparece ruido.
5. **Itera pronto:** corrige tras la **primera secuencia**, no al final del estudio.

5) Mensajes clave (para recordar) 🎓

- **El vóxel manda:** sin un vóxel adecuado, **NSA/NEX** no solucionan el ruido.
- **El parámetro SNR de consola engaña** con cambios de TR o técnicas de saturación: úsalo solo como **dato secundario**.
- **Reutilizar secuencias** es viable si replicas **vóxel, FOV/matriz, supresión de grasa, antena** y **aceleración** de la anatomía destino.

El uso del píxel rectangular en Resonancia Magnética

Introducción

El **píxel rectangular** es una de las herramientas más útiles en la práctica diaria de la Resonancia Magnética, ya que permite optimizar la relación entre **tiempo de adquisición, señal y resolución**. Para comprender cómo emplearlo de manera adecuada, es necesario analizar primero su fundamento técnico y posteriormente su aplicación práctica en diferentes equipos.

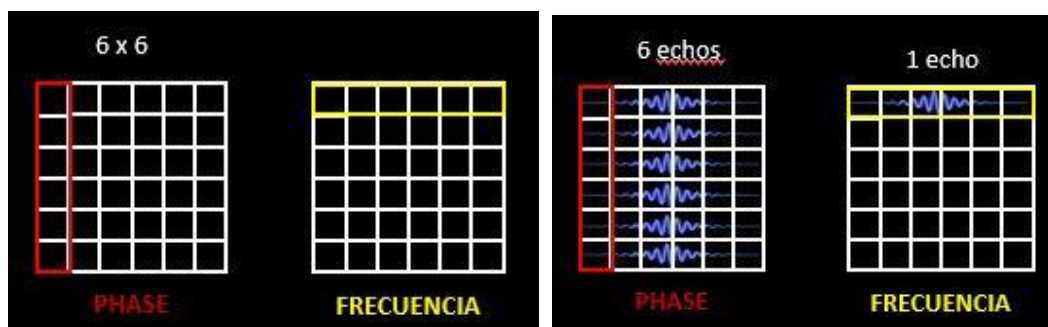
1. Fundamentos del píxel rectangular

1.1. Matriz de imagen

La imagen en RM se construye a partir de una **matriz** definida por dos dimensiones:

- **Frecuencia:** se completa rápidamente, ya que un único eco permite rellenar todos los píxeles de esa dirección.
- **Fase:** requiere una lectura por cada línea de la matriz, es decir, un eco por cada línea de la fase, por lo que implica mayor consumo de tiempo.

Por esta razón, los artefactos de movimiento suelen manifestarse en la **dirección de fase**.



1.2. Relación entre fase, tiempo y resolución

- A mayor número de líneas en la dirección de fase, más tiempo de adquisición.
- Reduciendo el número de líneas en fase (haciendo el píxel rectangular), disminuye el tiempo y aumenta la señal, aunque a costa de perder resolución.

2. Ventajas y desventajas del píxel rectangular

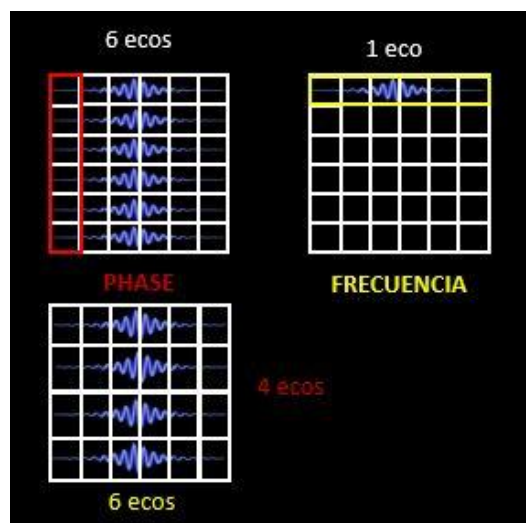
Ventajas:

- Reducción del tiempo de adquisición.
- Incremento de señal (mayor tamaño de vóxel → más protones).

Desventajas:

- Pérdida de resolución espacial en la dirección de fase.
- Posible aparición de imágenes con aspecto “borroso” si se abusa del ajuste.

🎓 **Conclusión:** el píxel rectangular debe usarse como una herramienta de equilibrio entre señal, resolución y tiempo, y siempre con criterio.



3. Implementación en diferentes fabricantes

3.1. General Electric (GE)

La matriz suele presentarse como dos valores (ej. **frecuencia 346 / fase 320**). Al ser menor en fase, el píxel resultante es rectangular.

3.2. Siemens

Se trabaja con dos parámetros:

- **Base resolution** (ej. 256 en frecuencia).
- **Phase resolution** (porcentaje respecto a la base).
Ejemplo: con phase resolution = 100%, la matriz es 256×256 (píxel cuadrado). Si se reduce a 50%, la matriz pasa a 256×128 (píxel rectangular).

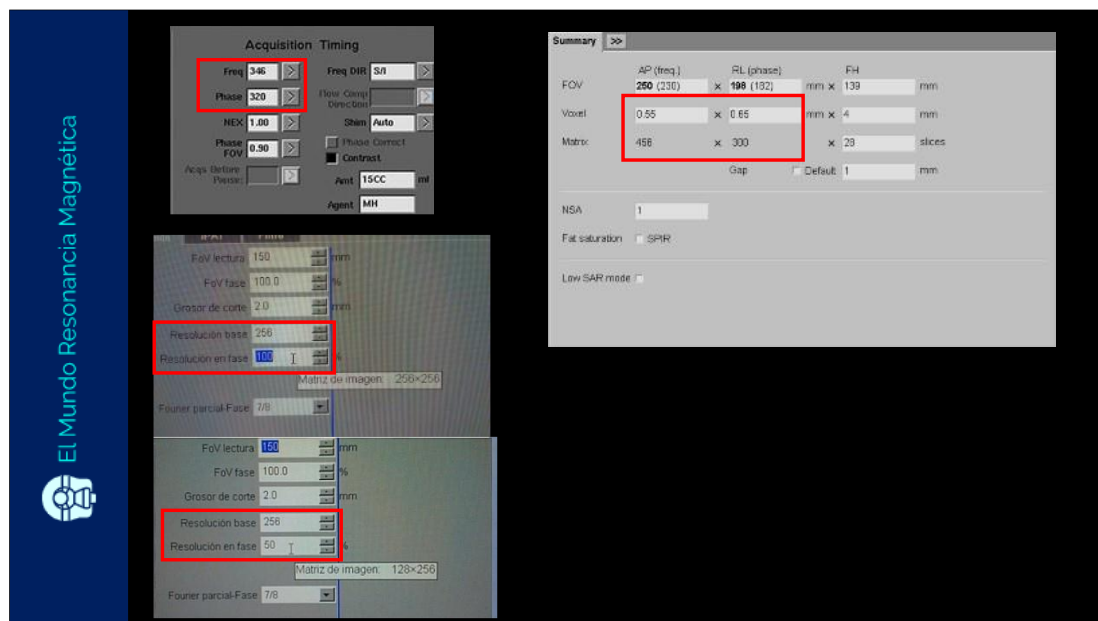
🎓 **Advertencia:** reducciones excesivas generan pérdida significativa de resolución.



3.3. Philips

El sistema muestra directamente el **tamaño de píxel en frecuencia y en fase**. Por ejemplo:

- Frecuencia: 0,55 mm
 - Fase: 0,65 mm
- Esto implica que la matriz en fase es menor, generando píxel rectangular.



4. Recomendaciones prácticas

- En secuencias **2D**, se recomienda el uso de píxel rectangular en la mayoría de anatomías (rodilla, tobillo, pelvis, fémur).
- Excepciones: estructuras pequeñas y de alta resolución (silla turca, órbitas, CAIs), donde se prefiere el píxel cuadrado.
- En secuencias **3D**, el empleo de píxel rectangular requiere un análisis adicional (tema a desarrollar en otra lección).

5. Mensajes clave

1. El píxel rectangular optimiza **tiempo y señal**, pero reduce resolución en la dirección de fase.
2. Cada fabricante implementa este ajuste de forma distinta: GE mediante proporción, Siemens con *phase resolution* y Philips mostrando directamente los tamaños de píxel.
3. El técnico debe decidir su uso en función de la **anatomía, protocolo y necesidades clínicas**.

Parámetros que influyen en la señal en Resonancia Magnética

Introducción

En los módulos anteriores hemos trabajado de manera intensiva el concepto de **píxel y vóxel** como factores determinantes en la obtención de señal y resolución en Resonancia Magnética (RM). Sin embargo, existen otros parámetros de secuencia que también pueden modificar la **cantidad de señal** obtenida y, por lo tanto, la calidad de la imagen final.

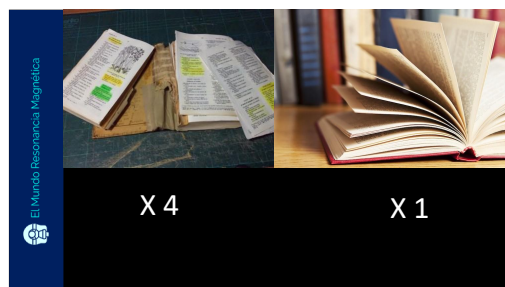
En esta lección revisaremos dichos parámetros, sus fundamentos y su aplicación práctica en la clínica.

1. El tamaño del píxel: el parámetro esencial

- El **tamaño del píxel** (y, en consecuencia, del vóxel) es el primer factor a controlar.
- Un vóxel demasiado pequeño genera ruido, ya que contiene un número insuficiente de protones para producir señal estable.
- Antes de modificar otros parámetros, es imprescindible optimizar el vóxel.

2. Número de adquisiciones: NSA/NEX/Promedios

- Dependiendo del fabricante, este parámetro se denomina **NSA**, **NEX** o “Promedios”.
- **Función real:** promedia las adquisiciones, lo que reduce la variabilidad y aporta estabilidad a la señal.
- **Limitación:** no genera señal si el vóxel es incorrecto; en ese caso, simplemente se “promedia el ruido”.
- **Analogía:** leer varias veces un libro incompleto no aporta información nueva; el problema no está en las repeticiones, sino en las páginas faltantes.



Mensaje Clave:

Los NSA/NEX son útiles solo si el vóxel está bien dimensionado. De lo contrario, resultan ineficaces y aumentan el tiempo de exploración sin mejorar la imagen.



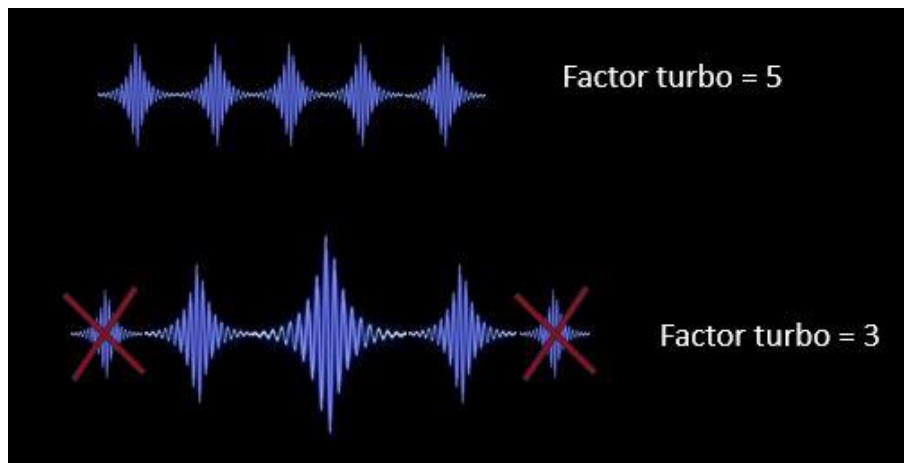
3. Factor turbo o tren de ecos (ETL, TSE, FSE)

- Este parámetro define el número de ecos adquiridos tras cada excitación.
- **Ecos centrales del espacio K** → aportan contraste y son de mayor calidad.
- **Ecos periféricos** → aportan resolución espacial, pero con menor calidad.
- Aumentar el factor turbo mejora la eficiencia temporal y la señal, pero reduce la homogeneidad y puede alterar el contraste si se usa de manera inadecuada.



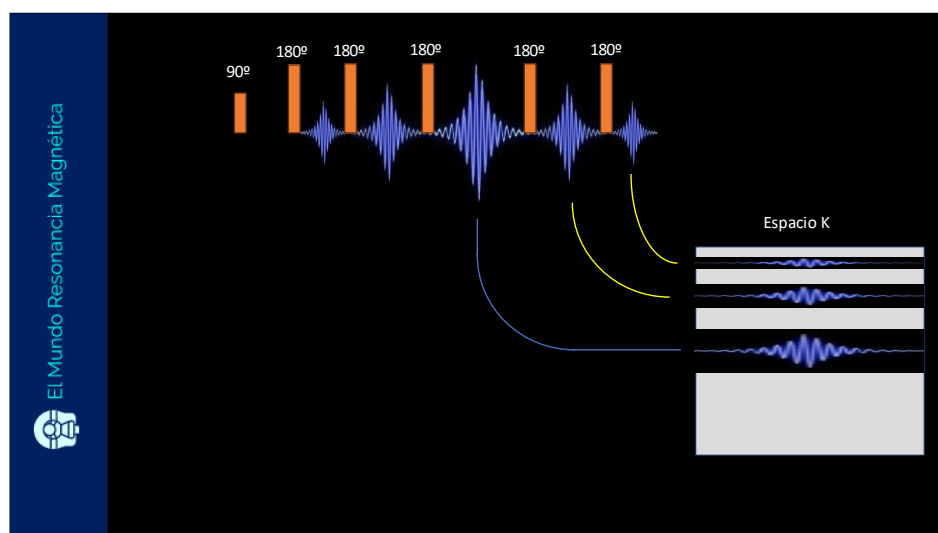
Mensaje clave:

El factor turbo debe adaptarse a la potenciación (T1, T2, DP). Una configuración incorrecta puede deteriorar la señal global de la secuencia.



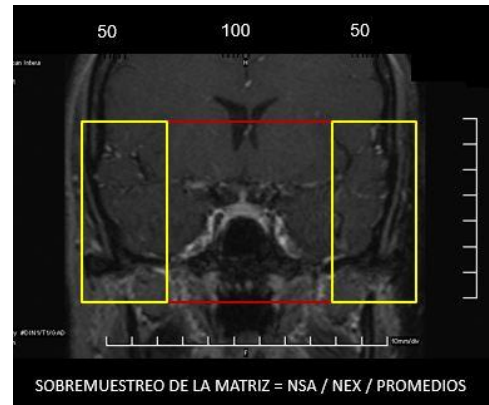
4. Relleno del espacio K

- El **espacio K** se rellena de forma diferenciada según la calidad del eco:
 - Ecos de mayor intensidad → centro del espacio K (contraste).
 - Ecos de menor intensidad → periferia (resolución).
- Por tanto, la señal no depende únicamente de TR y TE, sino también del **factor turbo** y de cómo se gestionan los ecos dentro del espacio K.



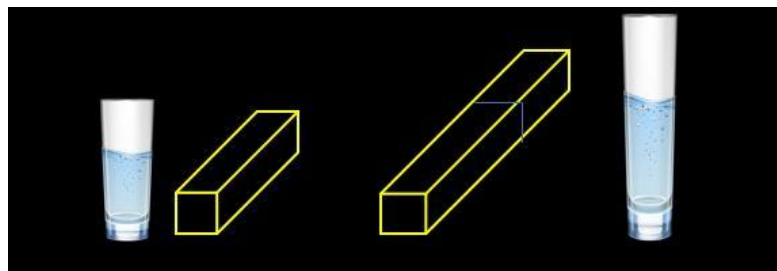
5. Sobremuestreo (oversampling)

- Habitualmente se utiliza para evitar el artefacto de aliasing.
- Sin embargo, también puede **aportar señal adicional** al incrementar la densidad de muestreo.
- Estrategia útil en equipos antiguos, donde puede sustituir parcialmente la necesidad de añadir promedios completos.



6. Grosor de corte

- Incrementar el grosor de corte amplía el vóxel → más protones → mayor señal.
- Ejemplo práctico: en estudios de abdomen o pelvis en pacientes obesos, un ligero aumento del grosor de corte (ej. de 4,5 a 5 mm) puede compensar la pérdida de señal causada por la separación de las antenas.
- **Precaución:** el aumento excesivo del grosor compromete la resolución y puede provocar artefactos de volumen parcial.



Conclusiones

1. El **píxel/vóxel** sigue siendo el parámetro central en la optimización de la señal.
2. Otros parámetros como **NSA/NEX, factor turbo, sobremuestreo y grosor de corte** permiten ajustes adicionales.
3. Todo cambio implica un **equilibrio entre señal, resolución y tiempo de adquisición**.
4. El técnico debe conocer el impacto de cada parámetro y aplicarlo de forma crítica según la anatomía, el protocolo y las condiciones del paciente.

Parámetros para mejorar la resolución en Resonancia Magnética

Introducción

En esta novena lección del taller práctico de Resonancia Magnética abordaremos los **parámetros de secuencia que permiten mejorar la resolución de la imagen**. Aunque el **píxel** y el **vóxel** son los elementos principales, existen otros factores relevantes que deben ser comprendidos y correctamente aplicados. Finalmente, se revisará el papel de los **aceleradores**, que además de reducir el tiempo de exploración, también contribuyen a aumentar la resolución percibida.

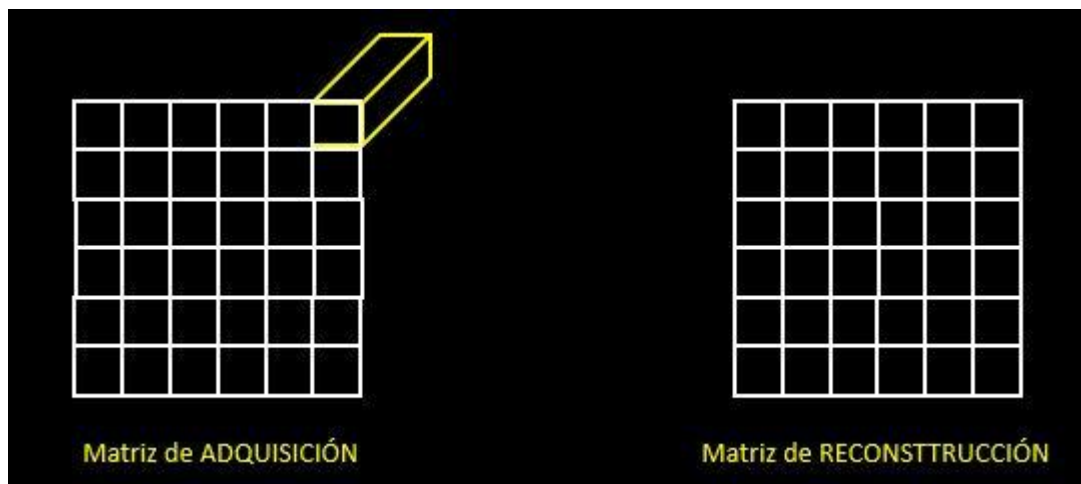
1. Píxel y vóxel: base de la resolución

- Un **píxel pequeño** equivale a un **vóxel pequeño**, lo que aumenta la capacidad de diferenciar estructuras anatómicas finas.
- La reducción del tamaño de píxel conlleva un **aumento del tiempo de adquisición** y una **disminución de la señal**.
- Este equilibrio entre **resolución–señal–tiempo** ya ha sido analizado en lecciones anteriores, por lo que aquí se retomará solo como referencia.

2. Matriz de reconstrucción

2.1. Conceptos clave

- **Matriz de adquisición (3D)**: define cómo se obtiene la información en el espacio K.
- **Matriz de reconstrucción (2D)**: determina cómo se muestra la imagen en el monitor o estación de trabajo.



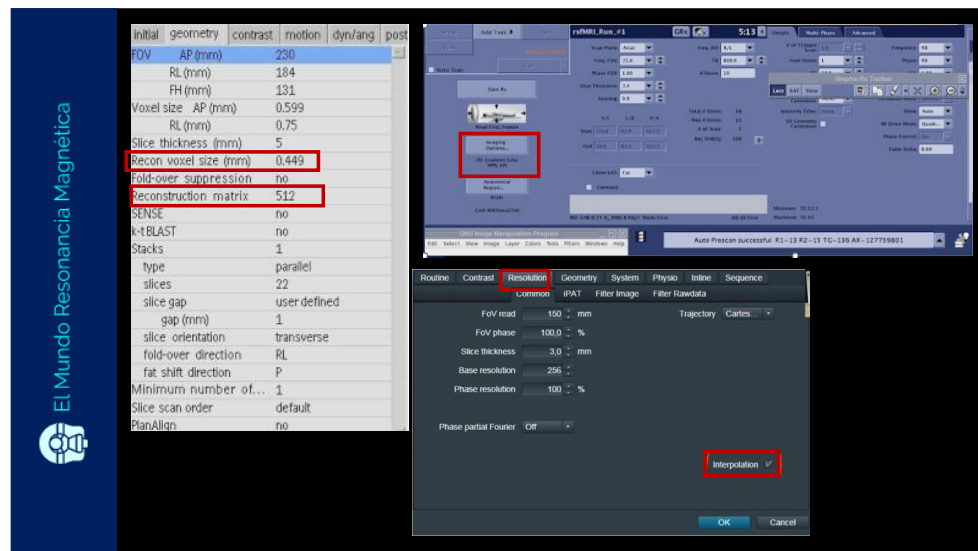
2.2. Principio

- Es posible **reconstruir con mayor número de píxeles** que los adquiridos, lo que aumenta la definición aparente de la imagen (interpolación).
- Ejemplo: adquirir con matriz de 320×320 y reconstruir en 512×512.

2.3. Implementación por fabricante

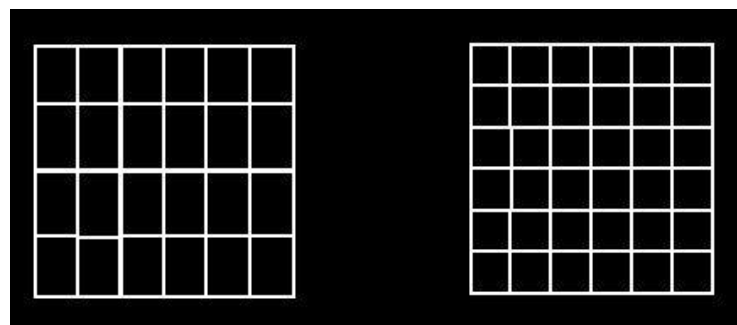
- **Philips:** opción de modificar *reconstructed voxel size* (ej. de 0,75 mm a 0,50 mm). No se recomienda reducir más del 70% respecto al vóxel original.
- **General Electric (GE):** función *ZIP 512*, que interpola cualquier matriz de adquisición a 512×512.
- **Siemens:** ajuste mediante la opción *interpolation*, que aumenta la matriz de reconstrucción sin alterar la adquisición.

🎓 **Nota:** un uso excesivo de la interpolación puede introducir **artefactos y ruido**.



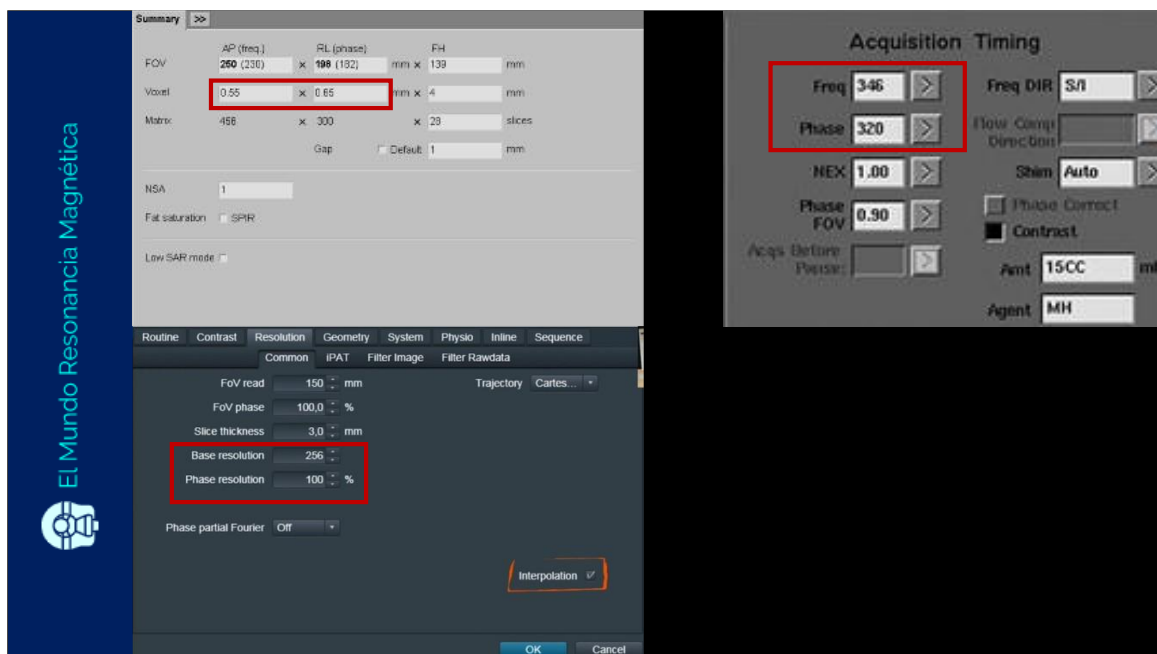
3. Forma del píxel: cuadrado vs. rectangular

- **Píxel cuadrado** → mayor número de elementos en matriz → ↑ resolución, pero ↑ tiempo.
- **Píxel rectangular** → reduce tiempo y aumenta señal, a costa de resolución en la dirección de fase.



3.1. Manejo por fabricante

- **Philips:** se ajustan tamaños diferentes en fase y frecuencia.
- **Siemens:** se modifica el parámetro *phase resolution* (ej. 80% en lugar de 100%).
- **GE:** la matriz en fase puede fijarse con menor número de elementos que en frecuencia.



4. Filtros de imagen

- El uso de **filtros de suavizado** degrada la resolución real, generando imágenes artificiales con aspecto de “acuarela”.
- **Recomendación:** evitar su uso, especialmente en equipos de alto campo, donde la señal es suficiente para trabajar con imágenes sin postprocesado.
- Es preferible ajustar los parámetros de adquisición (píxel, grosor de corte, matriz) que depender de filtros.

5. Aceleradores (GRAPPA, SENSE, ARC, etc.)

- Se emplean principalmente para **reducir el tiempo de secuencia**, pero también influyen en la resolución percibida.
- **Aceleradores clásicos:** aumentan resolución aparente, aunque penalizan la señal.
- **Aceleradores modernos con algoritmos de inteligencia artificial (ej. AI Compressed Sensing en Philips):** permiten disminuir el ruido y mantener alta resolución sin penalización significativa de señal.



6. Recomendaciones prácticas

1. Priorizar siempre la **optimización del píxel/vóxel** antes de modificar parámetros secundarios.
2. Usar la **matriz de reconstrucción** como apoyo, evitando interpolaciones extremas.
3. Aplicar **píxel cuadrado** cuando la resolución sea crítica (ej. estructuras pequeñas: silla turca, órbitas).
4. Evitar el uso rutinario de **filtros de imagen**.
5. Adaptar el uso de **aceleradores** según la anatomía, la antena disponible y las condiciones clínicas del paciente.

Conclusión

El técnico en Resonancia Magnética debe comprender cómo cada parámetro afecta la **resolución, la señal y el tiempo de exploración**. La resolución no depende de un único ajuste, sino de un conjunto de decisiones técnicas fundamentadas en el conocimiento de la física de la RM y de la experiencia clínica.

Lección 10

Estrategias de aceleración en Resonancia Magnética

Introducción

La aceleración en secuencias de resonancia magnética es una herramienta clave para reducir tiempos de exploración y optimizar la calidad diagnóstica. Sin embargo, su uso requiere un conocimiento preciso de los **límites de aceleración**, los **artefactos asociados** y las diferencias entre los **aceleradores clásicos** y los **aceleradores de nueva generación basados en inteligencia artificial (IA)**.

En esta lección se revisarán:

1. Los tipos de aceleradores disponibles.
2. Los efectos de la aceleración sobre señal, resolución y ruido.
3. Estrategias prácticas para decidir **cuándo y cuánto acelerar**.



1. Familias de aceleradores en RM

1.1 Aceleradores clásicos

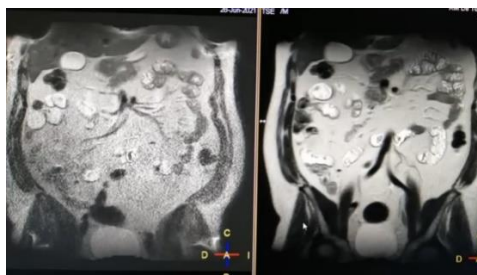
- **Ejemplos:** SENSE (Philips), GRAPPA (Siemens), ASSET / ARC (General Electric), CAIPIRINHA (3D Siemens).
- **Mecanismo:** dependen del número de canales activos en la antena para reconstruir información faltante.
- **Efectos:**
 - Aumentan la resolución espacial.
 - Reducen el tiempo de adquisición.
 - Generan **pérdida de señal y aumento de ruido** si se aplican en exceso.

1.2 Aceleradores de nueva generación (IA)

- **Ejemplos:**
 - *Deep Resolve* (Siemens).
 - *Reconstruction Deep Learning* (General Electric).
 - *AI Compressed SENSE* (Philips).
- **Mecanismo:** aplican algoritmos de IA que diferencian señal real de ruido y reconstruyen imágenes de alta calidad a partir de adquisiciones rápidas.
- **Efectos:**
 - Permiten reducir drásticamente el tiempo de adquisición.
 - Controlan el nivel de **denoising** (eliminación de ruido) según las necesidades de la secuencia.
 - Mantienen la resolución siempre que la aceleración sea razonable.

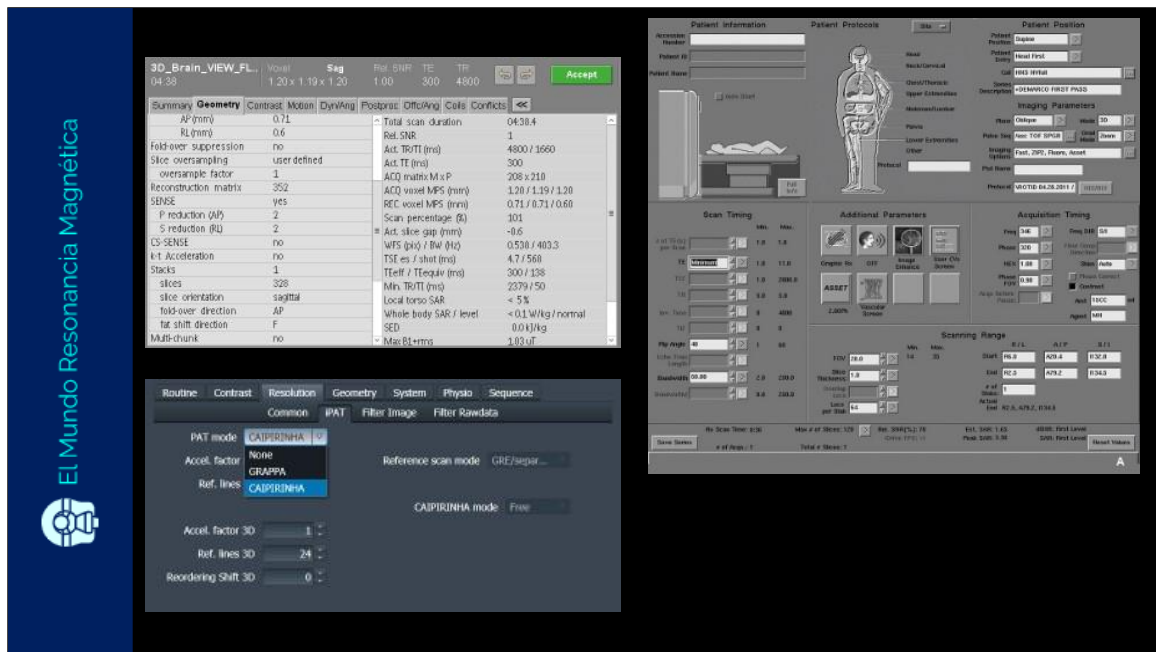
2. Estrategias de uso de aceleradores clásicos

- **Condición previa:** solo acelerar si la imagen base **no presenta ruido significativo**.
- **Límites prácticos:**
 - Factores de aceleración **hasta $\times 2$** suelen ser seguros.
 - A partir de $\times 2$, aumenta el riesgo de artefactos y pérdida de señal.
- **Secuencias recomendadas:**
 - **Difusión (DWI)** → siempre usar aceleración $\times 2$, ya que contribuye a reducir ghosting y minimizar artefactos de EPI.
 - Secuencias 2D y 3D convencionales → acelerar con cautela, adaptando según SNR.



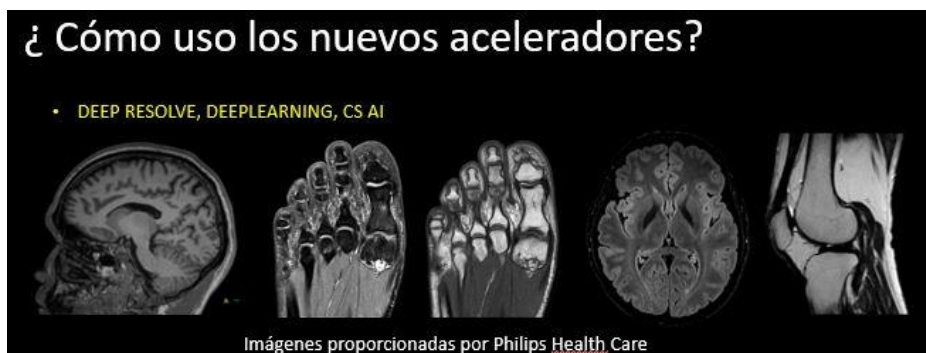
Ejemplo de implementación:

- *Philips*: activar SENSE en el panel de geometría y seleccionar factor ≤ 2 .
- *Siemens*: activar GRAPPA en el panel de resolución.
- *GE*: habilitar ASSET o ARC y fijar el factor de aceleración.



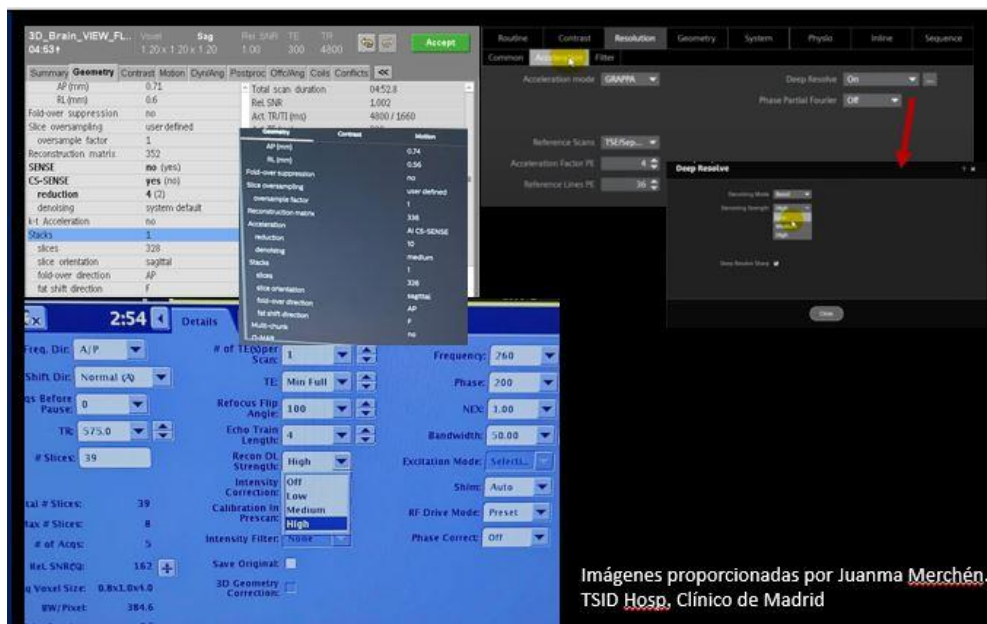
3. Estrategias de uso de aceleradores con IA

- **Concepto clave:** la eficacia depende del **ruido de base** de la secuencia.
- **Ejemplos prácticos:**
 - Secuencias T1/T2 sin saturación → bajo nivel de ruido → aceleración limitada ($\times 1.5-2$).
 - Secuencias T2 con supresión grasa → más ruido → aceleración posible ($\times 2.5$).
 - 3D T1 FATSAT con TI o 3D FLAIR → alto nivel de ruido → aceleración mayor ($\times 5-6$), dependiendo de antena y campo magnético.
- **Parámetros de control:**
 - Nivel de **denoising** (Débil, Medio, Fuerte / Low, Medium, High).
 - Factor de aceleración máximo permitido por la antena (ej. $\times 4$ en 16 canales, $\times 8-10$ en 32 canales con 3T).



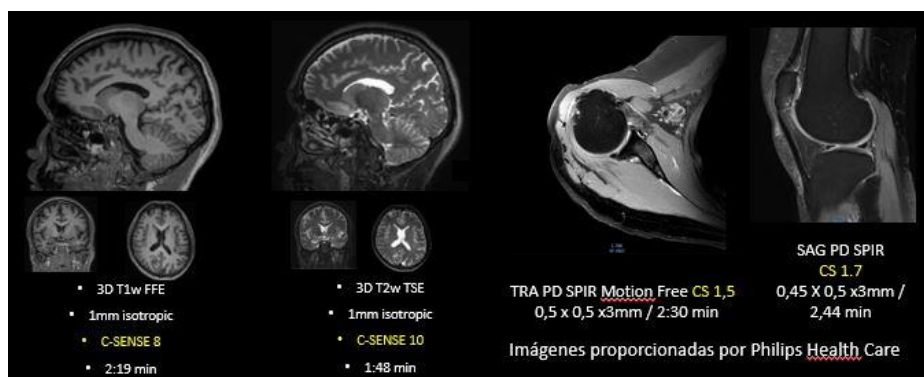
Ejemplo de implementación:

- **Philips:** activar AI Compressed SENSE, seleccionar factor de aceleración y nivel de reducción de ruido.
- **GE:** activar Deep Learning Reconstruction y elegir intensidad de denoising.
- **Siemens:** habilitar GRAPPA y activar Deep Resolve con el nivel de reducción de ruido correspondiente.



4. Consideraciones finales

1. **Aceleradores clásicos:** útiles y seguros hasta $\times 2$; más allá, riesgo de pérdida de señal.
2. **Aceleradores con IA:** permiten aumentar más la aceleración, ajustando el nivel de reducción de ruido.
3. **La antena y el campo magnético condicionan** el nivel máximo de aceleración posible.
4. La decisión debe basarse siempre en:
 - Nivel de ruido de la secuencia.
 - Anatomía explorada.
 - Equilibrio entre **tiempo, señal y resolución**.



Estrategias para optimizar la saturación grasa en Resonancia Magnética

Introducción

La **supresión de la señal grasa** es una técnica fundamental en resonancia magnética (RM), utilizada para mejorar el contraste entre tejidos y resaltar hallazgos patológicos. Existen diferentes métodos, entre ellos la **saturación espectral** (SPIR, SPIR-E, FATSAT) y las técnicas **basadas en secuencia** (STIR, Dixon, entre otras).

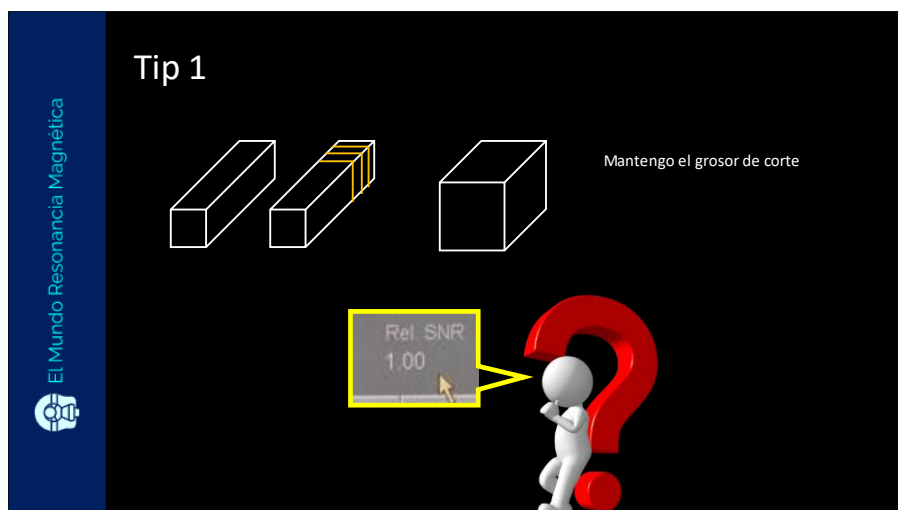
Aunque el principio de supresión es bien conocido, su correcta aplicación requiere ajustes específicos para garantizar imágenes de calidad. En esta lección se presentan **tres recomendaciones prácticas** para optimizar las saturaciones grasas.

1. Ajuste del tamaño del vóxel en secuencias con supresión grasa

- En un T1 y DP convencional, todos los protones contribuyen a la señal.
- En un T1 y DP con saturación grasa, la señal de los protones de la grasa se elimina, reduciendo la señal global.

Recomendación práctica

- Mantener el **grosor de corte constante** (ej. 3 mm en T1 normal → 3 mm en T1 FATSAT).
- Ampliar el **tamaño de píxel en el plano**, lo que incrementa el volumen del vóxel y compensa la pérdida de señal causada por la supresión de la grasa.
- No confiar en el valor de **SNR relativo mostrado en consola**, ya que los equipos suelen sobreestimar la señal cuando aumenta el TR debido al pulso adicional de saturación. 🧠



2. Precauciones en secuencias T2 con supresión grasa

En la potenciación T2, la aplicación de técnicas como SPIR o SPECIAL puede oscurecer excesivamente la imagen, comprometiendo la visualización de estructuras anatómicas.

Recomendación práctica

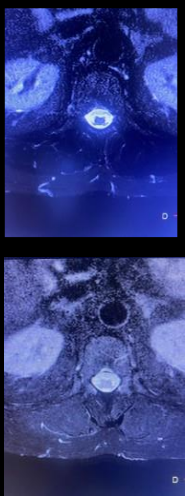
- Reducir el **tiempo de eco (TE)** a valores intermedios (60–70 ms en lugar de 120 ms).
- Esta reducción mejora la representación estructural sin comprometer la supresión grasa.

Ejemplo

- T2 normal (TE=120 ms, TR≈3000 ms) → adecuada señal.
- T2 con SPIR (TE=120 ms) → imagen excesivamente oscura.
- T2 con SPIR (TE=60–70 ms) → supresión grasa efectiva + mejor definición anatómica.

El Mundo Resonancia Magnética

Tip 2 El TE en T2



Rel. SNR	TE	TR
1.25↑	120	3051

Rel. SNR	TE	TR
1.00	60	3000

ATENCIÓN sólo en potenciación T2

3. Limitaciones de la saturación espectral en FOV amplios

Los pulsos de saturación espectral tienen una **cobertura efectiva máxima de ~28–30 cm**.

Problema

- En estudios con **FOV grandes** (ej. 400 mm), los extremos de la anatomía no reciben supresión homogénea, generando fallos evidentes en la imagen.

Soluciones alternativas

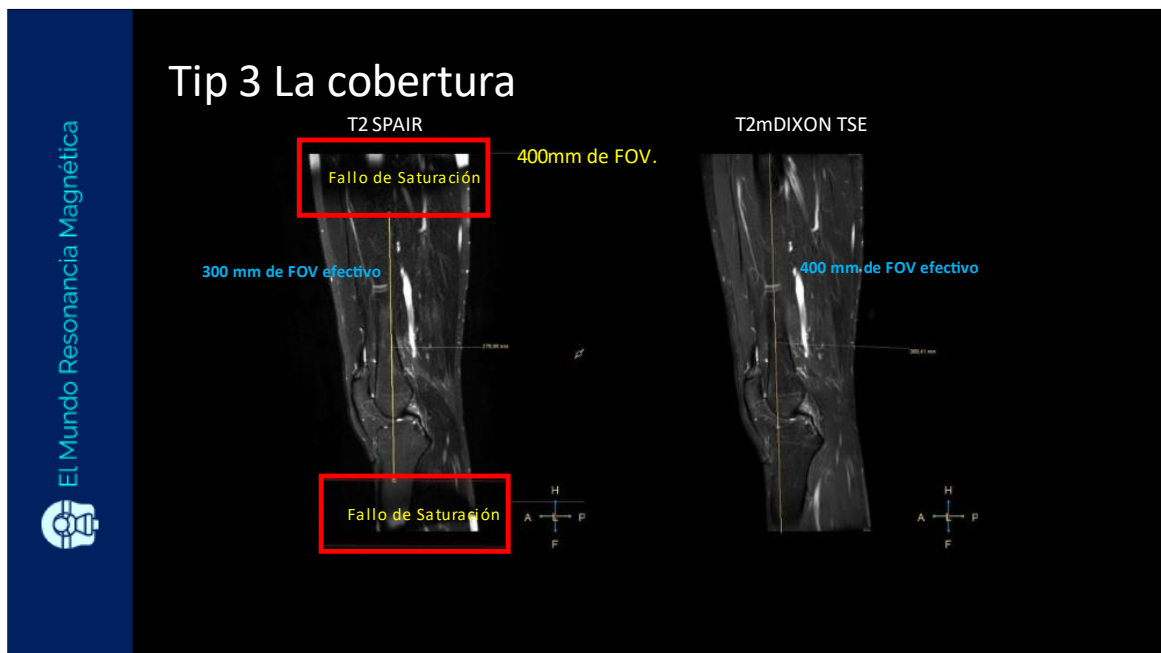
- Sustituir la saturación espectral por:
 - **STIR**: robusta frente a inhomogeneidades de B0, adecuada para estudios de cuerpo entero.
 - **mDixon**: técnica de separación agua-grasa por diferencia de fases. Ideal en extremidades largas o regiones con cobertura amplia.

Ejemplo práctico

- En un fémur con FOV de 400 mm:
 - SPIR/FATSAT → fallos de supresión en zonas periféricas.
 - mDixon → cobertura completa, supresión homogénea de grasa.

Limitación del Dixon

- Sensible al movimiento (ej. abdomen o pelvis con actividad peristáltica).
- Recomendado en extremidades y regiones con poco movimiento.



Conclusiones

1. La saturación grasa requiere **ajustes específicos de los parámetros** para mantener una señal adecuada y evitar errores de interpretación.
2. En T1 y DP con FATSAT, la clave está en **ampliar el vóxel en el plano** para compensar la pérdida de señal.
3. En T2 con supresión grasa, es fundamental **reducir el TE** para conservar información estructural.
4. En estudios con FOV amplios, se debe recurrir a **STIR o Dixon** en lugar de saturación espectral.

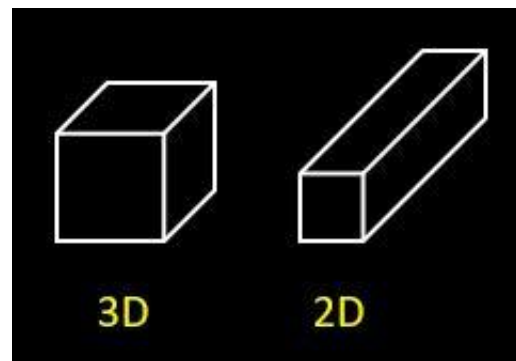
Secuencias 3D en Resonancia Magnética: Fundamentos y Aplicación Clínica

Introducción

Tras varias lecciones dedicadas a los parámetros básicos de la resonancia magnética, abordamos ahora las secuencias tridimensionales (3D). Tradicionalmente, se asocian a la adquisición de vóxeles isotrópicos, es decir, cúbicos, donde las dimensiones en los tres ejes (frecuencia, fase y corte) son idénticas. Sin embargo, en la práctica clínica la situación es más compleja, y es esencial comprender las diferencias respecto a las secuencias bidimensionales (2D) para optimizar su uso.

1. Diferencias fundamentales entre 2D y 3D

- **Secuencias 2D:** proporcionan alta resolución en plano gracias a píxeles pequeños, pero con bajo detalle en el grosor de corte, que suele ser amplio. La señal se obtiene principalmente de este grosor.
- **Secuencias 3D:** permiten reformatear en múltiples planos. Para ello, el grosor de corte debe ser fino, lo que impide obtener señal a través de este parámetro. En consecuencia, la señal debe optimizarse mediante el tamaño del píxel y, por ende, del vóxel. Esto incrementa el tiempo de adquisición.

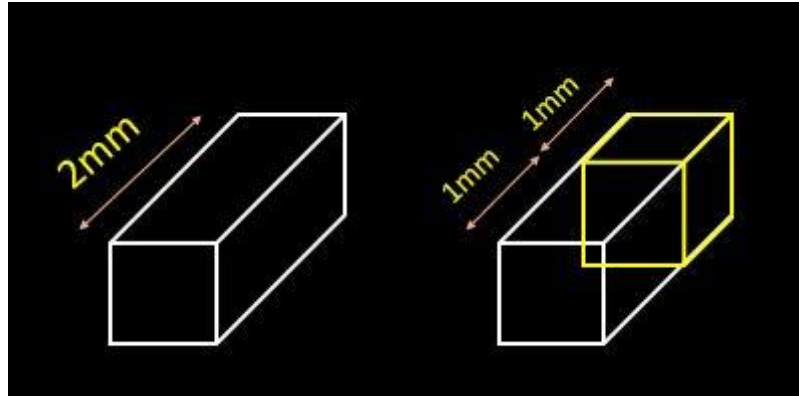


2. Estrategias prácticas en la adquisición 3D

En la práctica clínica, pocas veces se adquieren verdaderos vóxeles isotrópicos debido al coste en tiempo. Para reducir esta limitación se emplean diferentes recursos:

1. **Vóxeles ligeramente anisotrópicos:** el grosor de corte se aumenta discretamente respecto al plano, con interpolación en la reconstrucción. Si se hace de forma sutil, la pérdida de calidad no es perceptible.
2. **Uso de píxeles rectangulares:** se incrementa una de las dimensiones en el plano, como ocurre en secuencias TOF, lo que mejora la señal reduciendo el tiempo de exploración.

3. **Codificación de fase en la dirección de corte:** estrategia ampliamente utilizada por todas las casas comerciales. Se adquiere con mayor grosor de corte y se reconstruye mediante una segunda codificación de fase, generando cortes adicionales. Ejemplo: adquisición a 2 mm y reconstrucción en 1 mm, duplicando el número de cortes.



3. Artefactos y limitaciones

La codificación de fase en la dirección de corte puede generar aliasing, que se manifiesta como solapamientos en la imagen (p. ej., aparición de las orejas en cortes craneales).

Este artefacto puede evitarse:

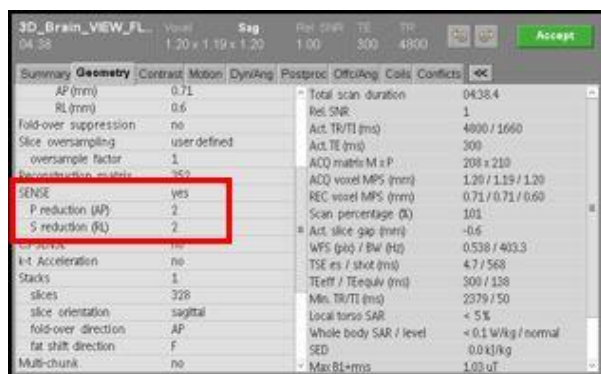
- Planificando coberturas amplias que incluyan estructuras periféricas.
- Aplicando **oversampling en la dirección de corte** (slide oversampling), análogo al oversampling en fase.



4. Aceleradores en secuencias 3D

La existencia de dos direcciones de fase en 3D permite acelerar en ambas, aumentando la eficiencia.

- **Ejemplo:** aplicar SENSE, ASSET o GRAPPA con factor 2 tanto en fase como en corte.
- **Caipirinha (Siemens):** acelerador específico para 3D que aprovecha esta doble codificación.



La aceleración debe equilibrarse con el oversampling, ya que un exceso puede neutralizar la ganancia temporal. Cada equipo ofrece configuraciones distintas (Philips, Siemens, GE), y es esencial conocer dónde localizar estos parámetros en el software de cada fabricante.



5. Conclusiones

- Las secuencias 3D son herramientas esenciales para obtener imágenes multiplanares y de alta resolución volumétrica.
- El concepto de vóxel isotrópico es un ideal, pero en la práctica se utilizan ajustes como píxeles rectangulares, interpolaciones o codificaciones de fase adicionales.
- El control de aliasing y el uso de aceleradores (SENSE, GRAPPA, Caipirinha, entre otros) son claves para optimizar tiempo y calidad.
- La adecuada planificación de cobertura y el ajuste equilibrado de oversampling permiten minimizar artefactos.



Gracias por haber formado parte de este curso de Resonancia Magnética.

Ha sido un placer acompañarte en este camino de aprendizaje y ver tu compromiso con una tecnología tan apasionante como esencial en la práctica clínica.

La formación que has completado no solo amplía tus conocimientos, sino que también refuerza tu capacidad para utilizar la resonancia magnética con criterio, seguridad y confianza profesional.

¡Enhorabuena por el esfuerzo y la dedicación! Estoy seguro de que este aprendizaje será un impulso importante en tu desarrollo y en la calidad de tu trabajo diario.

