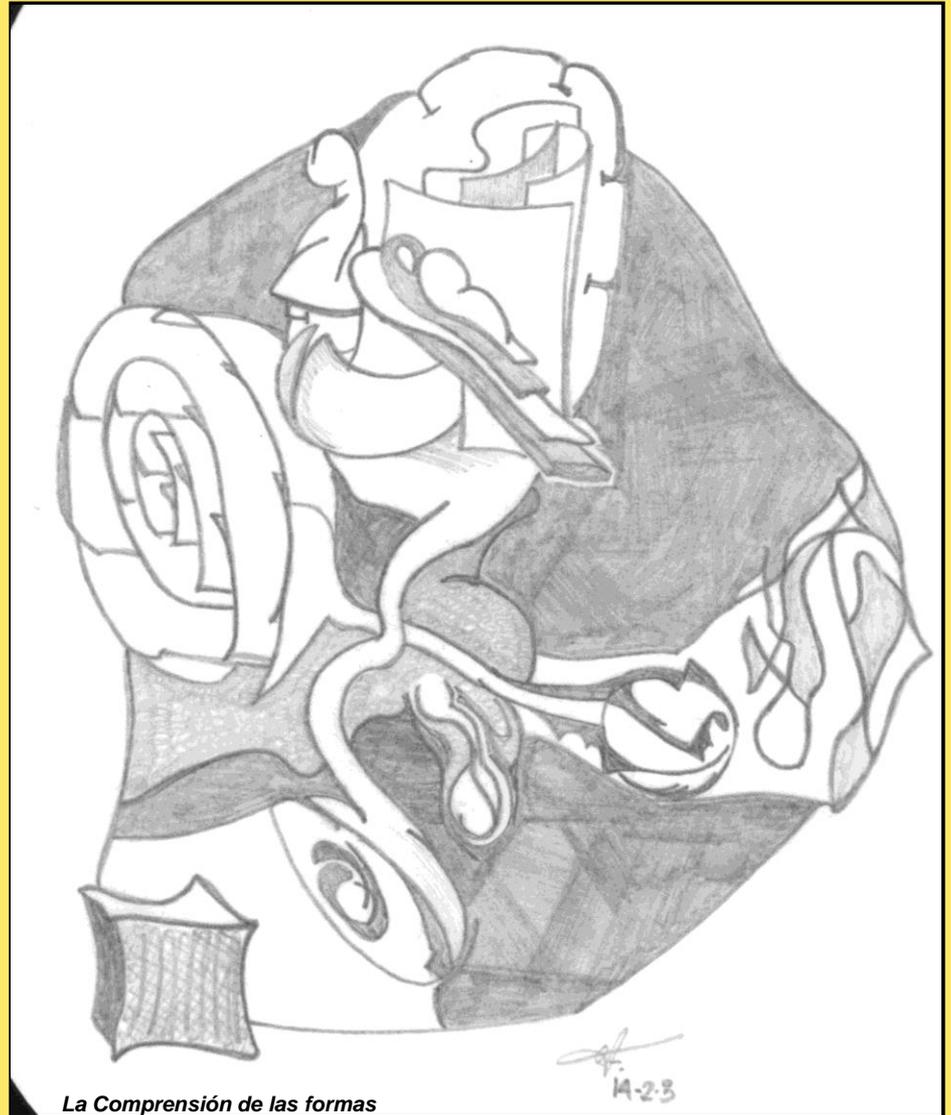


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Esta clase tiene varios años, pero estimamos que aun puede ser útil como guía de estudio.

En ella hemos intentado esquematizar en forma didáctica los complejos mecanismos y principios necesarios para la obtención de imágenes por Resonancia Magnética.

Aprovechamos la oportunidad para agradecer a nuestras familias por el tiempo cedido, a quienes han sido nuestros maestros y especialmente a quienes a fuerza de preguntas nos impulsaron.

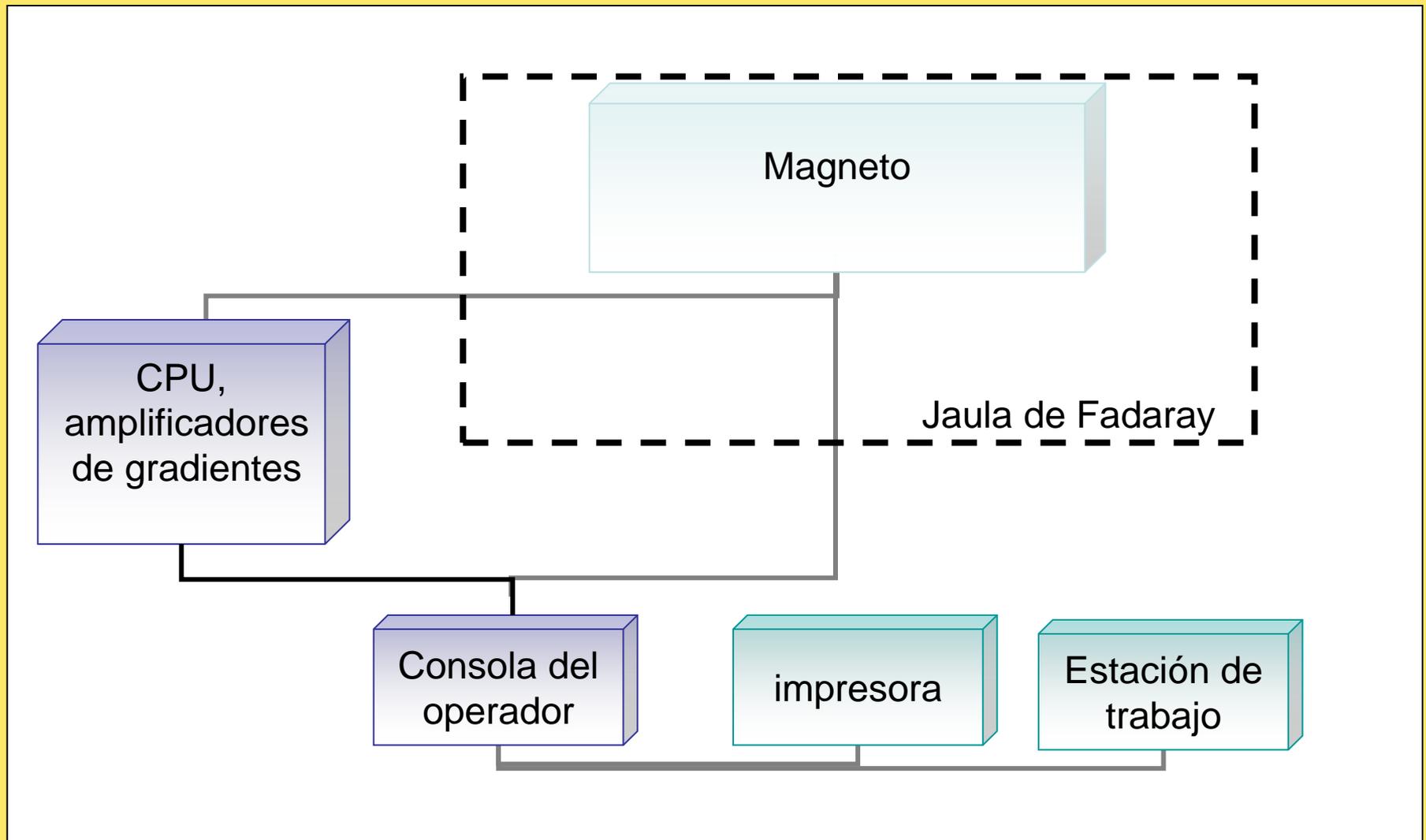


La Comprensión de las formas

¿Qué es la Resonancia Nuclear Magnética?

Es un método de diagnóstico que se vale de un potente imán y ondas de radiofrecuencia para obtener imágenes representativas y registros de espectro de las distintas regiones topográficas del cuerpo.

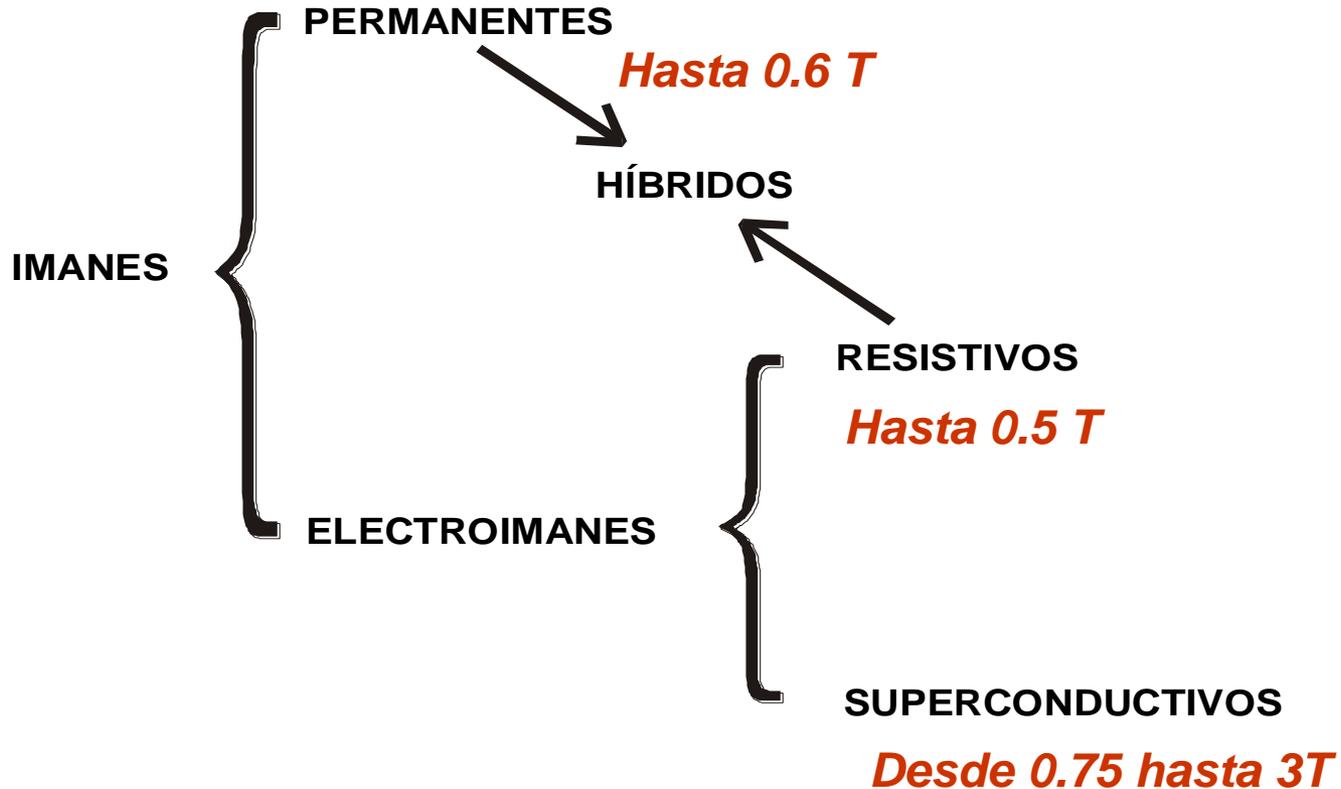
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Comentario

Esquema representativo de la distribución el equipamiento de un Resonador Magnético

Tipos de imanes



Comentario

- Los equipos se clasifican de acuerdo con el tipo de imanes con que cuentan, y a su vez por la intensidad de campo de sus imanes.
- Actualmente es poco común encontrar magnetos permanentes, y comúnmente se dividen en equipos de ALTO CAMPO (equipos mayoritariamente cerrados de 1 a 3 Tesla); y equipos de BAJO CAMPO (equipos abiertos de 0,2 a 0,37 Tesla)

Equipos y Bobinas



Equipos Cerrados

Equipos Abiertos



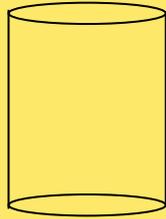
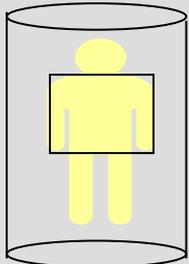
Equipos para extremidades o dedicados

Comentario

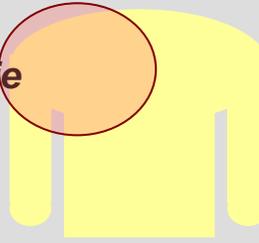
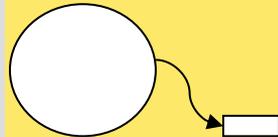
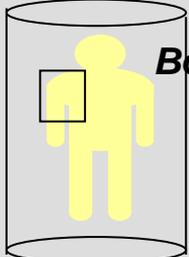
- Los equipos “cerrados” son aquellos cuya estructura esta formada por un túnel (de hasta Φ 70 cm)de a través del cual se desplaza la camilla , en tanto los equipos abiertos constan en dos componentes o platos,(generalmente) uno superior y otro inferior unidos entre si por una, dos, tres o cuatro columnas de tal modo que entre ambas se genere el espacio por el cual se desplaza la camilla (este espacio es generalmente más amplio que el diámetro de los equipos cerrados) .
- Existen equipos para evaluación de las extremidades que permiten estudiar la zona de interés introduciendo el miembro – superior o inferior- en un pequeño túnel.

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

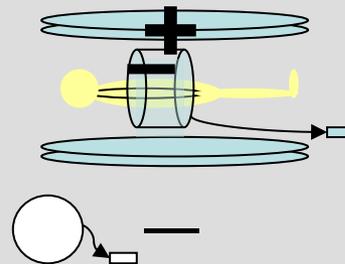
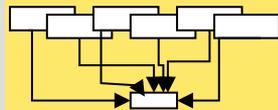
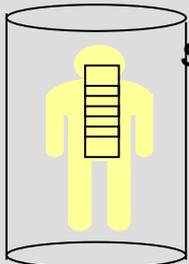
Bobina de cuerpo



Bobina de superficie

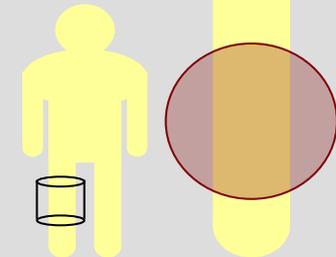


Sistema multibobinas



Equipos Abiertos

Equipos extremidades



Comentario

- Una bobina es sencillamente una antena, por lo tanto, cuanto más cercana se encuentre a la zona de interés, mayor y mejor será la señal que la misma emita y recepcione.
- En el caso de equipos cerrados podemos utilizar la bobina de cuerpo incorporada al equipo y generalmente empleadas en el estudio de grandes zonas (ej. Estudios de abdomen), bobinas de superficie para regiones específicas también llamadas dedicadas (ej. Estudio de hombro), que se apoyan a la zona de interés y se enchufan al equipo y existen sistemas de multi bobinas, que consiste en varias bobinas de superficie que actúan en forma simultanea y permiten mejoras significativas de la señal (ej. Estudio de columna vertebral).
- En los equipos abiertos contamos con bobinas de superficie (hombro) y bobinas envolventes (abdomen), mientras que en los equipos para extremidades esto se simplifica ya que el área de estudio es fija

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Ejemplo de Bobinas



Cerebro



ciculares



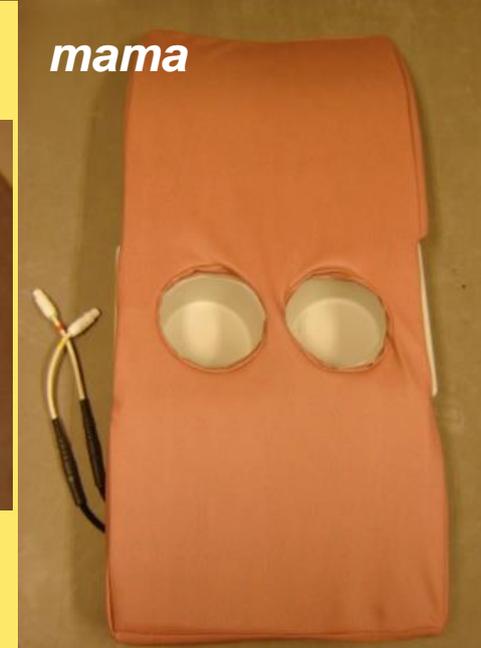
cuello



Rodilla



Columna d-lumbar



mama

Comentario

A su vez las bobinas se clasifican de acuerdo a su conformación y a su capacidad de emitir y recibir señales (emisoras/receptoras) o simplemente recibir (receptoras), respectivamente más o menos eficientes en la Relación señal- ruido (SAR)

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Otros ejemplo de Bobinas



Precauciones:

Debemos tener en cuenta que estamos en presencia de un potente imán, por lo que todo elemento ferromagnético, por pequeño que sea puede representar un enorme riesgo.

Contraindicaciones:

Absolutas:

» **Portadores de marcapasos**
(porque puede variar las condiciones de funcionamiento)

» **objetos extraños ferromagnéticos alojadas en el cuerpo.**

(ej. Balas ferromagnéticas)

Relativas:

» **Embarazo**
(especialmente durante los 3 primeros meses)

» **Implantes metálicos**
(consultar : existen páginas online que indican cuales son los implantes aptos para la realización de una RMI)

» **Movimientos involuntarios**
(generalmente realizados bajo sedación ó anestesia)

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Principios Físicos:

1-Precesión

Propiedad giromagnética

2-Campo magnético externo

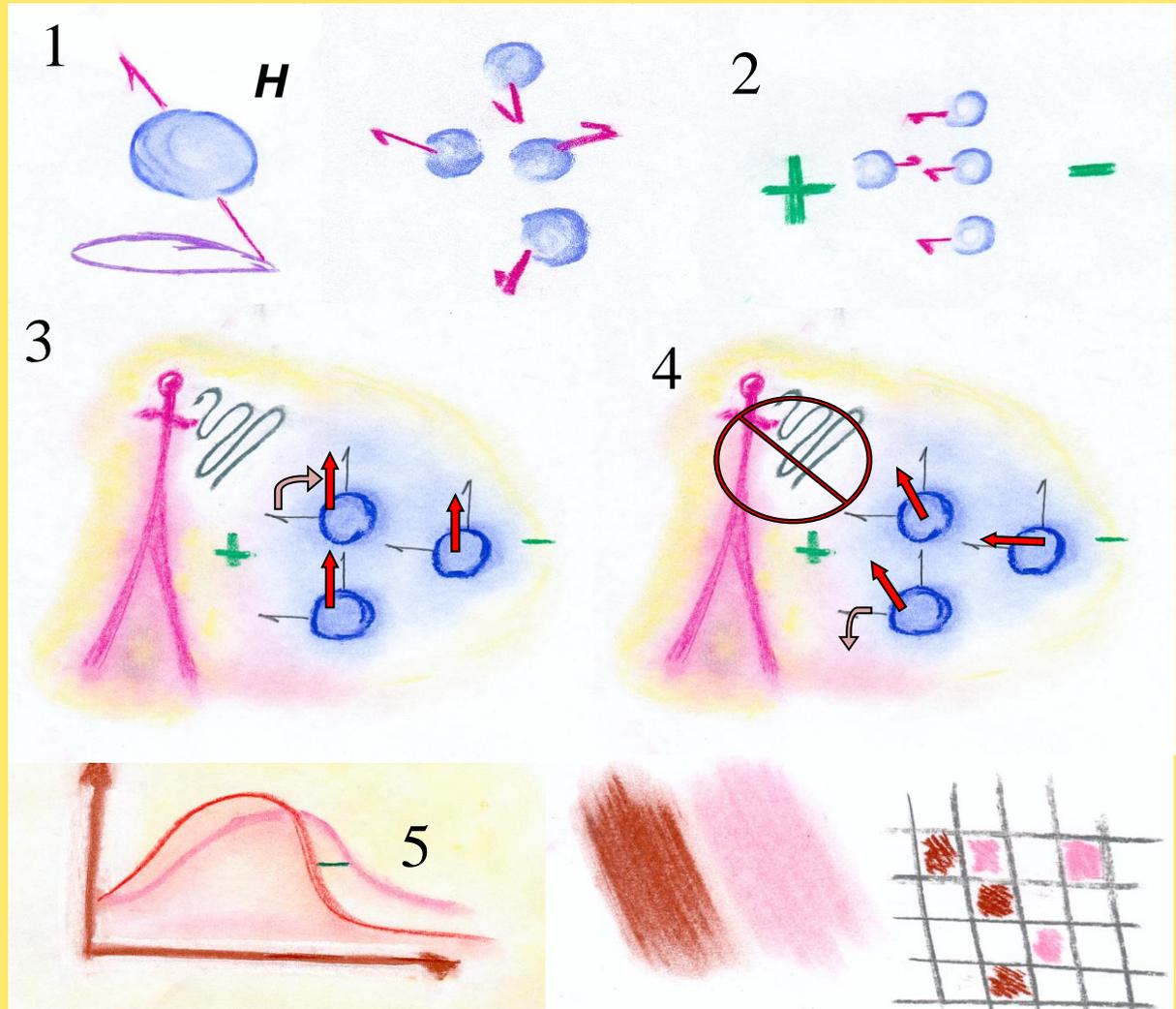
3-Emisión de Radiofrecuencia (RF)

4-Interrupción RF

Señal

5-Procesado

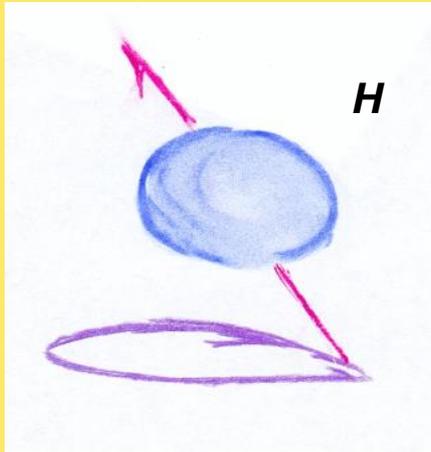
6-Imagen



Comentario

En este esquema se representa en forma sencilla en que se basa el método de resonancia magnética, veamos como funciona:

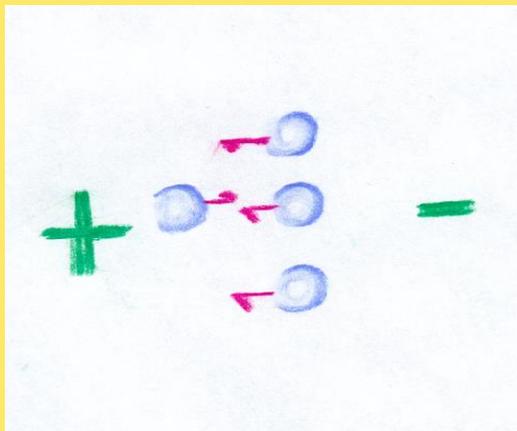
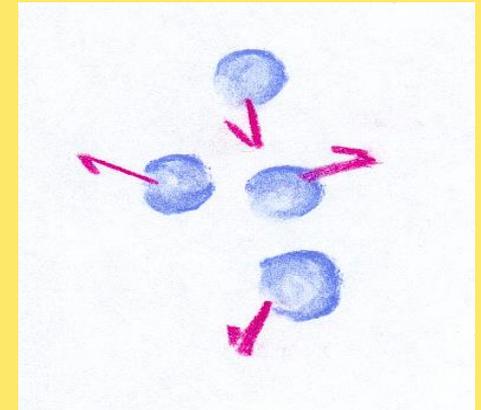
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Los protones describen un movimiento sobre su eje “precesión” (similar al de un trompo o peonza, cuyo eje se haya inclinado respecto a la vertical). La RMI se basa generalmente en los protones del átomo de Hidrógeno por ser:

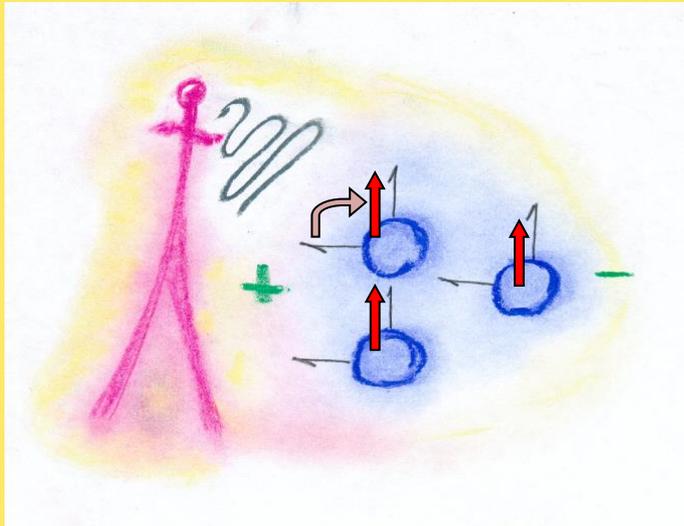
- los mas numerosos en el organismo.
- por poseer un número impar de protones.

En la naturaleza, y por ende en el cuerpo humano los protones de hidrógeno precesan en distintas direcciones



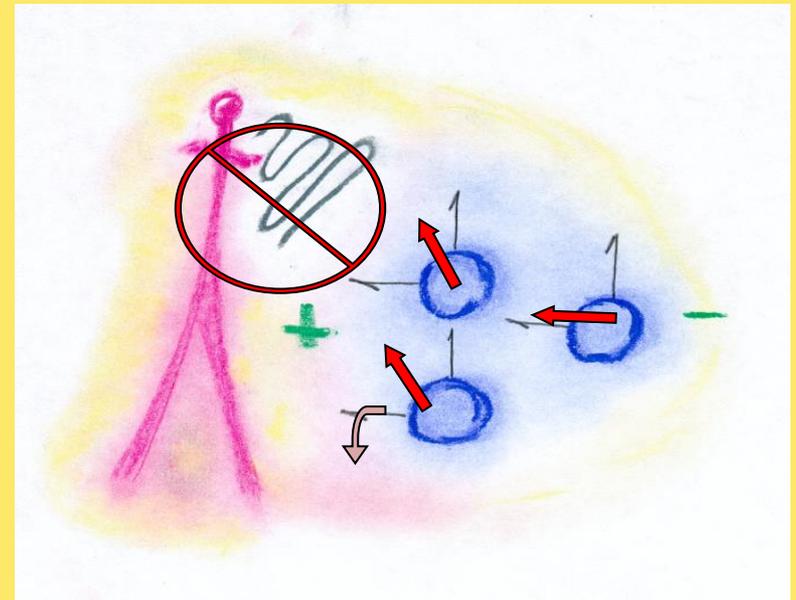
Cuando introducimos el cuerpo dentro de un potente Campo Magnético Externo (CME), los protones se orientan en la dirección de dicho campo en paralelo y antiparalelo: Magnetización longitudinal (diferencia :en paralelo a razón de 7 por c/1.000.000)

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

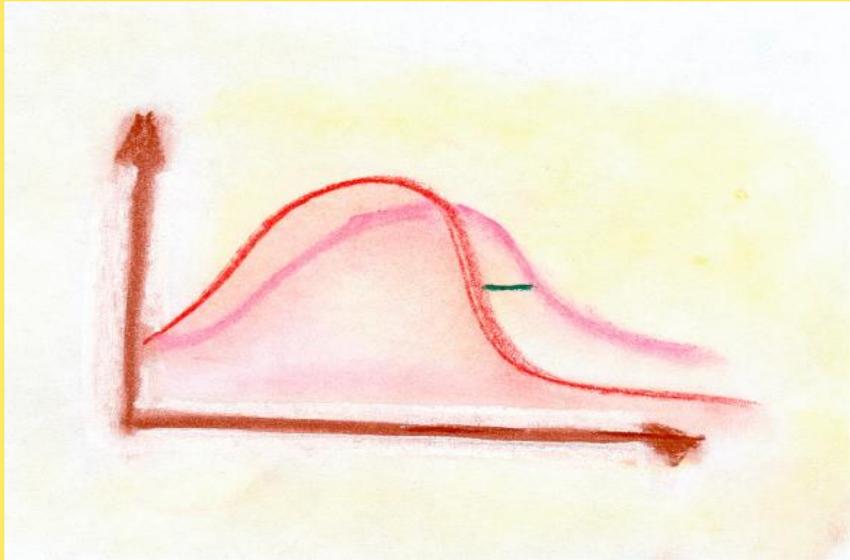


Una vez orientados en función del CME, mediante una bobina (antena) , se emite un pulso de radiofrecuencia específico (para el $H = 42,5781$ MHz/T) que provoca transmisión de energía a los protones y consecuentemente la disminución de la magnetización longitudinal y el aumento de la magnetización transversal , sencillamente modificamos la dirección en la que se orientan los protones .

Al interrumpir la emisión del pulso de RF, y bajo el condicionamiento del CME, la magnetización trasversal disminuye y aumenta la longitudinal, pero cada protón lo hará en distinto tiempo de acuerdo al entorno en que se encuentre. Ej. Los p^+ del agua libre lo harán en diferente tiempo que los p^+ ligados a moléculas de la grasa.

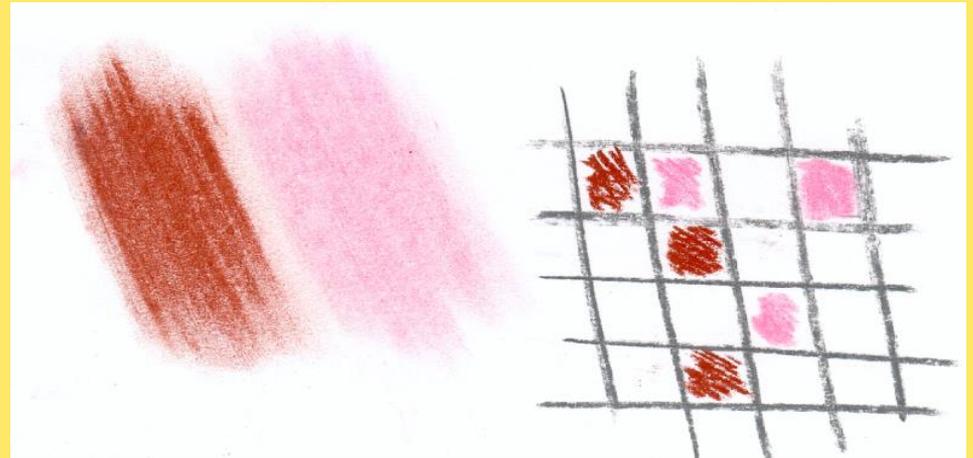


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



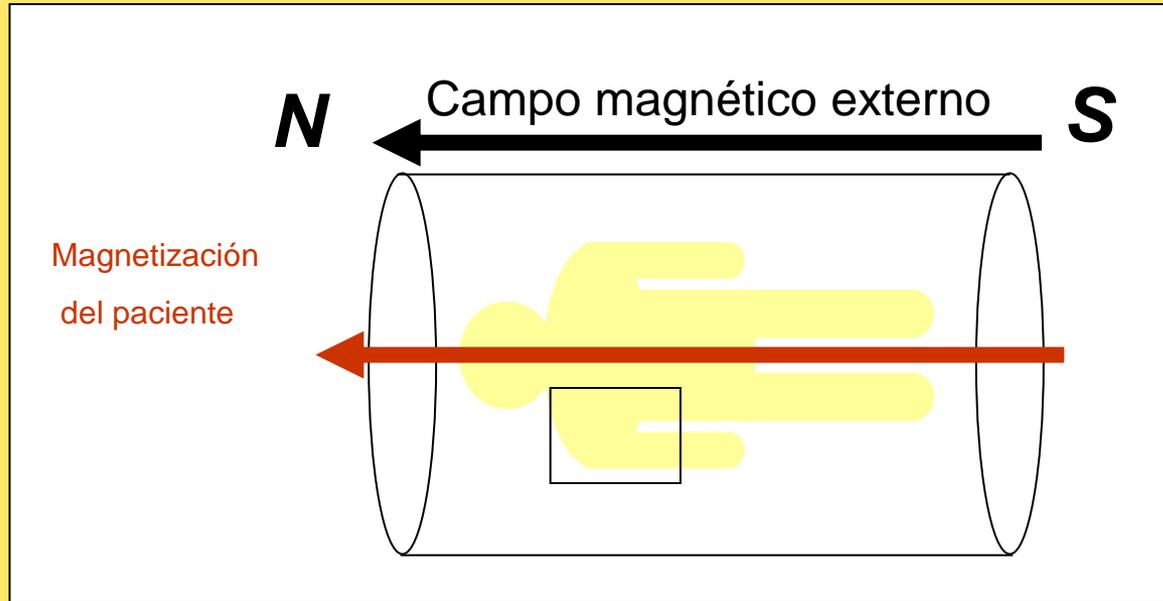
Durante la recuperación de la magnetización longitudinal los $p+$ entregan energía que es capturada por antenas y amplificada por el equipo, la diferencia en el tiempo de relajación entre dos tejidos es mensurada por el equipo,

y traducida en una matriz digital dando como resultado una imagen bidimensional representativa del área estudiada

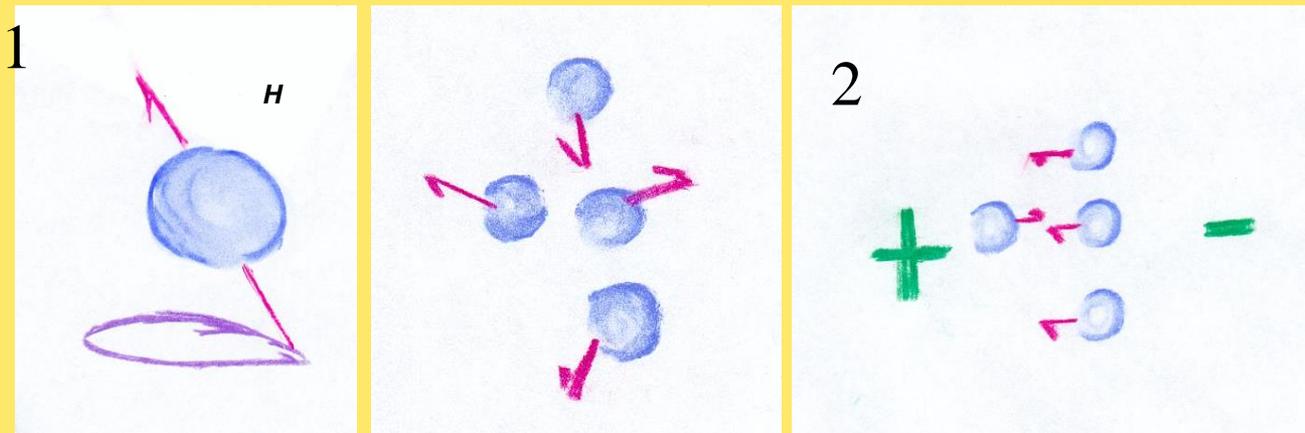


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

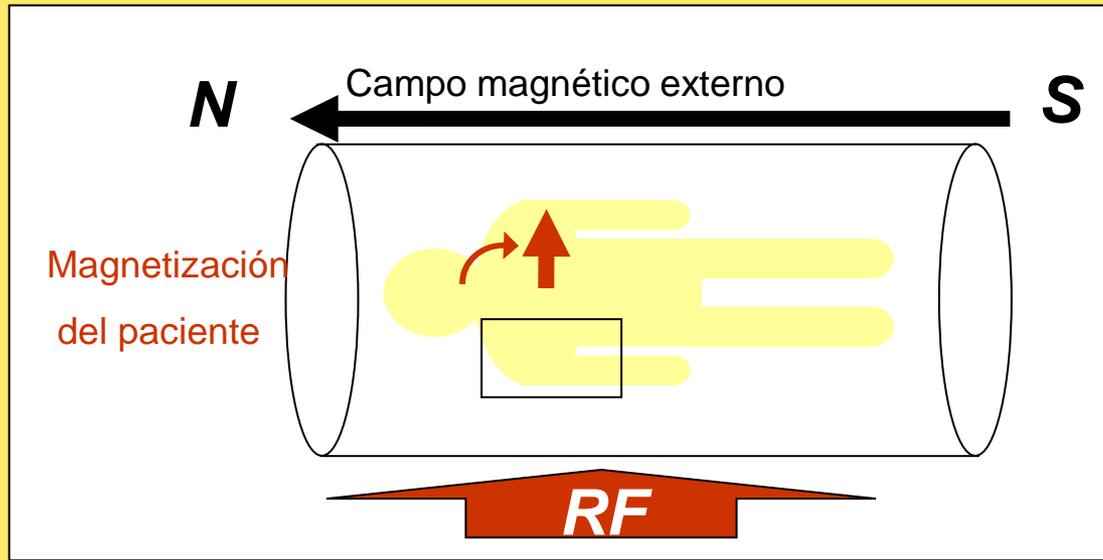
Repasemos lo anterior, pero ahora con esquemas más aproximados a lo que sucede durante el estudio:



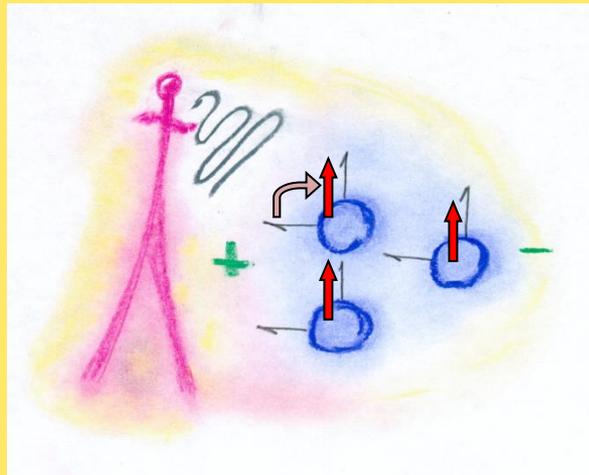
Al introducir un cuerpo en un magneto los átomos se orientan según el eje de este último.



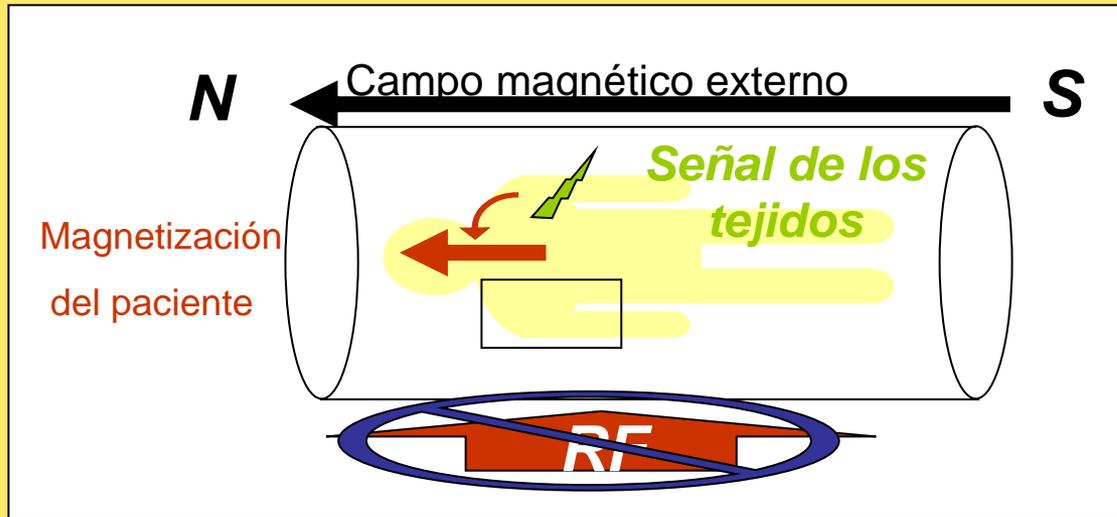
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



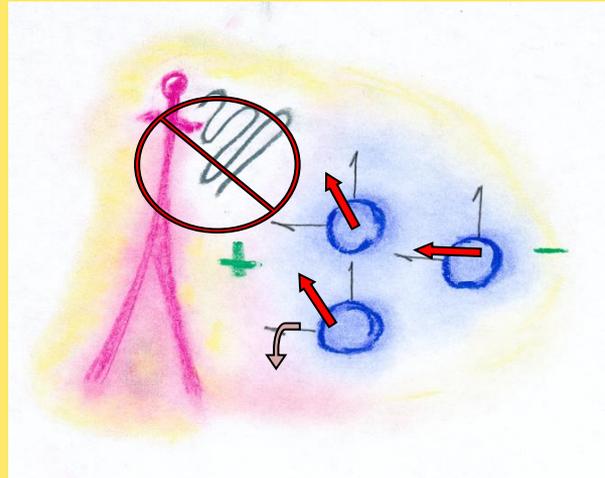
Enviando un pulso de radiofrecuencia inicial los átomos se orientan en forma perpendicular (recién ahora estamos en condiciones de poder empezar a generar una imagen , esta primera **excitación** se denomina **no selectiva**)



INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Una vez interrumpido el pulso de radiofrecuencia, los protones tienden a recuperar la magnetización longitudinal, condicionada por el C.M.E y liberan energía que podemos medir y codificar. ¿Cómo?... Mediante la utilización de gradientes...



Codificación- gradientes

Ahora bien, ¿si todos los protones vuelven al punto de partida como hacemos para saber a que punto del volumen estudiado corresponden?

Intentemos ilustrarlo mediante un ejemplo:

¿Cómo detectar la velocidad y cantidad de un grupo específico de autos en medio de una autopista en horario pico?...



Podríamos diferenciarlos e identificarlos visualmente si siguiéramos a aquellos que hicimos doblar a por ej: 90 grados con respecto al sentido de circulación de la avenida.

Comentario

Para ello requerimos el uso de Gradientes...

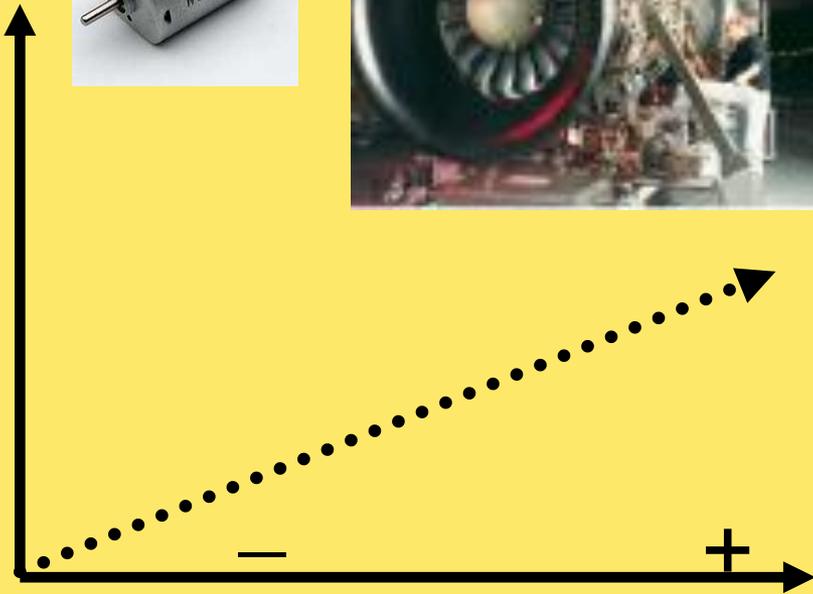
¿qué es un gradiente?

Según la R.A.E : **gradiente**(De *grado*¹). 1. m. Razón entre la variación del valor de una magnitud en dos puntos próximos y la distancia que los separa. Ej. *Gradiente de temperatura, de presión, etc.*



Cuando intentamos comprender que se entiende por gradiente en RNM, resulta dificultoso porque los hay de diferente clase, y los utilizamos en variadas formas, entonces, lo mejor será mencionarlos y representarlos con esquemas y ejemplos...

Sigamos...



Tipos de Gradientes

**•De selección de corte
y codificación de la
señal**

- Gradientes de Selección de corte**
- Gradiente de codificación de frecuencia**
- Gradiente de codificación de fase**

**•Propiedades y
características de los
gradientes**

**Amplitud máxima
Rampa
etc.**

**•Secuencias de
gradientes**

**GE, GRE, FE, Etc.
Potenciadas en T1, T2 T2*
Angio RNM**

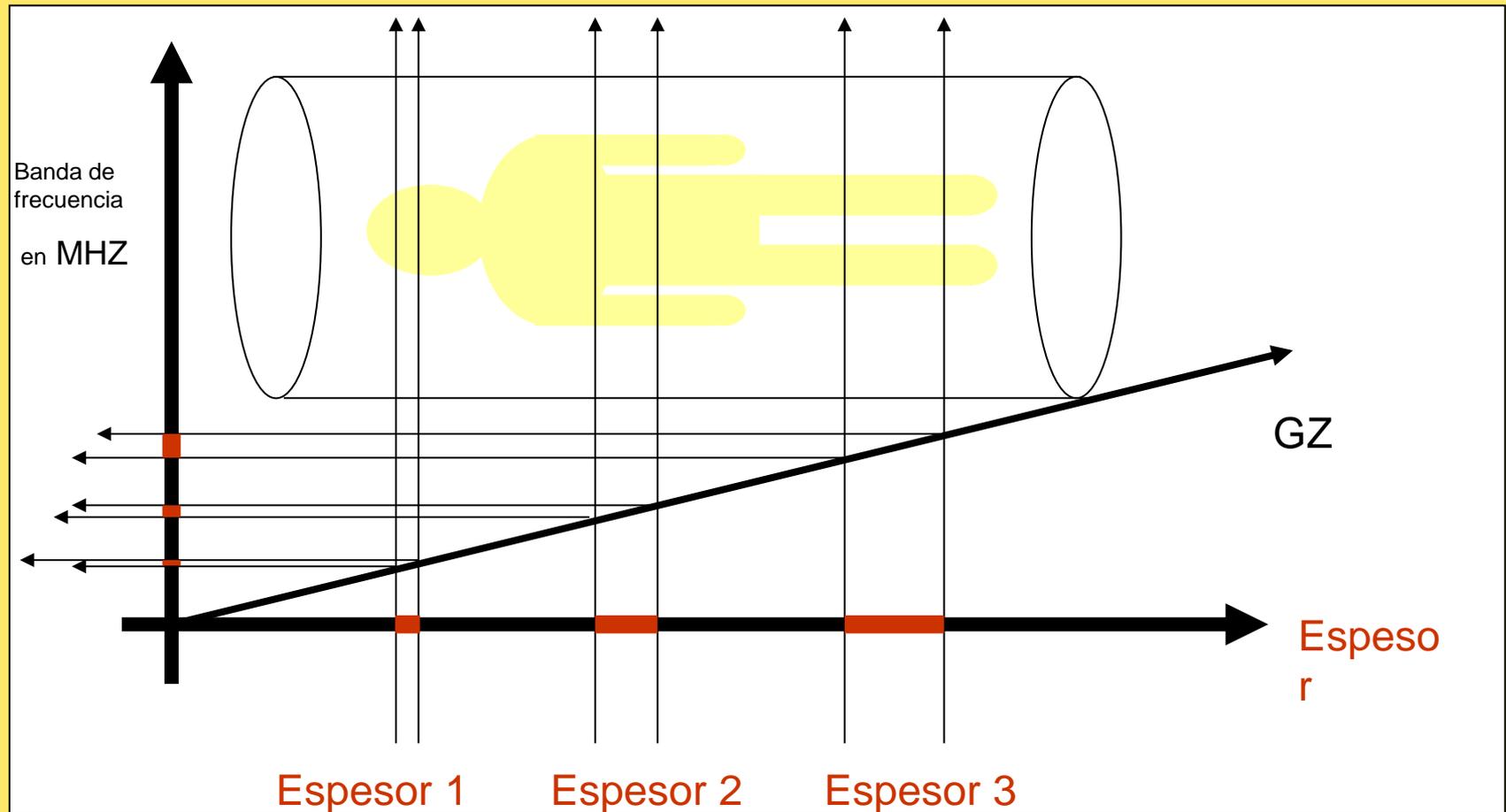
Cuando en Resonancia Magnética se habla de Gradientes debemos entender que se contamos con varias acepciones, por ello es importante entender en que contexto se menciona y resulta conveniente ampliar la información consultando a bibliografía específica.

Aplicación de Gradientes de selección de corte y codificación de la señal

Paso 1 –

gradiente de campo z GZ en el eje longitudinal.

definirá el espesor de corte, a cada sección le corresponderá un ancho de banda

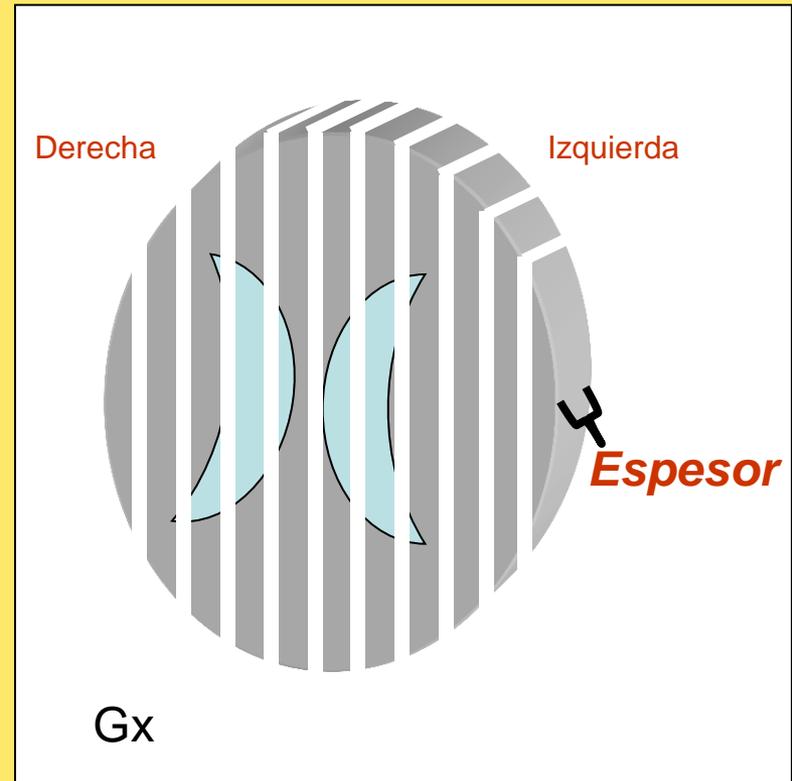
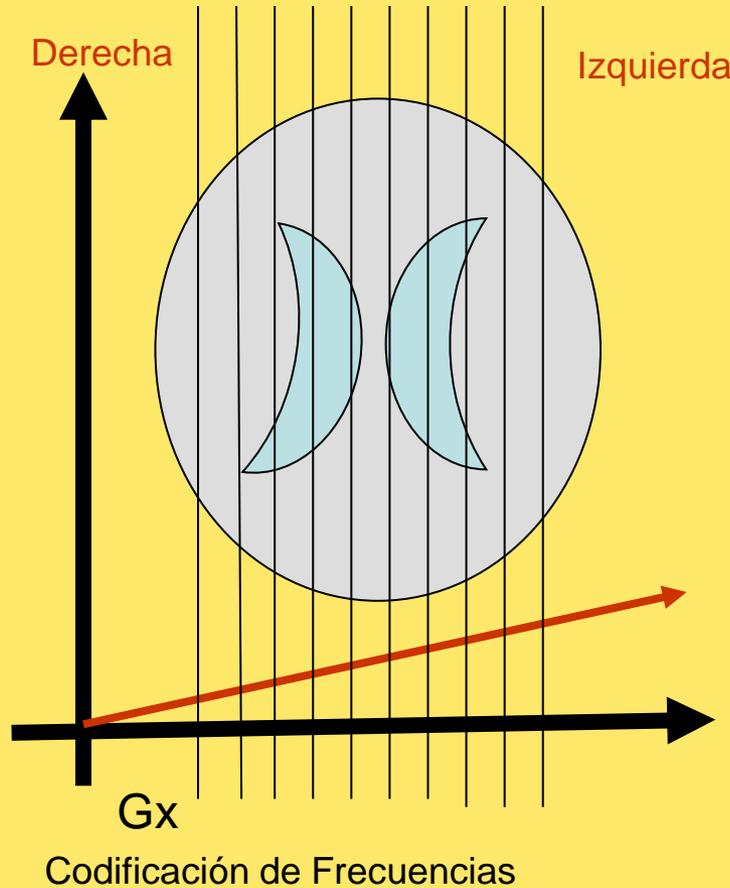


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Aplicación de Gradientes de *selección de corte* y *codificación de la señal*

Paso 2-

gradiente de campo x (GX), en el eje de izquierda a derecha, definiremos la **codificación de frecuencia (aplicado sobre el espesor de corte)**



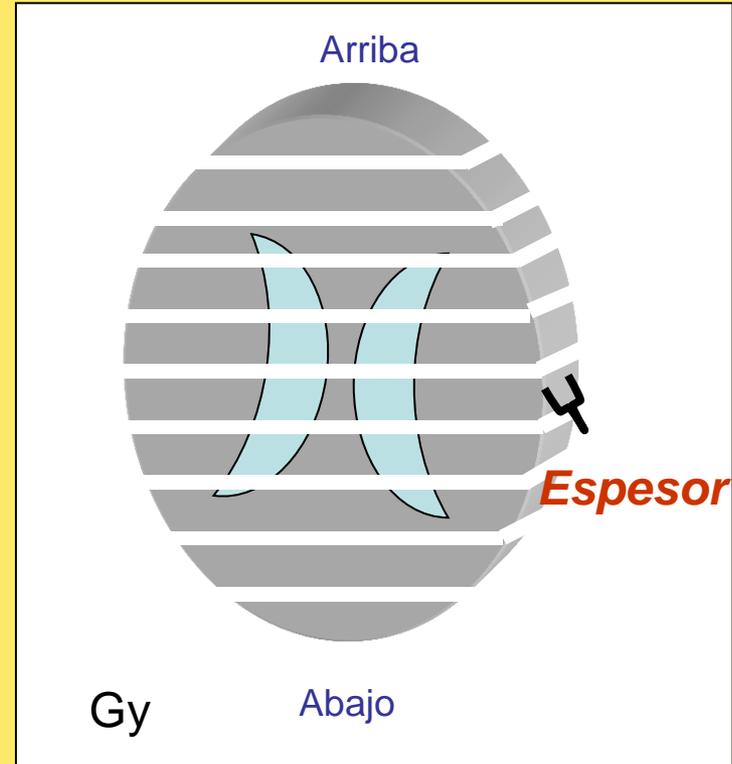
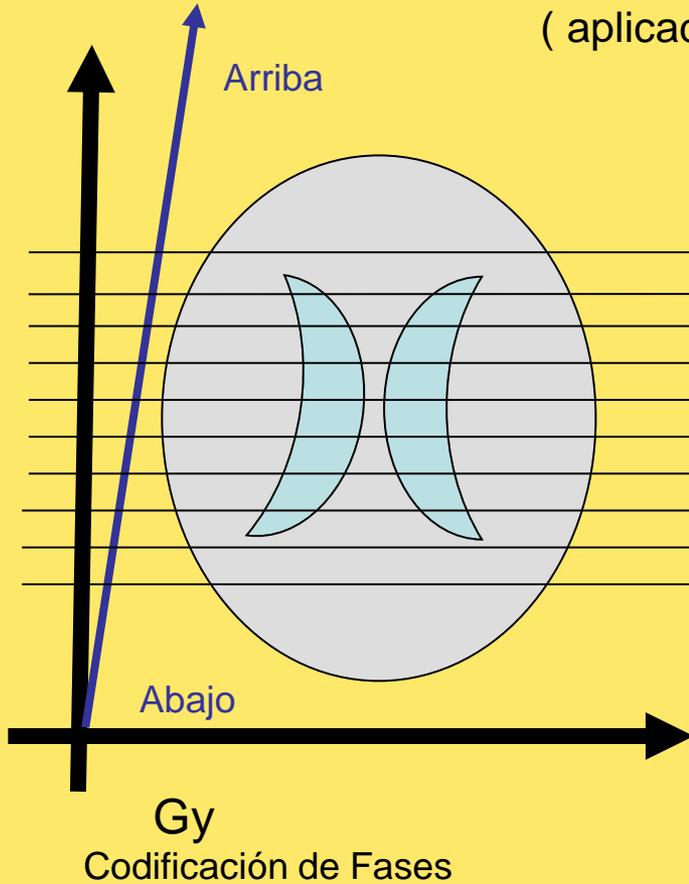
•Paso 2 ejemplo práctico obtenido

Aplicación de Gradientes de *selección de corte* y *codificación de la señal*

Paso 3 –

gradiente de campo y(Gy) ,en el eje de arriba -abajo, obtendremos la **codificación de fase**

(aplicado sobre el espesor de corte)



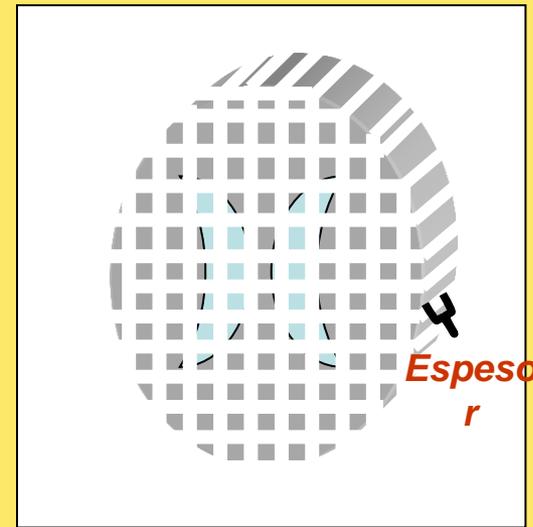
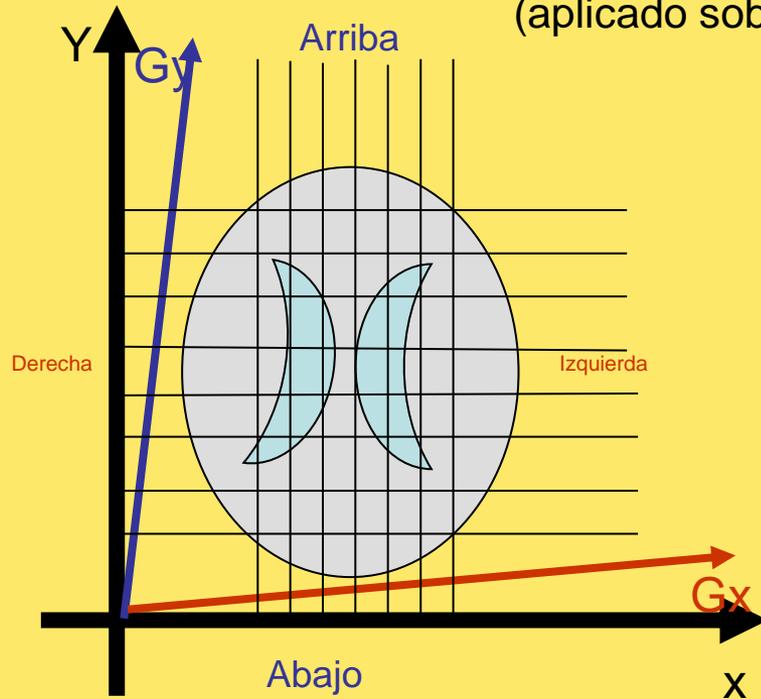
•Paso 3 ejemplo práctico obtenido

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Aplicación de Gradientes de *selección de corte* y *codificación de la señal*

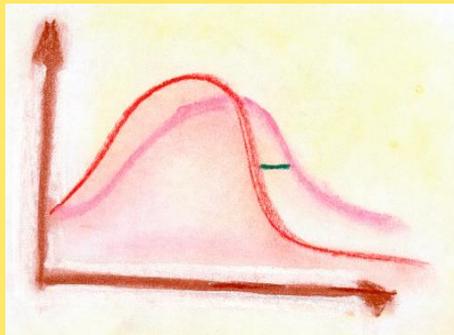
Paso 4–

Se combinan la frecuencia con la fase y nos da la imagen con su respectiva matriz (aplicado sobre el espesor de corte)

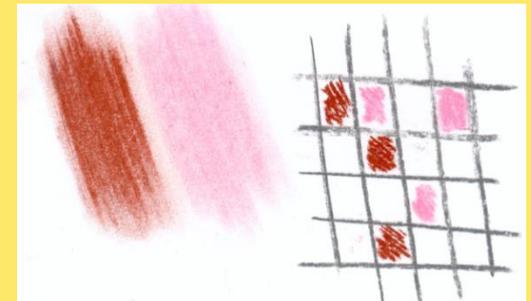


•Paso 4 resultado de la aplicación

Recordemos que necesitamos aplicar gradientes para ubicar cada tejido



Y luego volcarlo a una Matrix digital para representar en 2 dimensiones el volumen estudiado



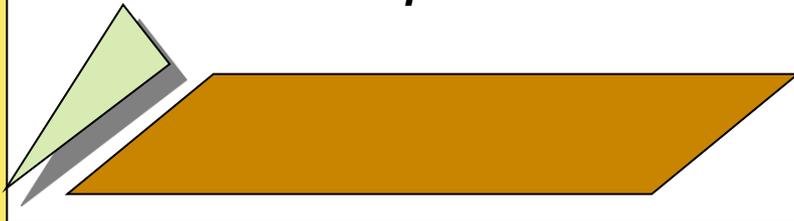
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Aplicación de gradientes- conformacion de imagen *Repaso- Ejemplo práctico*

La formación de la imagen se puede entender como la formación de una biblioteca donde:

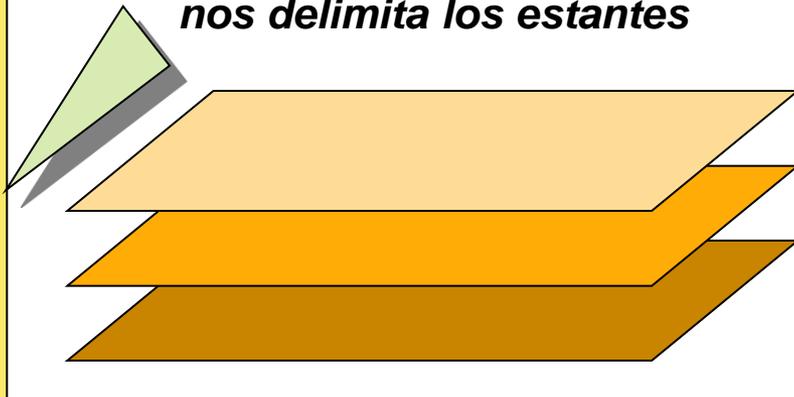
1-

El gradiente de Espesor de corte nos da la profundidad



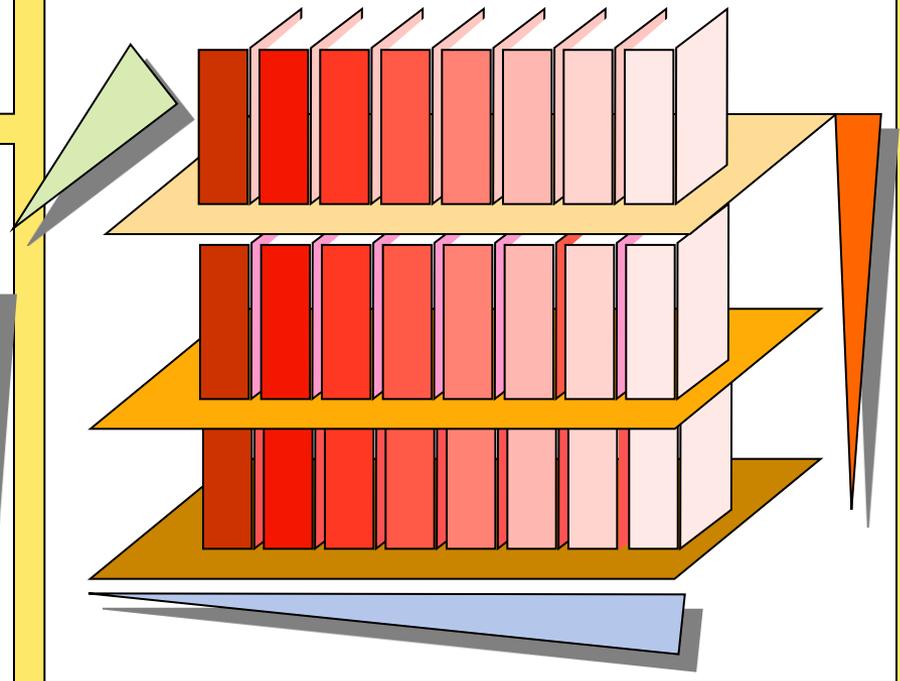
2-

El gradiente de frecuencias nos delimita los estantes



3-

El gradiente de fase define el lugar de cada libro de acuerdo al color de su lomo

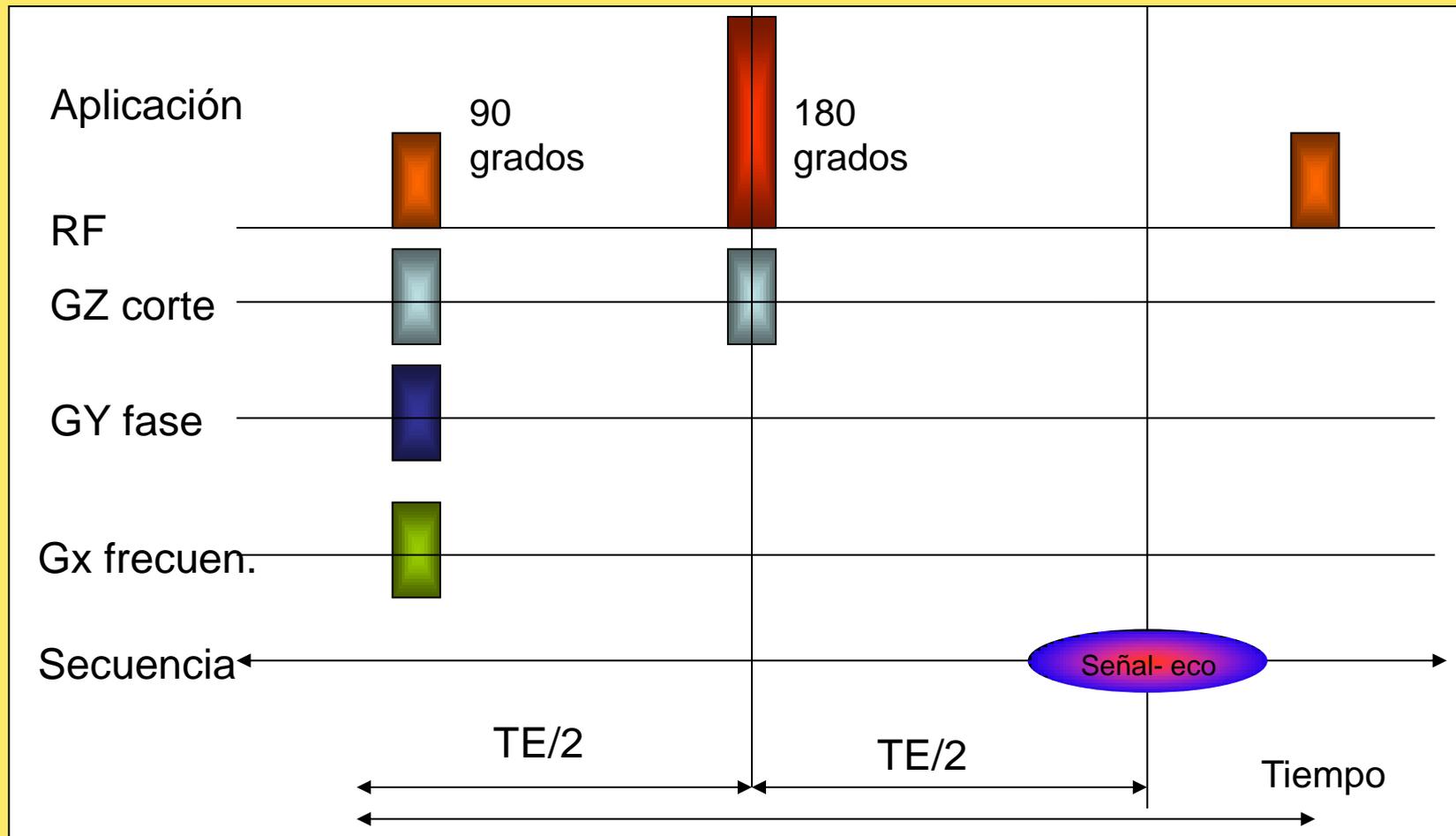


■ **G z**

■ **G x**

■ **G y**

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Comentario

De este modo, es como se esquematizan los patrones de secuencias de pulso, en este caso se trata de una secuencia de Spin – eco, vemos como la aplicación de gradientes se dan en un mismo momento, y luego de intervalos precisos de tiempo (TE: Tiempo de Eco) se repite.

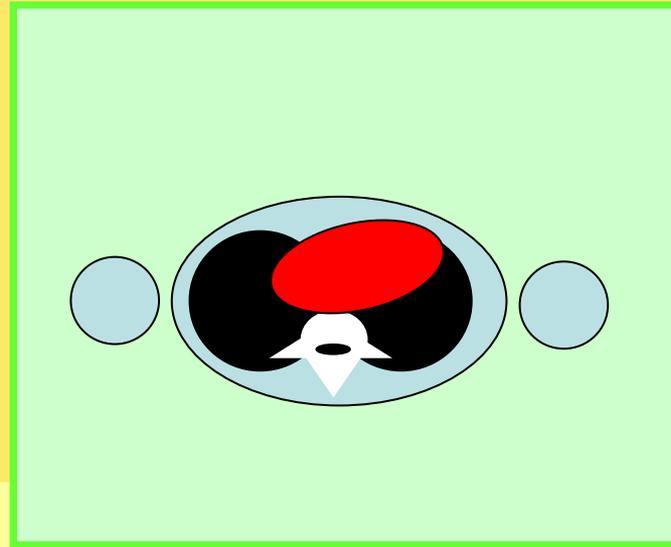
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



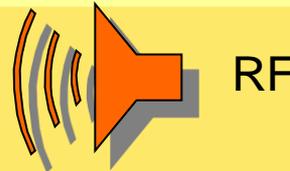
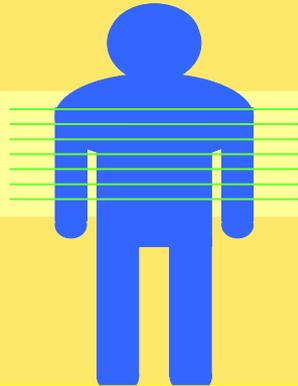
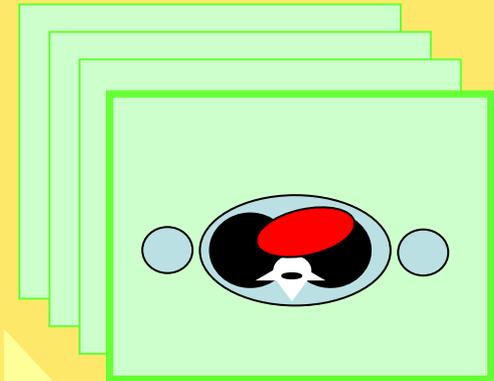
Programación

TR
TE
TI
Ang
MTX
nex

Imagen



Secuencia de imágenes



Comentario

Por lo visto hasta aquí, podemos resumir que para realizar un estudio por RMN debemos:

- 1. Introducir al paciente en el equipo**
- 2. Programar el estudio ubicando espacialmente el área de interés y manejando los distintos parámetros de imagen.**
- 3. Aplicar la secuencia de pulsos seleccionada (RF).**
- 4. Organizar ,evaluar, registrar y archivar las imágenes obtenidas .**

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Conceptos a tener en cuenta:

Les sugerimos que revisen con mayor profundidad los siguientes conceptos y unidades para la mejor comprensión de las bases físicas del método. Evitamos incorporarlos aquí para simplificar la explicación

- Gradientes
- Apantallamientos magnéticos. Act. Pas.
- Estabilidad y uniformidad del campo magnético.
- Shimming. activo. Pasivo
- Corriente de EDDY
- Susceptibilidad magnética.
- Espacios K

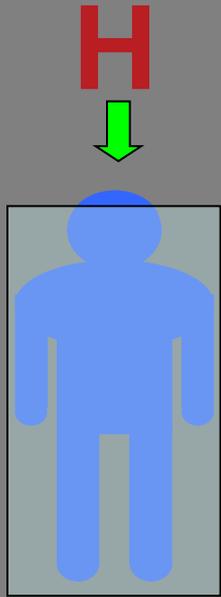
Unidades

- Frecuencia de precesión. ($H=42,5 \text{ Mhz/T}$).
- Tesla.
- Amplitud máxima de gradiente.
- Tiempo de ascenso y tiempo de caída. Rise time
- Slew rate.
- Gradient duty cycle

PAUSA



Ahora...
Sigamos...



¿Qué se ve por RMN?

Agua

Grasa

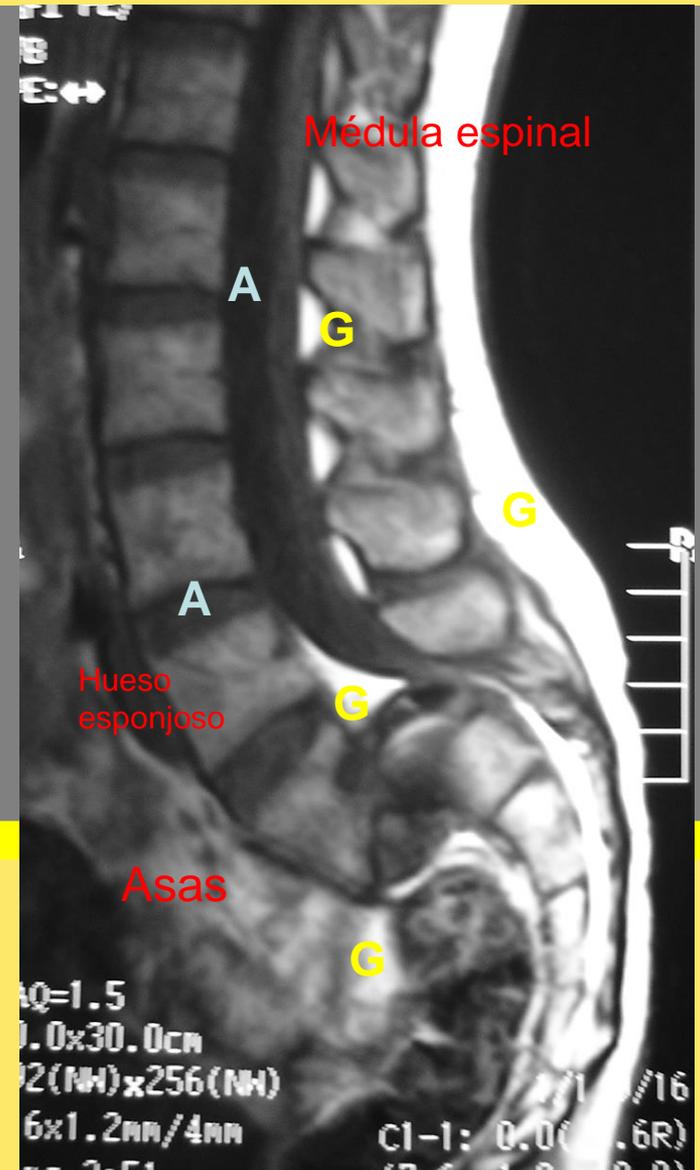
Tejidos

Flujo?

Comentario

Como dijimos, aquellos tejidos ricos en hidrógeno (abundantes en el cuerpo) son los que vemos por RMN

El caso del flujo sanguíneo presenta particularidades que veremos en detalle

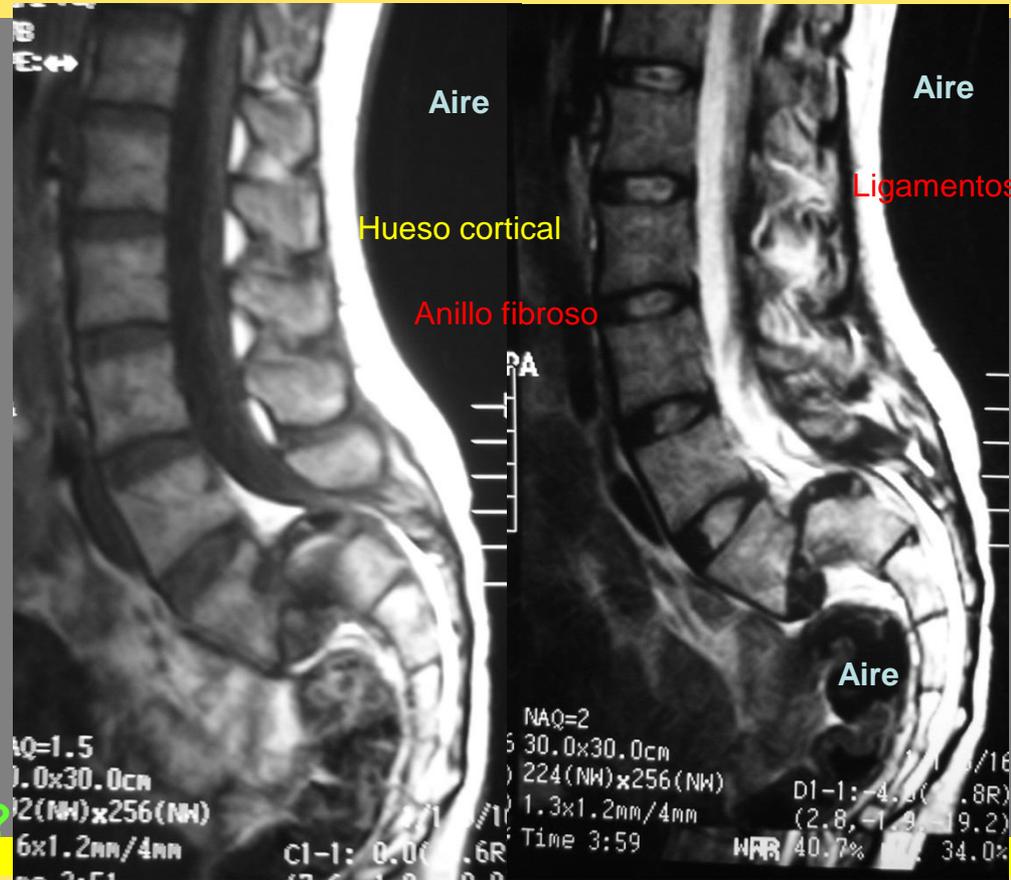
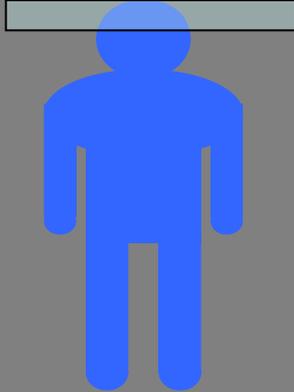


¿Qué no se ve por RMN?

Aire

Calcio

Tejidos ricos en colágeno



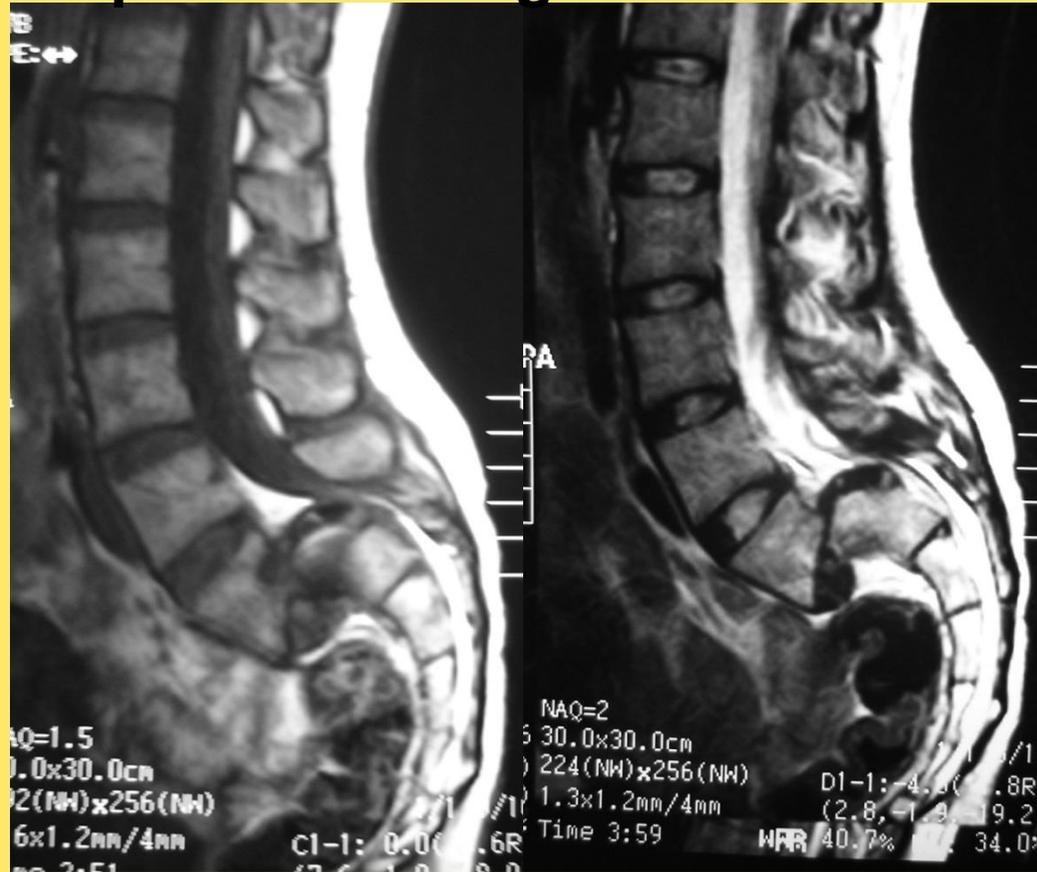
Comentario

El aire carece y los tejidos ricos en colágeno cuentan escasamente con hidrógeno, y el calcio por carecer de número par de p+ móviles habitualmente no son apreciables en las imágenes de RMN*.

El caso del flujo sanguíneo presenta particularidades que veremos en detalle

*** En casos particulares, por asociación con otras sustancias pueden observarse calcificaciones con intensidades elevadas, de todos modos, resulta inespecífico el método para la evaluación de estructuras ricas en calcio como por ej. El hueso cortical .**

¿Por qué estas imágenes son diferentes?



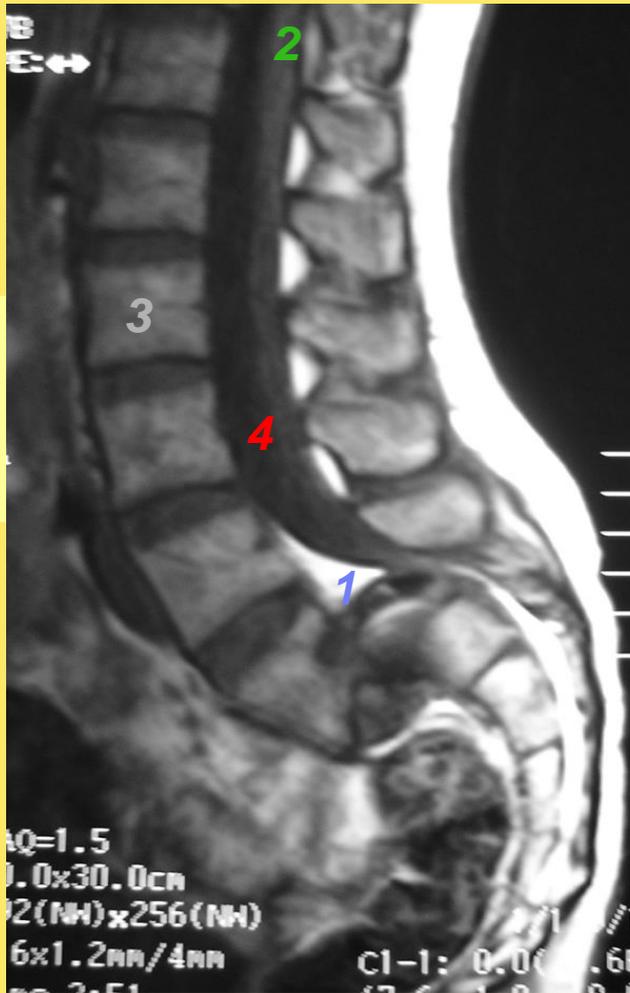
Porque los mismos tejidos fueron excitado de modos diferentes

Porque utilizaron distintos valores de los parámetros que conforman la imagen (Técnica)

Comparemos visualmente estas diferencias

T1

**TIEMPO DE
RELAJACION
LONGITUDINAL**



T2

**TIEMPO DE
RELAJACION
TRANSVERSAL**



Comentario

Una forma sencilla de caracterizar las imágenes convencionales de RMN es tomar como referencia la intensidad de señal del Agua y la Grasa

¿Qué son el T1 y el T2?

*Son tiempos de relajación tisular.
Propios de cada tejido*

*Dependiendo de la forma en que
manejemos los parámetros de
tiempos (TR y TE)
Podremos diferenciar los tejidos.*

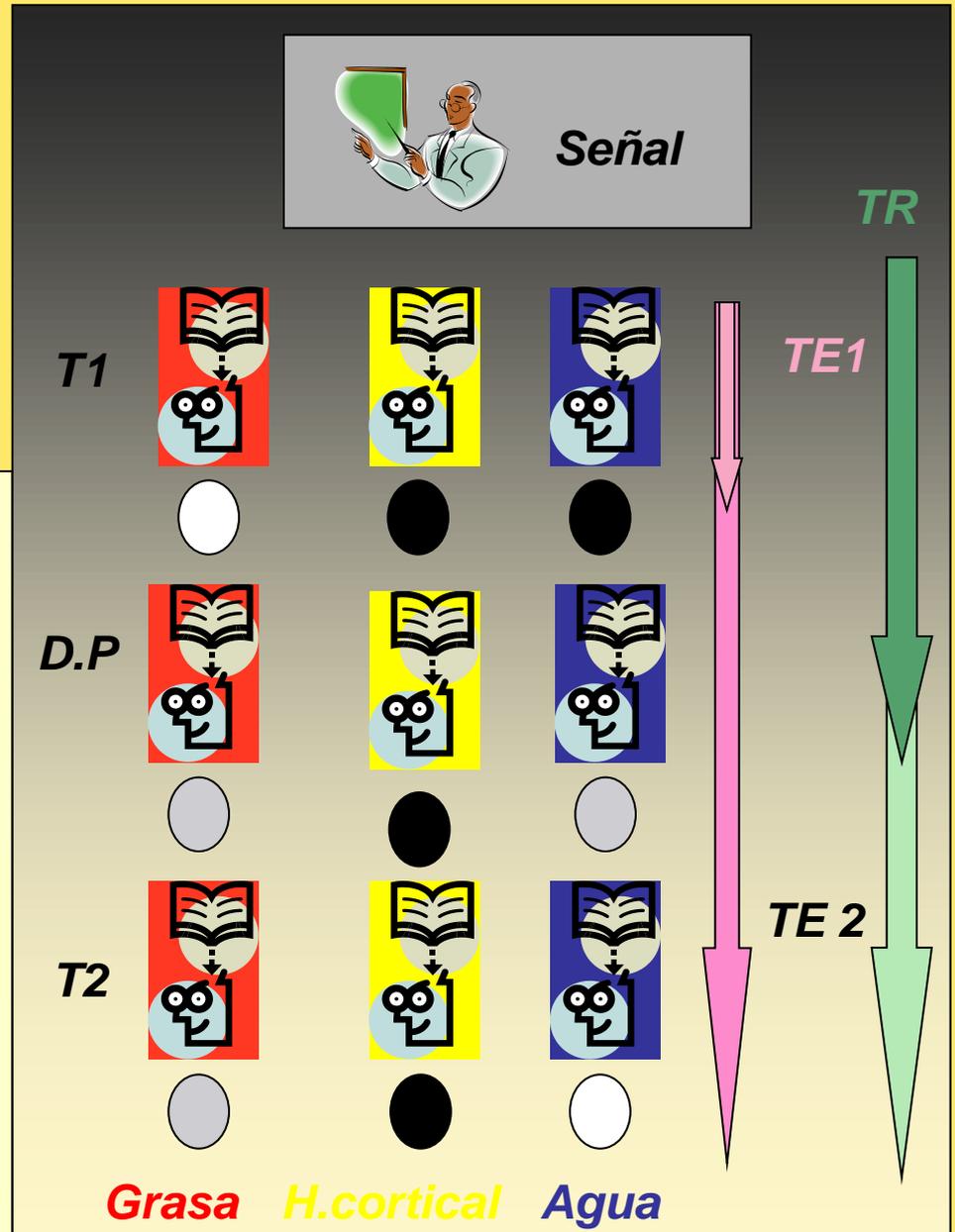
En el ej:

*Un profesor transfiere un conocimiento
(Señal)*

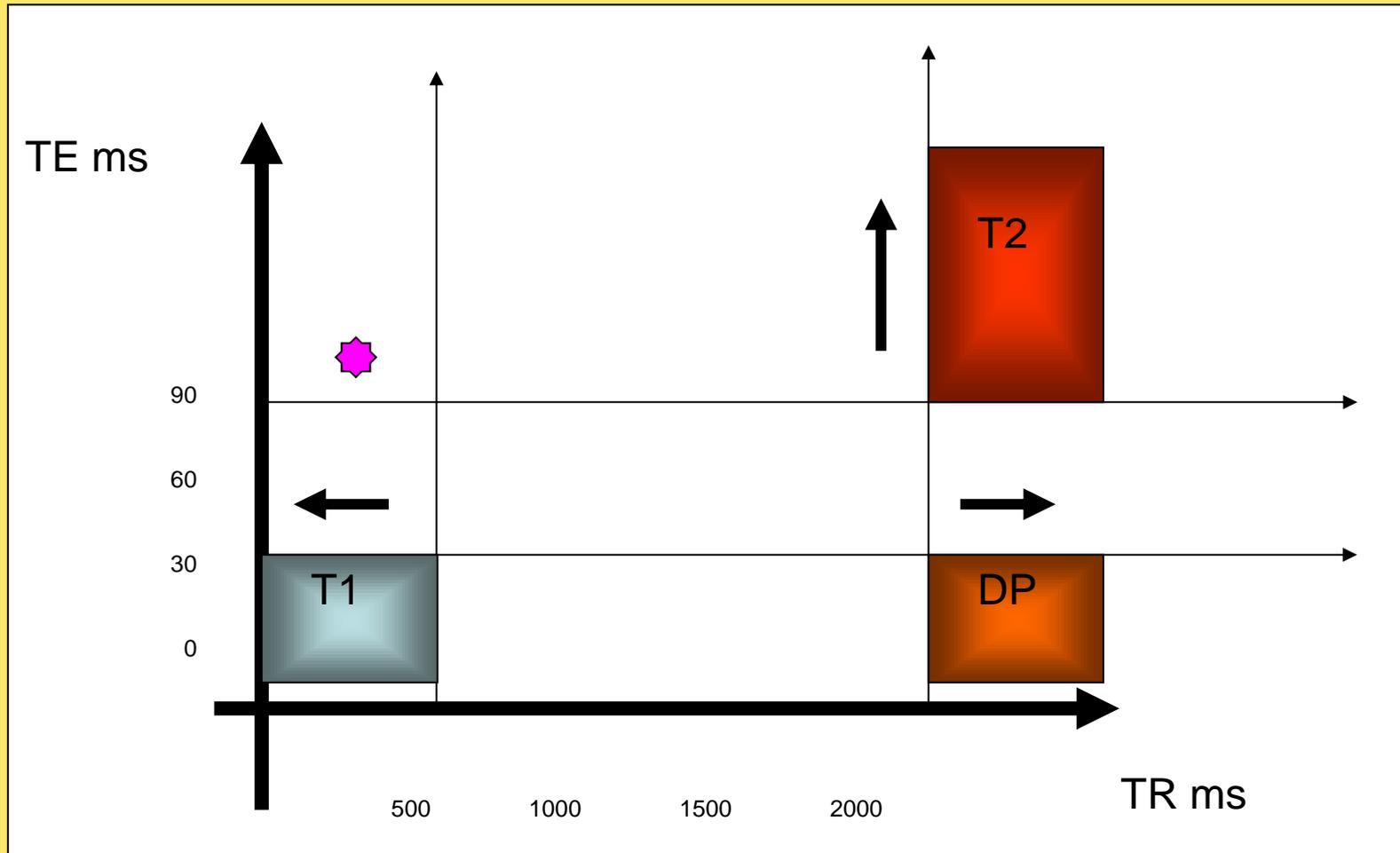
*Luego toma exámenes en distintos rango
de tiempo (T1, D.P, T2) y*

*Concluye en que cada alumno necesito
diferente tiempo para asimilar la
información y estar en condiciones de
demostrarlo.*

*En los círculos vemos la intensidad con que son
capaces de explicar lo aprendido en cada examen
(técnica de la secuencia de pulsos)*



La mas común de las secuencias de pulso utilizadas es la de Spin - eco



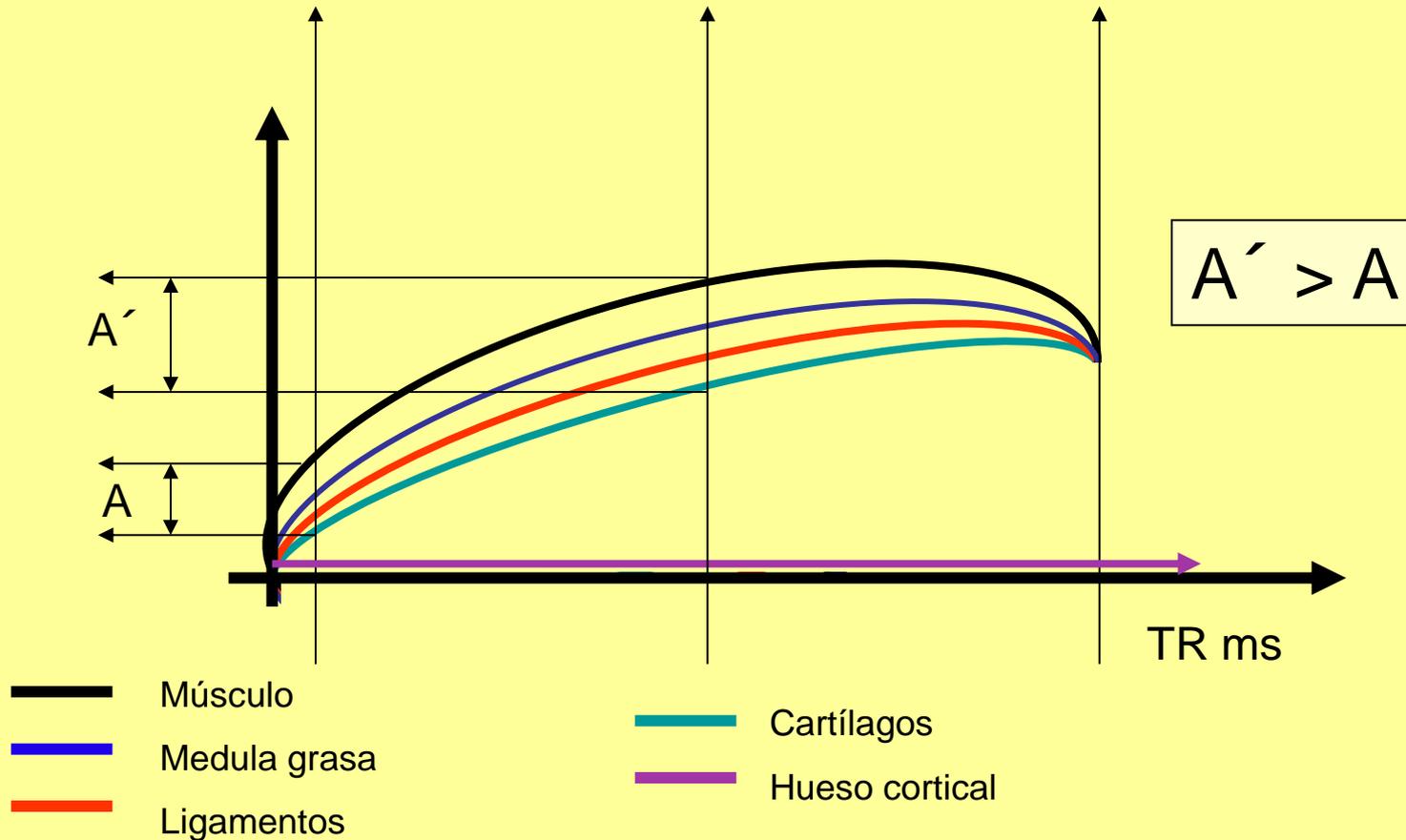
Comentario

★ *Nótese que no existe la posibilidad de contar con secuencias con TR corto y TE largo

¿Por qué sólo mencionamos los rangos del T1, DP y T2?. Veamos...

¿Por qué sólo mencionamos los rangos del T1, DP y T2?

Ejemplo **general** aplicado de diferenciación de intensidad tejidos según varían los parámetros mencionados



Porque la diferenciación entre tejidos llega a un valor máximo, este es el que vamos a utilizar para el estudio dado que en otros rangos veríamos todos los tejidos con intensidades similares

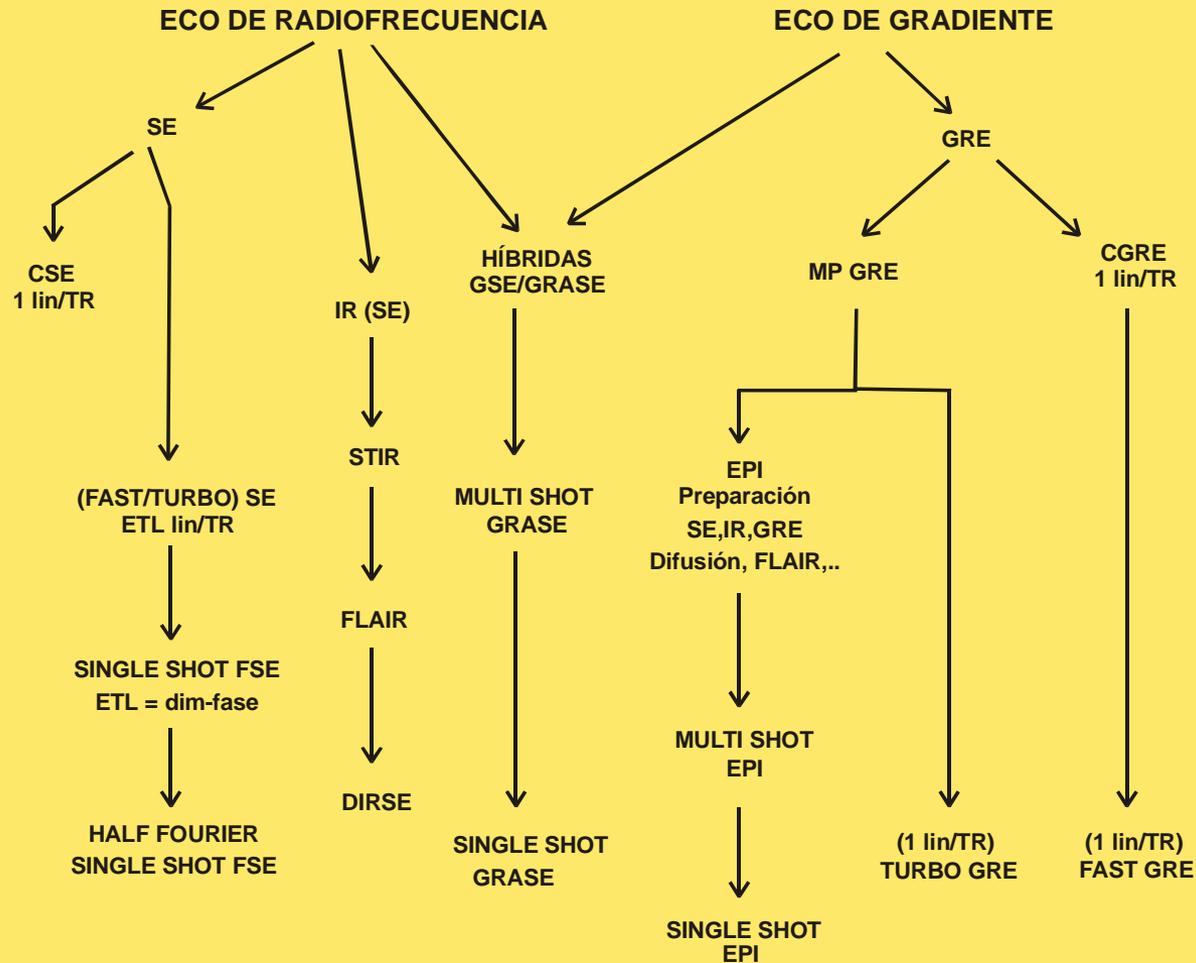
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Para tener como referencia veremos como se relacionan estos parámetros en este ejemplo en un equipo de 1Tesla

| Secuencias | Ponderación | TR | TE | TI | Pulsos | Obs. |
|---------------------------------|-------------|------------------|--------------|--------------|-----------------------|--|
| SE Espin Eco | T1 | 100 – 750 ms. | 30 ms. | | 90 - 180° | Secuencias utilizadas en la mayoría de los protocolos habituales T1. Ya casi no se utilizan los T2 SE por la duración de las secuencias |
| | T2 | 2000 – 15000 ms. | 80 – 500 ms. | | | |
| | D.P | 2000 – 15000 ms | 5 – 30 ms. | | | |
| FSE Espin Eco | T1 | 2000 – 15000ms. | 5 – 30 ms. | 600 - 800 ms | 90 - 180° 70 - 160 | Los nuevos equipos permiten obtener secuencia potenciadas en T2 y T1 en muy cortos tiempos, además de las secuencias que utilizan TI y permiten nuevas utilidades |
| | T2 | 2000 – 15000ms. | 80 – 500 ms. | | | |
| | D.P | 2000 – 15000ms. | 5 – 30 ms. | | | |
| | STIR | 2000 – 15000ms. | 18 – 160 ms. | 120 – 130 | | |
| | FLAIR | 2000 – 15000ms. | 80 – 160 ms. | 2000 - 2300 | | |
| IR | T1 | 500 | 18 | 150 | 180 - 90 | Se utilizan como alternativa del SE potenciada en T1. |
| GRE Secuencias de Gradientes | T1 | 5 – 800 ms | variable | ***** | →90 < 90 | Surgieron en primer instancia como técnicas de adquisición rápida. Actualmente son la base de estudios angiográficos y de Secuencia ultrarrápidas que permiten por ej: evaluar perfusión cerebral o realizar estudios funcionales |
| | T2 | 200 – 800 ms | | | 0 ← | |

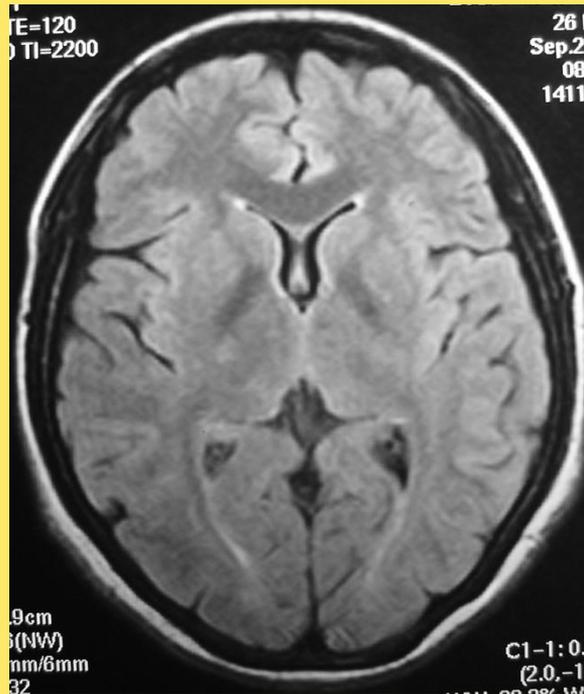
Y el esquema de las diferentes Secuencias de pulsos

SECUENCIAS RÁPIDAS

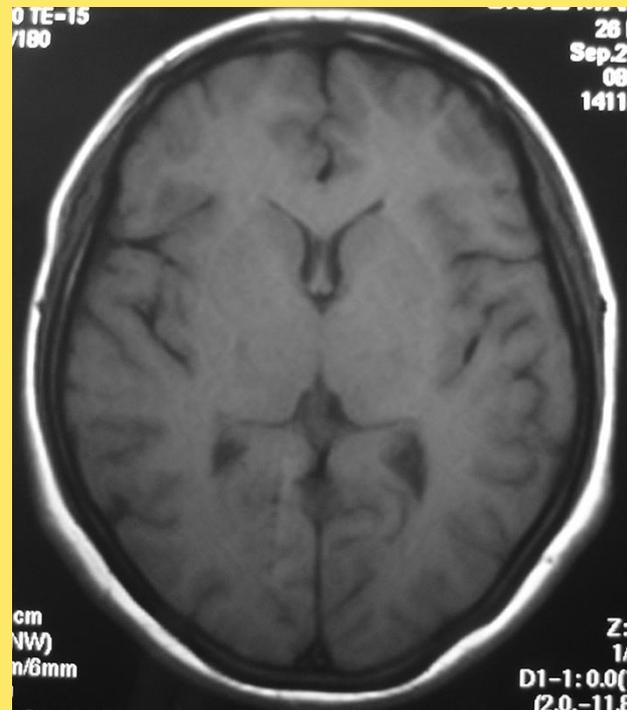


SECUENCIAS

T1: El hidrogeno asociado a moléculas grandes libera su energía mas rápidamente , por lo que veremos la grasa brillante , músculos grises ,agua hipo intensa.

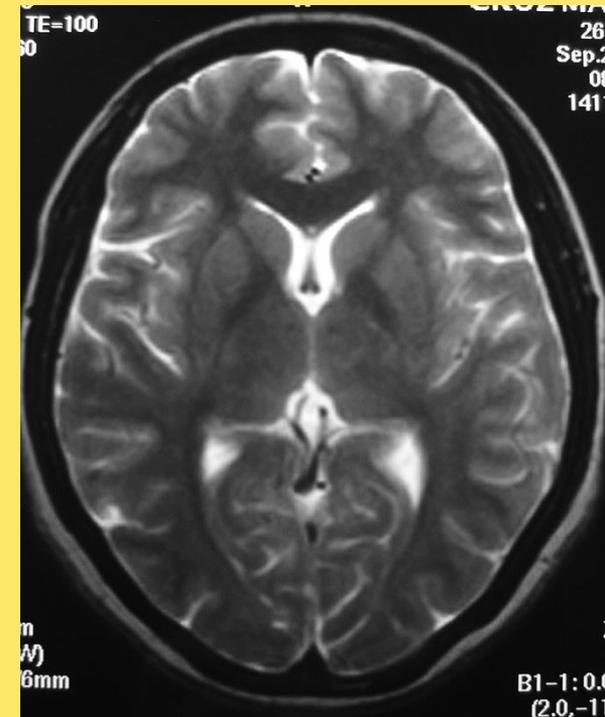


T2: En el liquido libre la energía se libera mas lentamente aquí el agua es hiper intensa , músculos hipo intensos, grasa mas atenuada que en el T1.

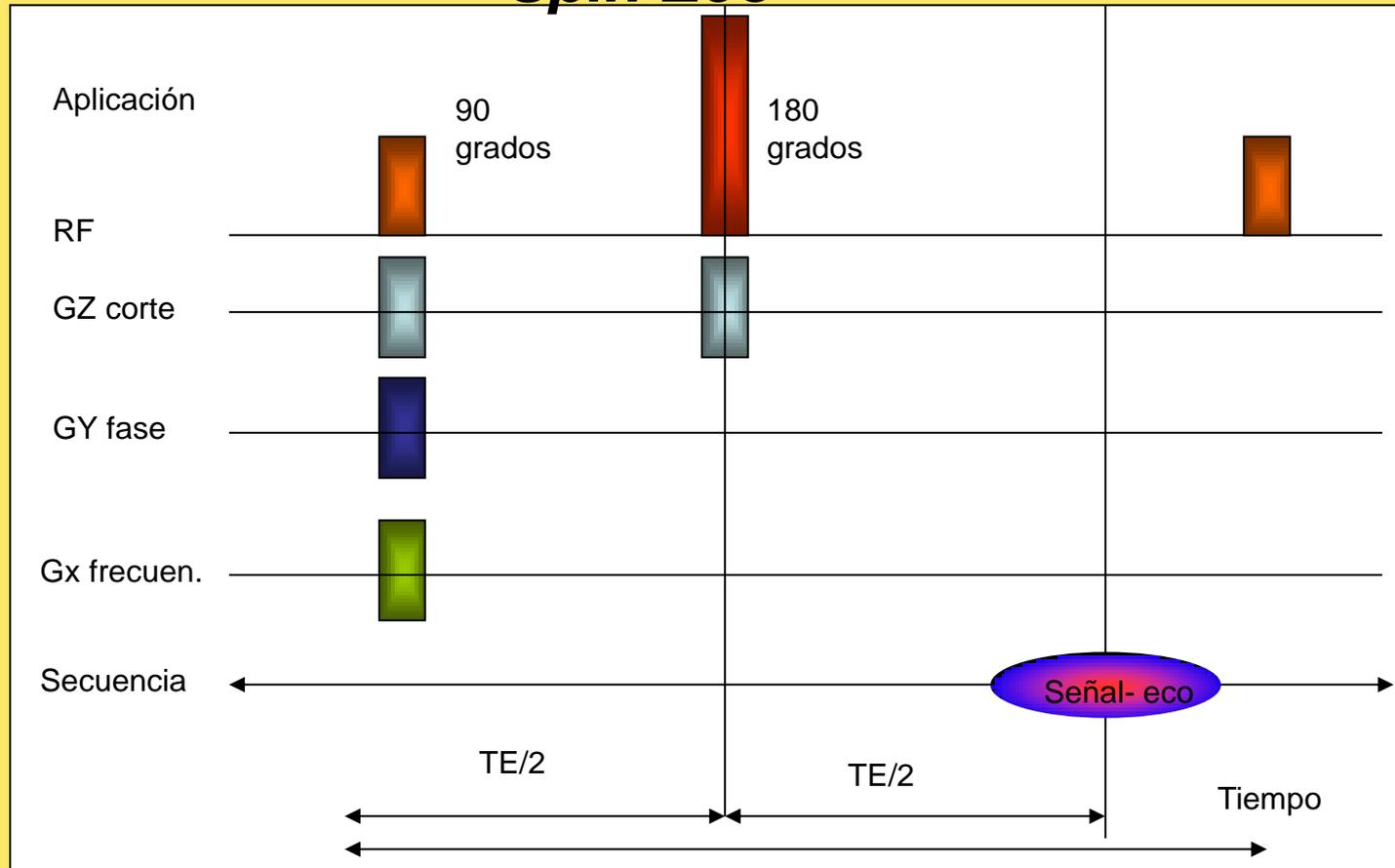


FLAIR

*T2 con saturación del LCR
Mediante un pulso de inversión*



Spin Eco



Comentario

Como vimos la secuencia de pulsos mas utilizadas son las de Spin eco, estas cuentan con un pulso inicial de 90 °que pone en fase los protones y posterior a un tiempo ($TE/2$) se continua con otro de 180° que sirve volver a refasar los protones, dependiendo del TR y el TE estas secuencias pueden potenciarse en T1,D.P y T2

Secuencias de gradientes : GRE

Características y descripción:

Un único pulso menos a 90° ($10^\circ/35^\circ$)



Disminución de la magnetización longitudinal



Aumento de la magnetización transversal



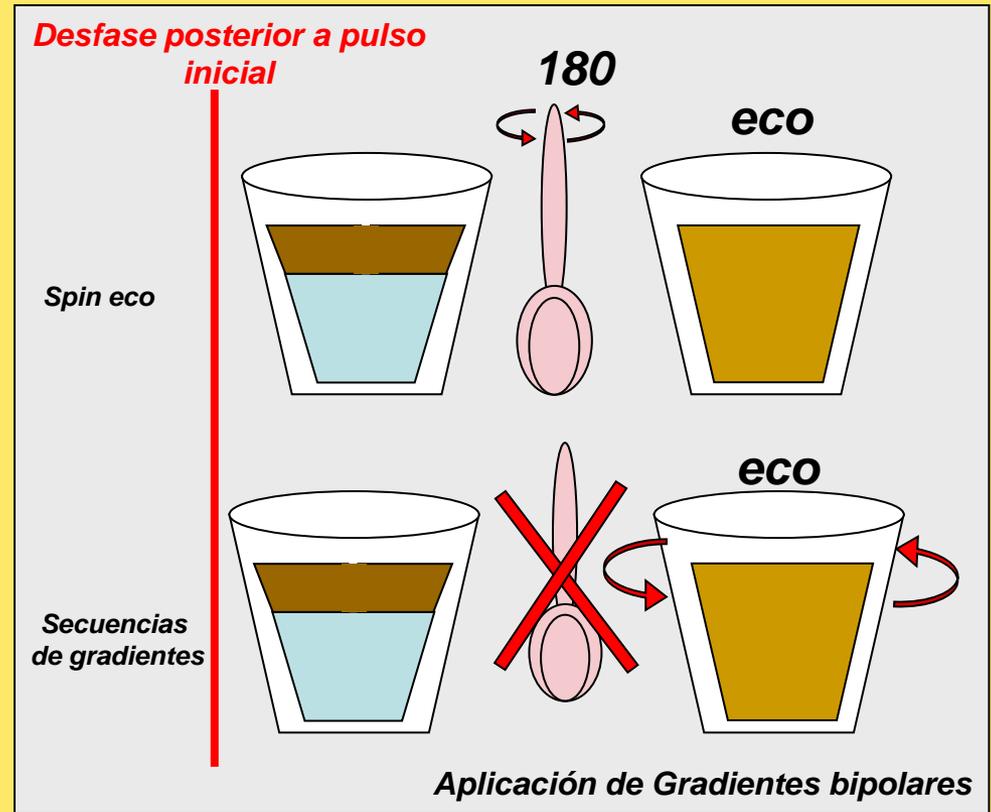
Desfase



Aplicación de un gradiente de campo



Aplicación de un gradiente de campo invertido

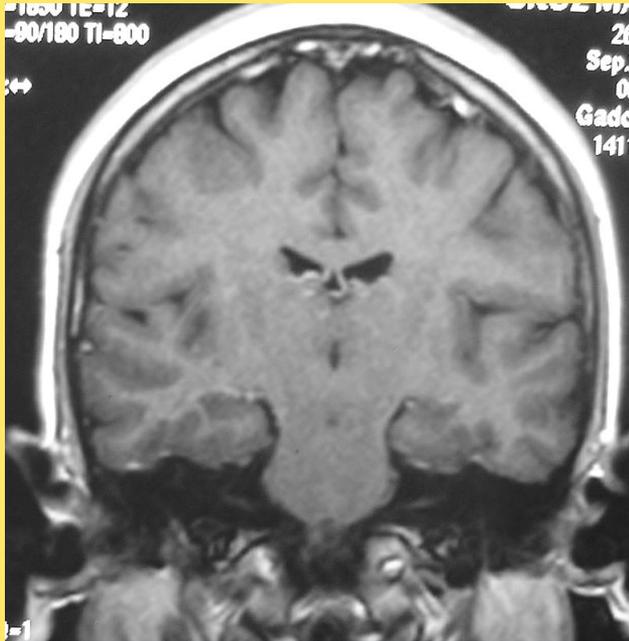


Al no poder usar la cuchara (pulso de 180°), volvemos a hacer homogénea la mezcla (refase) moviendo circularmente el vaso (aplicación de gradientes invertidos) *

Comentario

•no podemos utilizar un pulso de 180 grados porque el TR es muy corto, por ello utilizamos Gradientes de campo

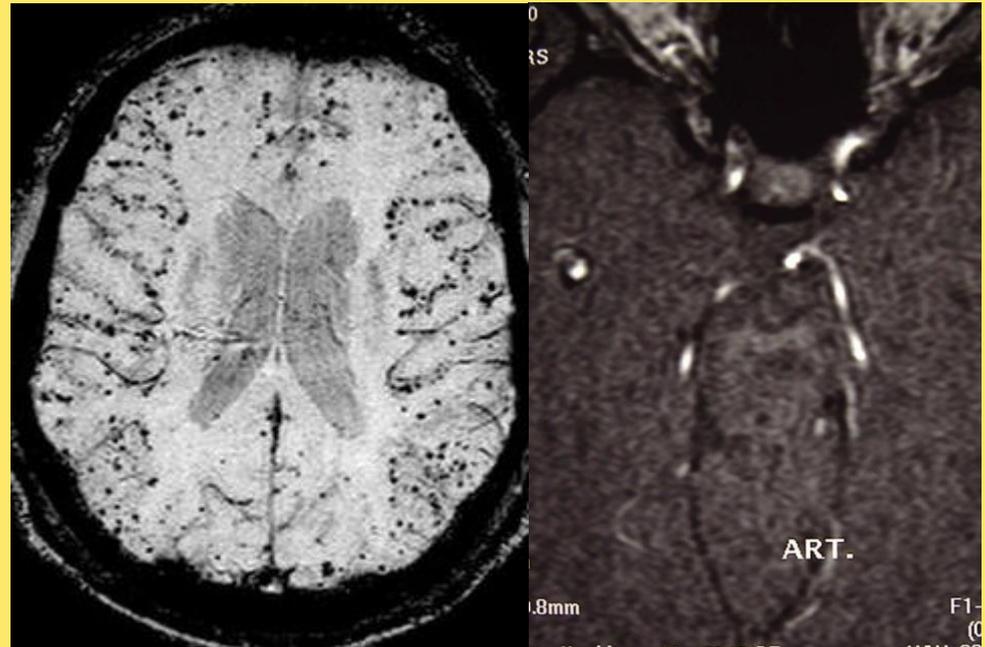
Otras variantes



Secuencias de
inversion - recuperacion

IR:

Se aplica un pulso de RF llamado pulso de inversión, previo a la obtención de imágenes para saturar grasa, agua, silicona , etc.



Secuencia de gradientes

GRE T2*:

Son mas rápidas que las anteriores (Minutos vs segundos) , especiales para hacer estudios dinámicos y detección de micro lesiones con hemosiderina.

Parámetros Técnicos de la imagen

Parámetros de la imagen

Planos. Plane

Area. F.O.V (*fiel of view*)

Matriz. Matrix

Lecturas. Nex. NAQ

Espesor. thiknnes

Ínter espacio.

Anchura de banda. BW

Tren de ecos. Echo Train

Tiempos:

Tiempo de adquisición. Time.

Tiempo de repetición. TR

Tiempo de eco. TE

Tiempo de inversión. TI

Parámetros de la imagen

Planos. Plane

Area. F.O.V (*fiel of view*)

Matriz. Matrix

Lecturas. Nex. NAQ

Espesor. thiknnes

Ínter espacio.

Anchura de banda. BW

Tren de ecos. Echo Train

Tiempos:

Tiempo de adquisición. Time.

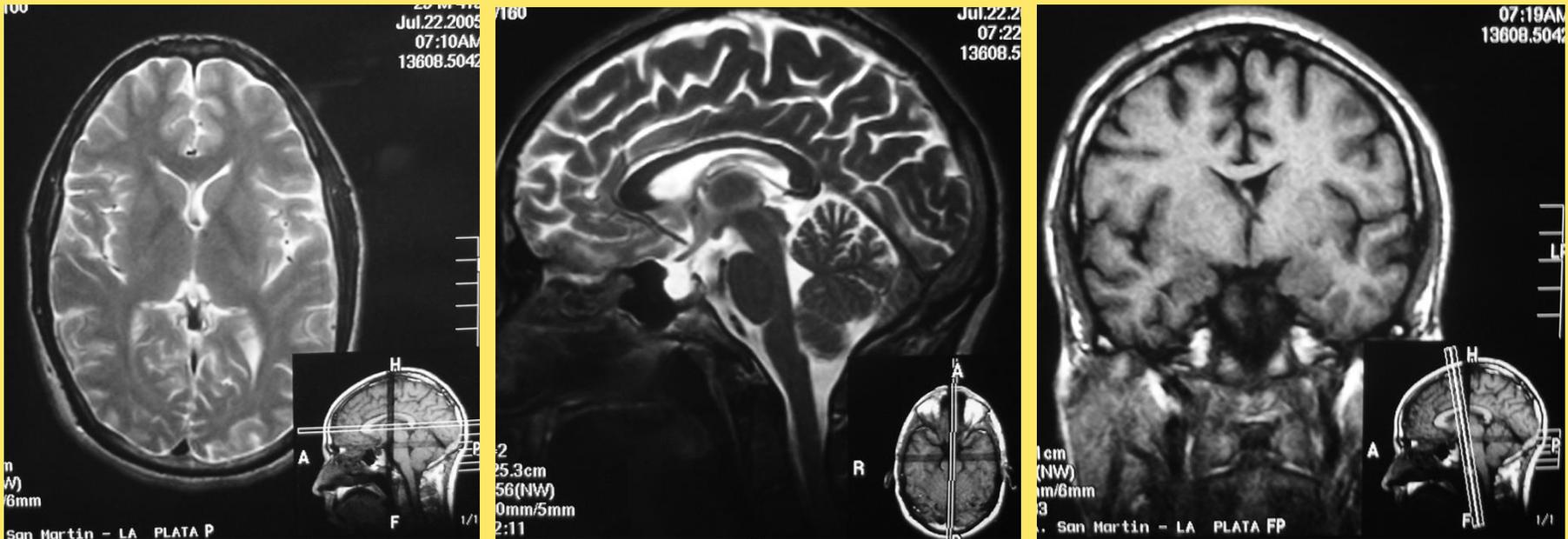
Tiempo de repetición. TR

Tiempo de eco. TE

Tiempo de inversión. TI

Plano *Plane*

La RNM nos posibilita obtener imágenes en infinidad de planos, partiendo de los 3 principales.



Comentario

Como vemos en los esquemas, podemos partir de cualquier plano podemos programar secuencia de imágenes , o bien, obtener volúmenes 3D con reconstrucciones posteriores que nos permitan evaluar estructuras anatómica en particular.

Ej: Planificación de sagitales oblicuos en rodilla para evaluación de ligamentos cruzados.

Ej. Axiales oblicuos para evaluar C.A.I en ángulo pontocerebeloso.

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Caso A



Planificación con F.O.V 16 cm



Area
F.O.V
(field of view)

Caso B



Planificación con un F.O.V 45 cm

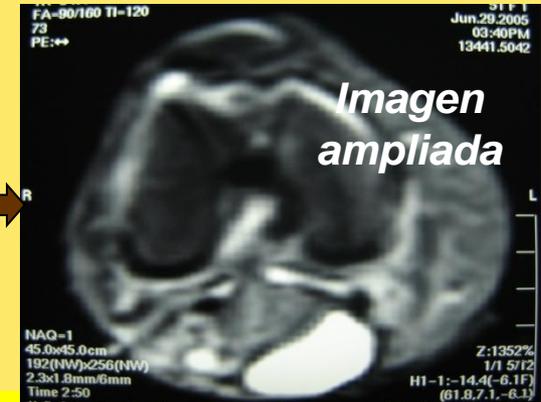


Imagen
ampliada

Comentario

Como vemos en el caso A, sobre una imagen axial programamos axiales con un área de 16 cm, obteniendo imágenes de buena resolución espacial y con escasa Relación señal-ruido (SNR), mientras que en caso B con un área de 45 cm, la imagen obtenida será mas pequeña de baja resolución espacial, aunque con mejor SNR(es decir que para que resulte de tamaño similar al a del caso A, habría que ampliarla),

Resumiendo:



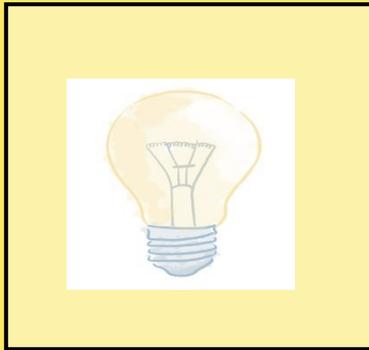
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Matriz (Matrix):

Veamos este ejemplo:

**Tomaremos como referencia un píxel
(imagen de la lámpara),**

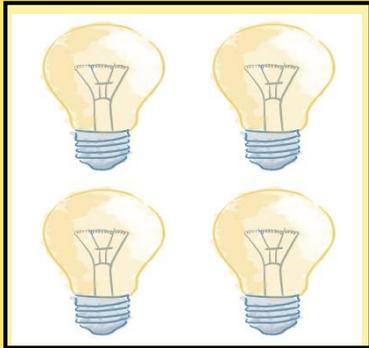
**y un marco de medidas fijas : Area de estudio
(F.O.V)**



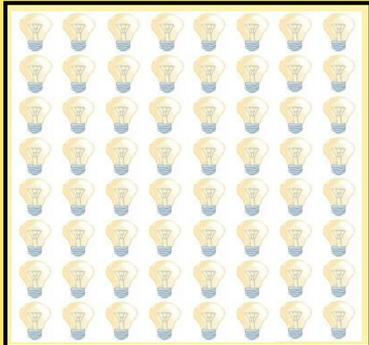
N cm

N cm

- **Cuantas mas lámpara incluyamos en el marco, mas pequeñas deberán ser**
- **el tamaño de las lámparas define:**
- **La cantidad de luz que es capaz de darnos (señal)**
- **La definición focal de lo que queremos iluminar (resolución espacial)**



Matriz de 4x4

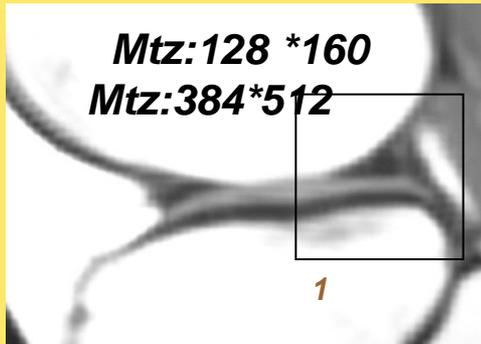


Matriz de 8x8

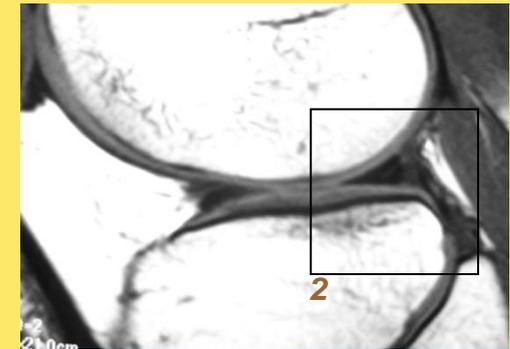
Resumiendo:

a  **Matriz :**  **Resol. Espacial**  **SNR**

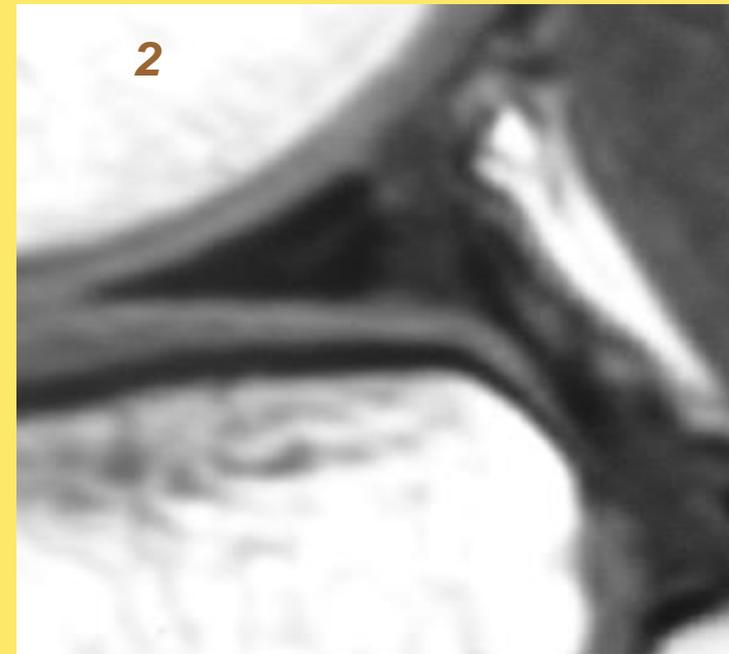
a  **Matriz :**  **Resol. Espacial**  **SNR**



Matriz (Matrix):



Imágenes realizadas con la misma área



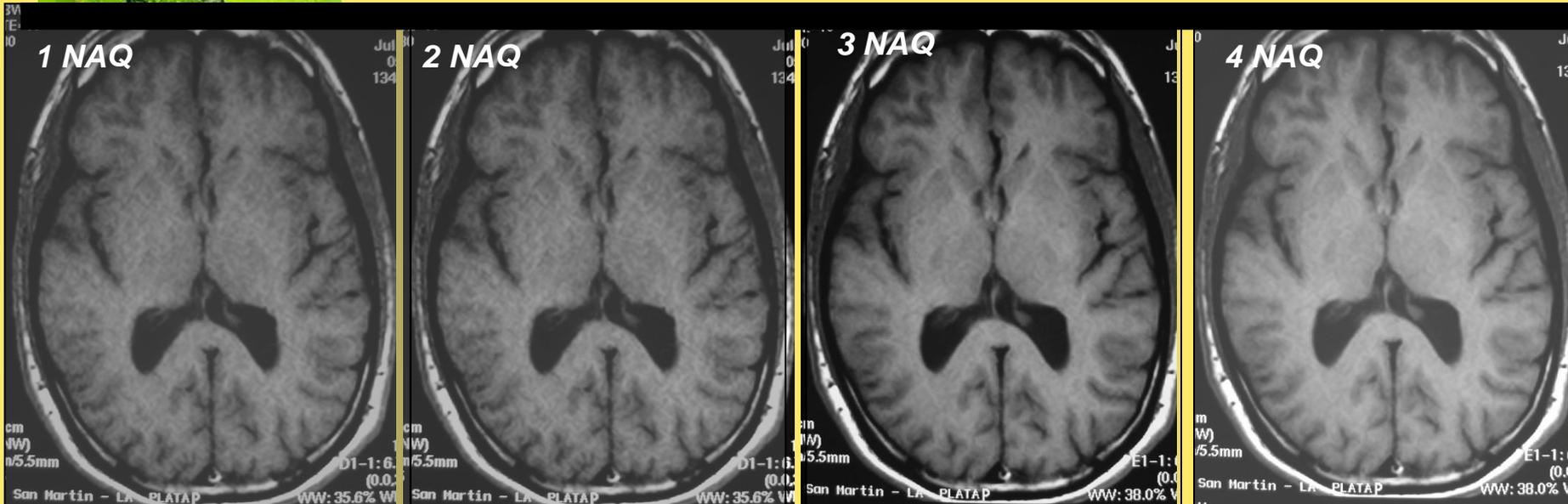
Comentario

Como vimos anteriormente, en este ejemplo podemos evidenciar que a mayor matriz (1) : tenemos mejor señal y menor resolución espacial (en la ampliación distinguimos los pixeles), en tanto con mayor resolución (2): la señal disminuye en tanto la resolución espacial aumenta(aún ampliando la imagen no distinguimos los pixeles).



Lecturas *Nex. NAQ*

Podemos obtener los datos de nuestras imágenes con una o varias lecturas (Nex / NAQ), al igual que sucede cuando pintamos una pared, cuanto mas capas de pintura superpongamos mas nítidos quedaran los colores, pero debemos considerar que también tardaremos mas tiempo en terminar de pintar la pared...



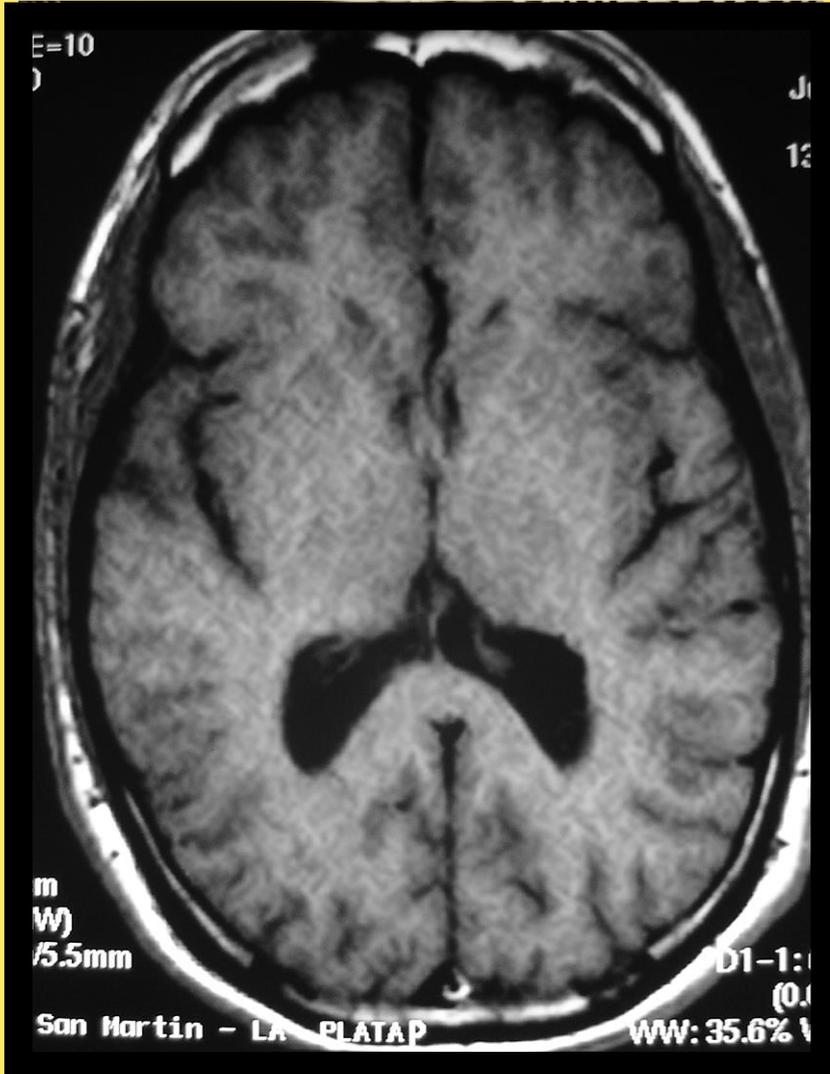
Comentario



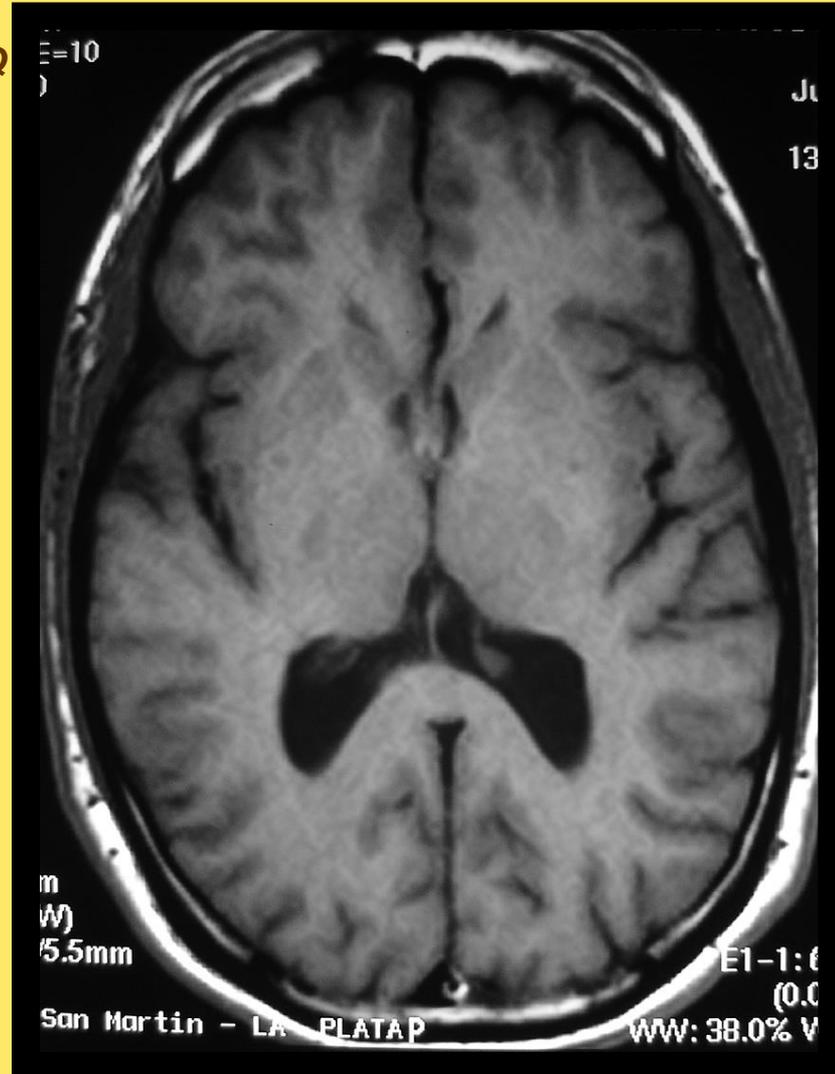
Lecturas

1 Lectura

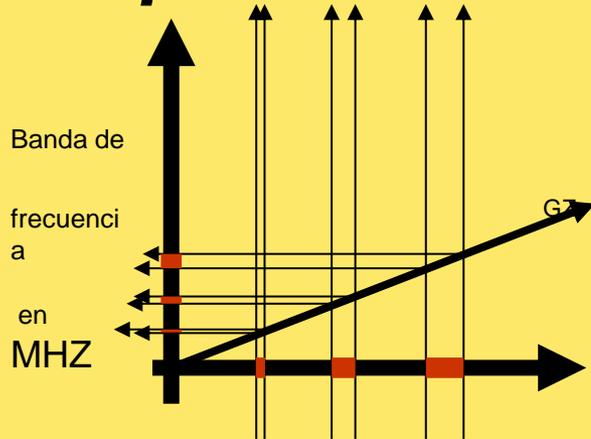
4 Lecturas



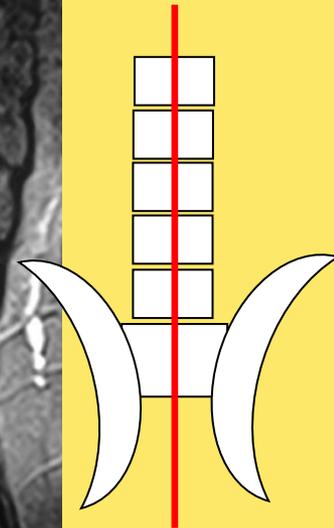
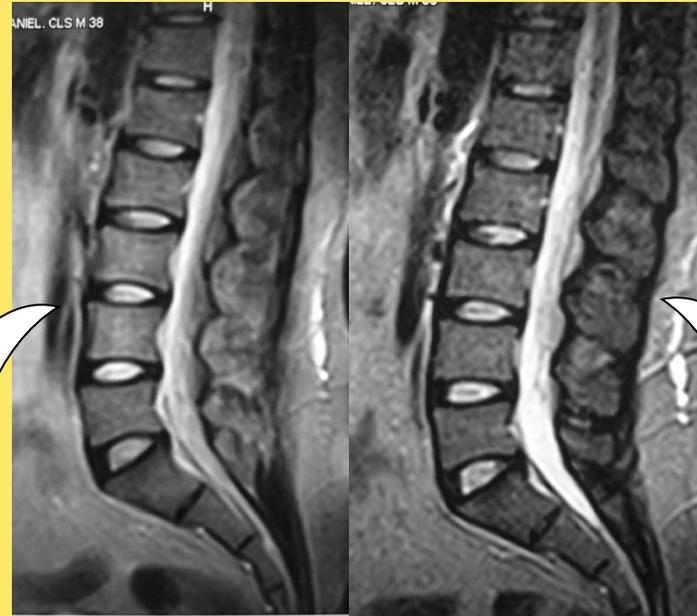
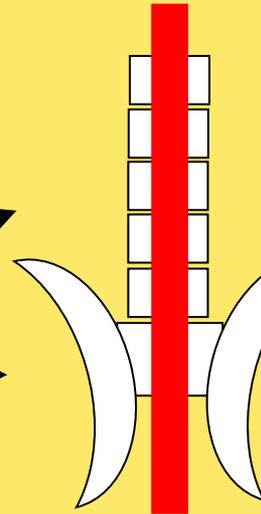
Nex. NAQ



Espesor *thiknnes*

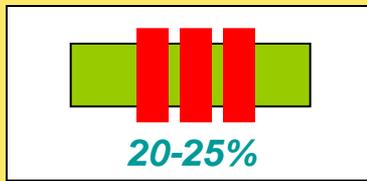
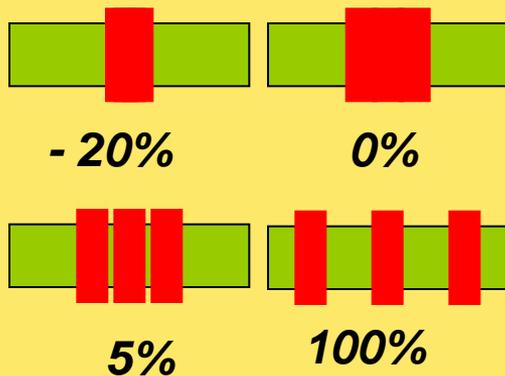


Como vimos anteriormente, el espesor de corte se define por la aplicación de un gradiente en el eje Z, y el correspondiente banda de frecuencias .



Observemos como los espesores simulados en los esquemas nos brindan diferentes imágenes, mientras que la de la izquierda tiene mejor SNR, la de la derecha nos permite ver en detalle y sin volumen parcial las estructuras mediales del canal medular

Íter espacio *Gap*



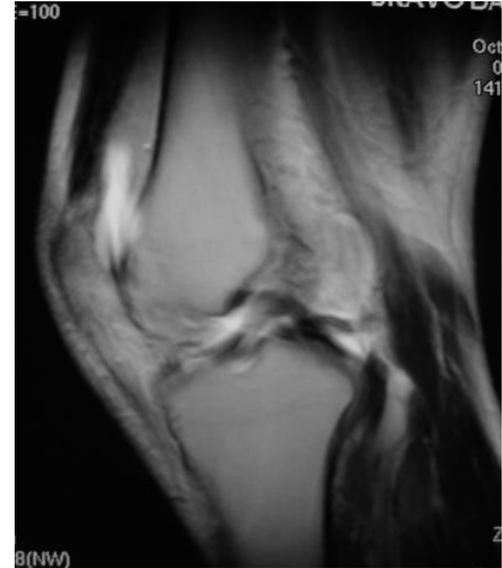
Otro de los parámetro que debemos estimar es el gap, generalmente éste se estima en un porcentaje del espesor de los cortes, como vemos en el esquema.

Como la zona de inter-espacio no tendrá traducción en imagen, tenderemos a reducirla, sin embargo, cuando dos cortes se encuentran muy próximos, aumenta el ruido en la lectura de ambos, en esta solución de compromiso se recomienda que el mismo oscile entre el 20% y el 25 %

Espesor *thiknnes*

Este ejemplo es similar al anterior, nótese que en un mismo plano, dos espesores de corte marcadamente diferentes modifican la visualización de las estructuras; esto supondría que lo óptimo es utilizar espesores lo más pequeño posible, pero en este caso también se presenta un condicionante, ya que si bien a menor espesor de corte mayor será la Resolución espacial, menor será la SNR.

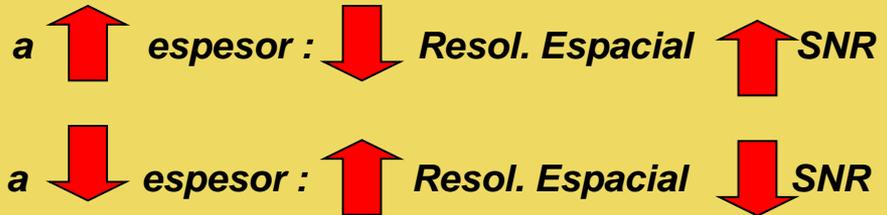
23 mm



4 mm



Resumiendo:



Utilizar TR largos aumenta el tiempo de adquisición.

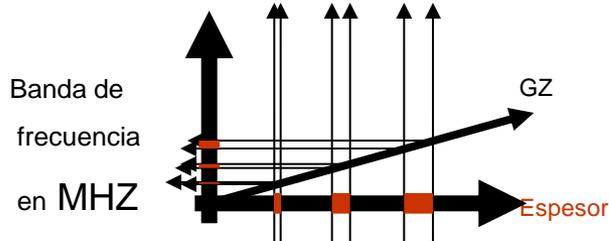
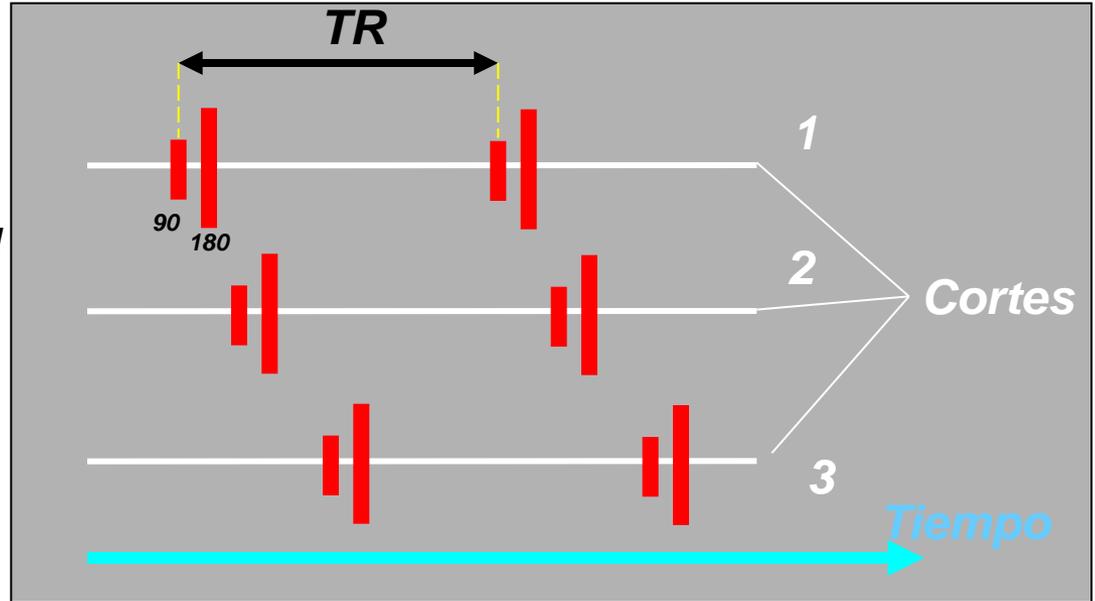
Para morigerar el tiempo de estudio podemos utilizar tren de ecos.

¿Cómo hacemos?:

mientras esperamos que transcurra el TR sobre un corte, aprovechamos ese tiempo para medir sobre otro corte.

Este mecanismo es el que por ejemplo nos permite suplir secuencias SE ponderadas en T2, por otras más rápidas como (FSE, TSE).

Tren de ecos *Echo Train*



Ancho de banda BW

Varía según las características del equipamiento (ej. Amplitud máxima de gradientes), someramente podemos decir:

*Interviene en la selección de espesor de corte.

*Influye sobre la cantidad de corte.

*Modifica la aparición de artefactos por desplazamiento químico.

Tiempo de adquisición

acquisition Time - Time

Esta es la ecuación básica para calcular el tiempo que el equipo va a requerir para la adquisición de una secuencia de imágenes, cuando calculamos la duración del estudio sumando los tiempos de adquisición de las secuencias, debemos considerar que , por un lado, cada una de ellas tiene un tiempo de pre-scan, y que además se suma el tiempo requerido para la preparación del paciente y la planificar adecuadamente las secuencias

$$\mathbf{Tiempo = TR . Cod. Fase. NAQ}$$

Repasemos:

Tiempo de adquisición es igual al producto entre el Tiempo de Repetición (en milisegundos) , la codificación de fase (Nº de píxeles), y la cantidad de lecturas

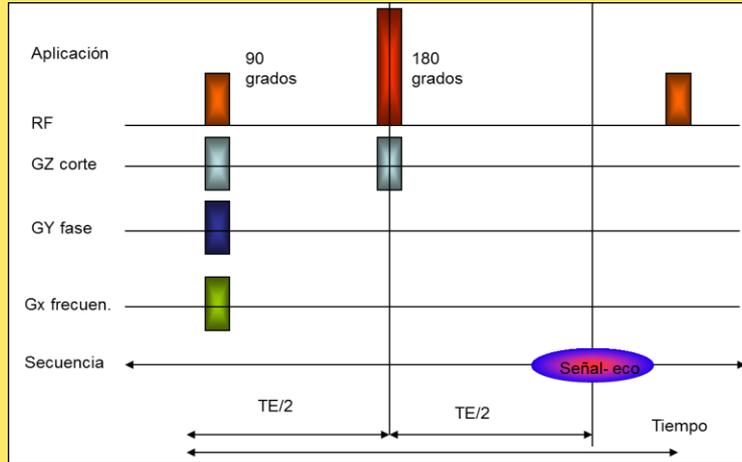
Ejemplo:

Para una secuencia donde el TR es de 100 ms, la codificación de fase es de 1280 píxeles, y se realiza una única lectura, el tiempo de adquisición es de 12.8 segundos.

Tiempo de Repetición

Es el tiempo transcurrido entre dos ^{TR}módulos básicos de pulsos.
(SE de 90 a 90. IR de 180 a 180)

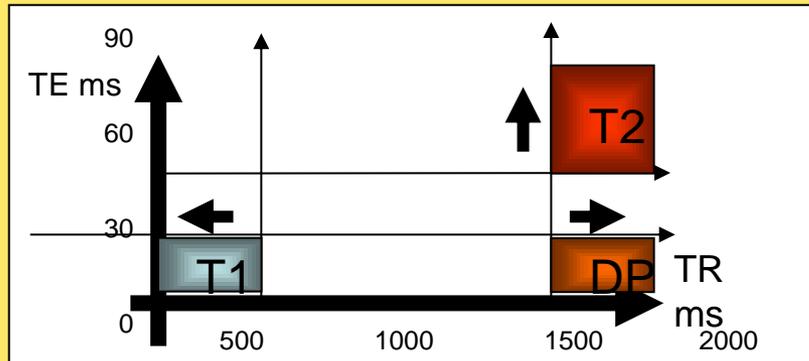
(tiempo en que se repiten las secuencias de pulso a lo largo de la obtención de la imagen)



En este esquema que ya hemos visto, podemos apreciar cual es la relación del TR con la emisión de los diferentes pulsos de RF que conforman la secuencia

De igual modo en el siguiente esquema repasemos como la variación del TR condiciona la ponderación de las secuencias

Cuando el TR es corto, los protones de cada tejido habrán recuperado diferencialmente su magnetización Longitudinal. Diferencia entre los T1 de los tejidos



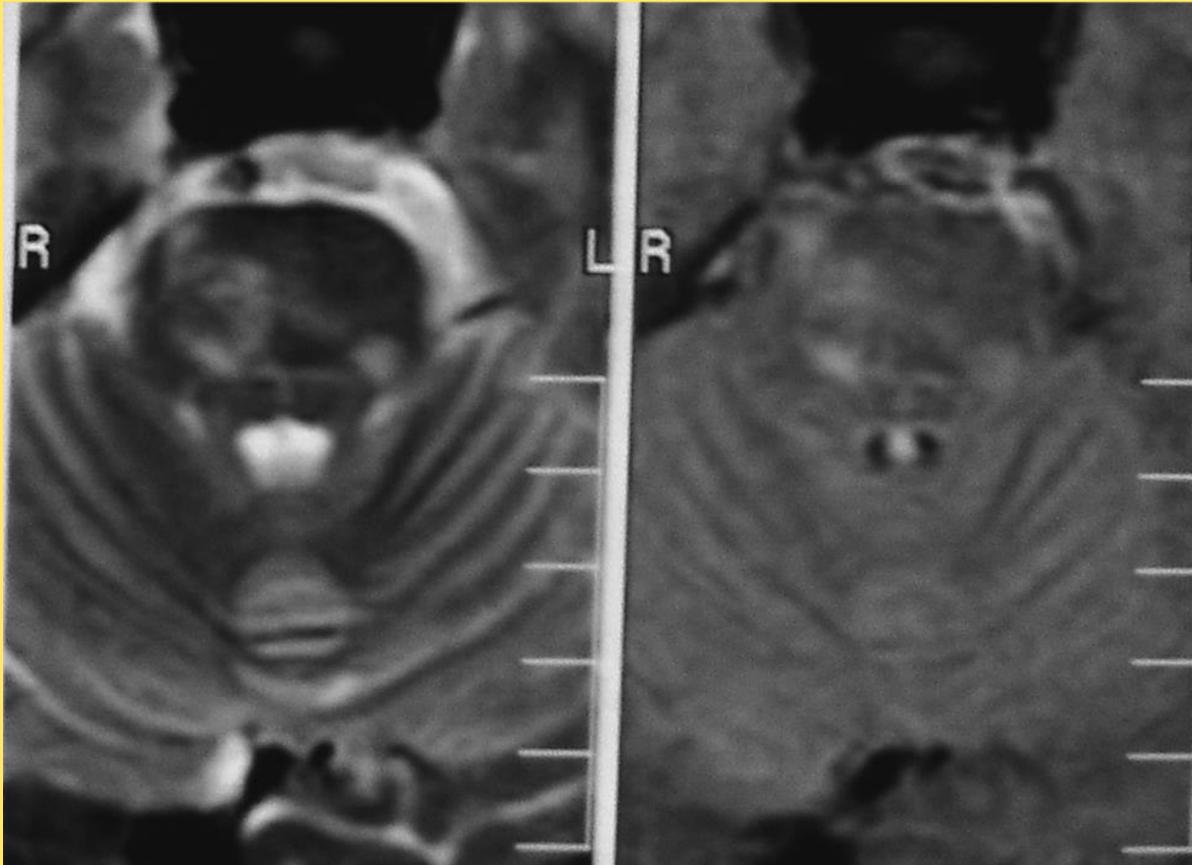
Cuando el TR es largo, los protones de cada tejido habrán recuperado en casi su totalidad la magnetización Longitudinal. Diferencias entre tejidos por efecto T2

Tiempo de eco

TE

**Tiempo transcurrido luego del primero de un módulo básico de pulsos.
(en secuencias SE-FSE, $90 - TE/2 - 180 - TE/2$)**

TE= 110 ms



TE= 19 ms

T2

Densidad protónica

Tiempo de Inversión

TI

Tiempo entre el pulso de 180 grados y el de 90 grados en secuencias IR



TI: 120

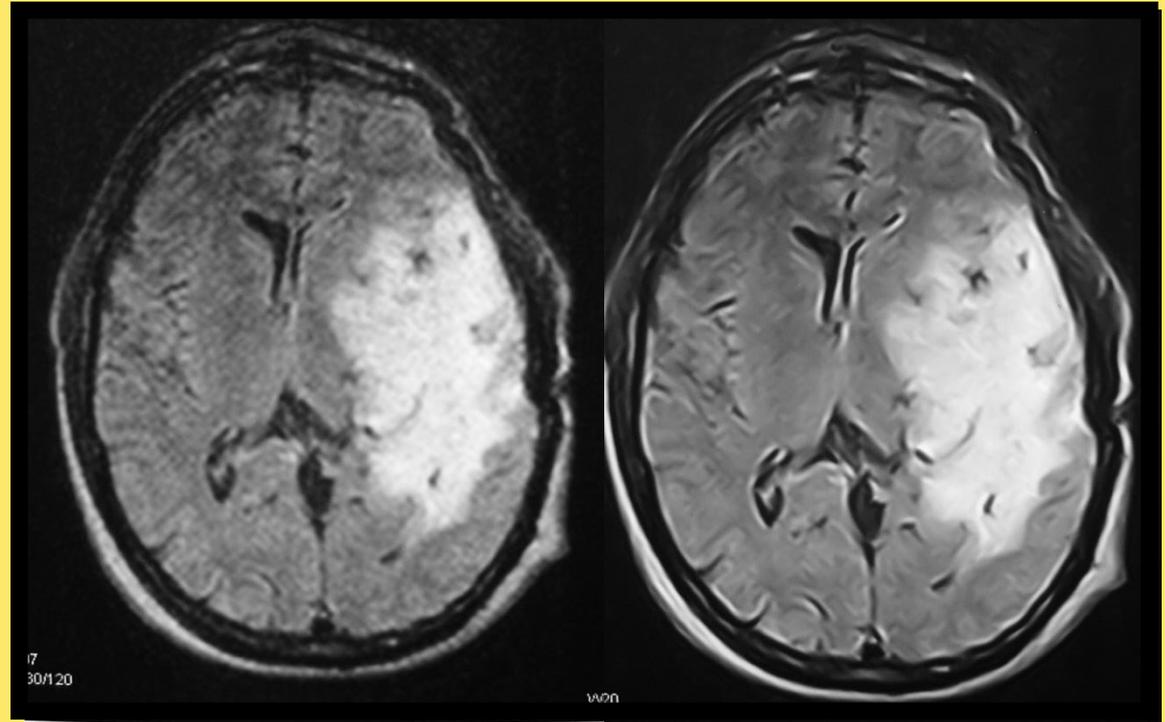


TI: 161

Dependiendo de la intensidad del CME, podemos definir el TI, para saturar selectivamente la grasa, el agua, siliconas, LCR, etc.

Filtros:

Existen programas que permiten modificar la apariencia de las imágenes una vez obtenidas, generalmente lo consiguen interpolando pixeles de la matriz de adquisición, su mejora la apariencia de las imágenes, pero usados en exceso suprime bordes y/o diferencia de intensidades que son necesarias para identificar anomalías o patologías.



Sustancias de Contraste



Gadolinio :Elemento químico metálico, símbolo Gd, número atómico 64 y peso atómico 157.25, perteneciente al grupo de las tierras raras.

Efecto:

Acorta el T1 de la sangre: de 1.2 segundos a un rango de 50 - 100 ms.

Administración:

Vía intravenosa: En estudios convencionales se utiliza en forma comparativa sobre secuencias T1. (una previa a la administración y otra/s posteriores).En caso de Estudios vasculares/ dinámicos se administra con o sin bomba inyectora, retardando el mapeo de imágenes con tiempos estimados según cada caso.

Dosis(*): 0,2 ml/ kg

0,1 ml/ kg

0.3 ml/ kg

Velocidad promedio de administración: 2ml/ seg.

Delay (): Ej : Art. Pulmonar 10 seg**

Art. aorta 15 seg

Riñones 24 seg

(*) Diferencia planteada de acuerdo con la bibliografía consultada.

()Tiempo entre el comienzo de la inyección y el inicio del estudio.**

Comentario

Existen varias sustancias que se emplean en Resonancia Magnética valiéndose de las diferencias en su tiempo de relajación con respecto a el resto de los tejidos. El mayormente empleado el Gadolinio ,pero también se utilizan otros como por ejemplo el compuestos ricos en hierro para estudios hepáticos y de glándulas suprarrenales.

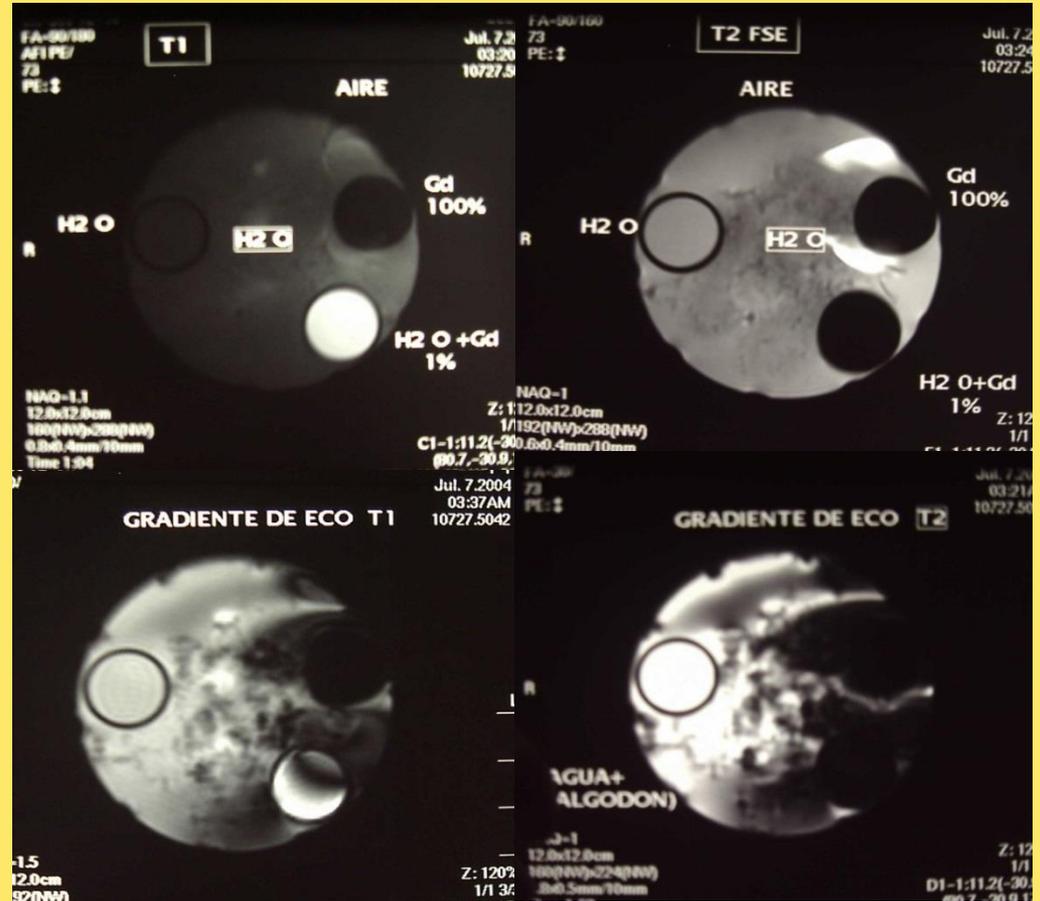
Gadolinio

Realizamos una prueba para mostrar la traducción del uso de gadolinio en RMN en varias concentraciones, distintas secuencias de pulso y diferentes tiempos de relajación:

Tres jeringas fueron introducidas en un recipiente con agua (agregando algodón como soporte); la primera llena de gadolinio al 100%, la segunda con gadolinio al 1% y la tercera solo con agua.

Nótese que en las diferentes secuencias de pulso solo la segunda demostró ser hiperintensa en T1 e hipo intensa en T2

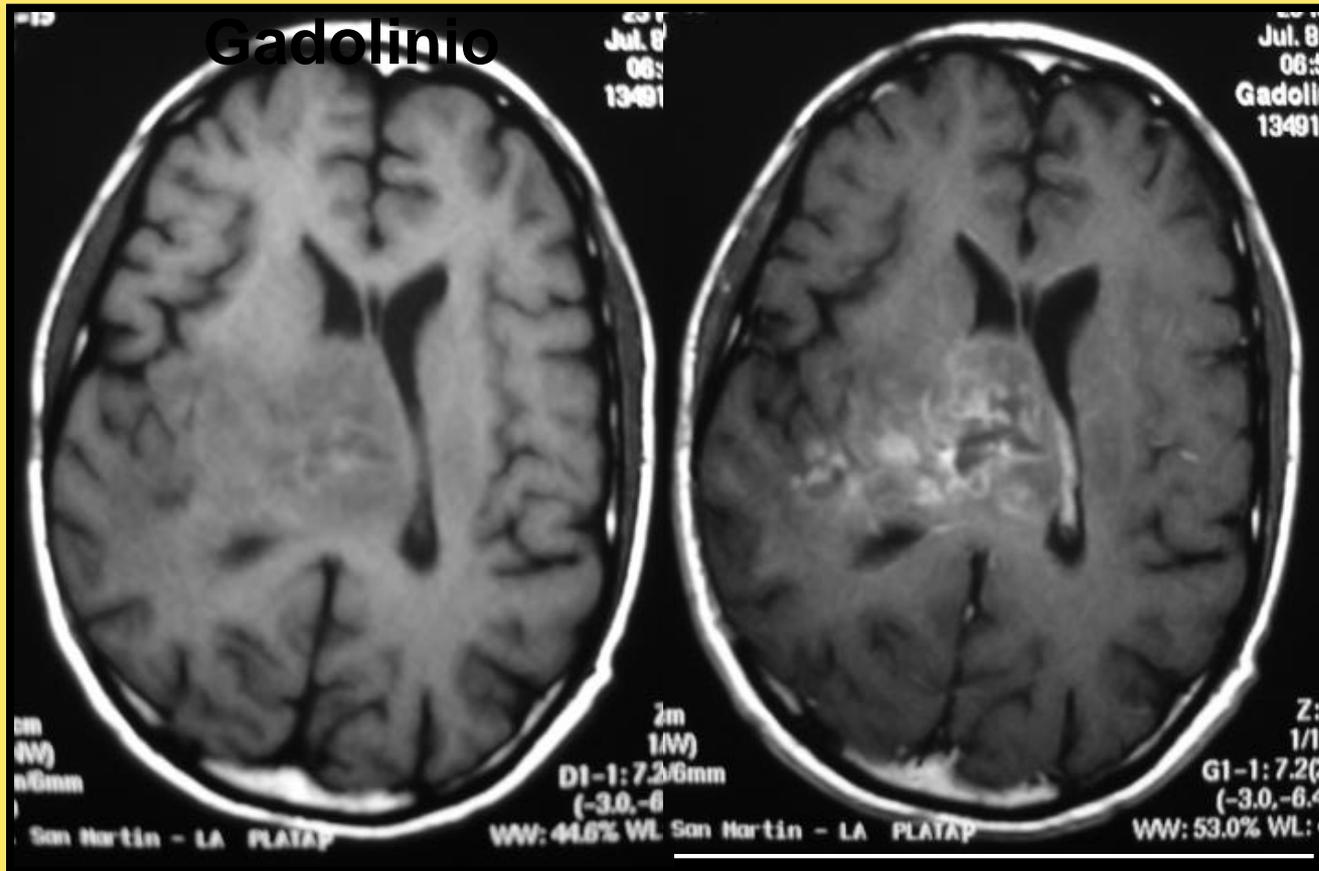
Como conclusión podríamos decir que :



El gadolinio es una sustancia de contraste intravenoso que se utilizado en concentración del 1%,(respecto al volumen del torrente sanguíneo) acorta el T1 de la sangre, y por ende en secuencias ponderadas en T1, aumentando la intensidad de tejidos tumorales, inflamados o infectados, Además de mejorar y posibilitar la evaluación del flujo sanguíneo en estudios vasculares.

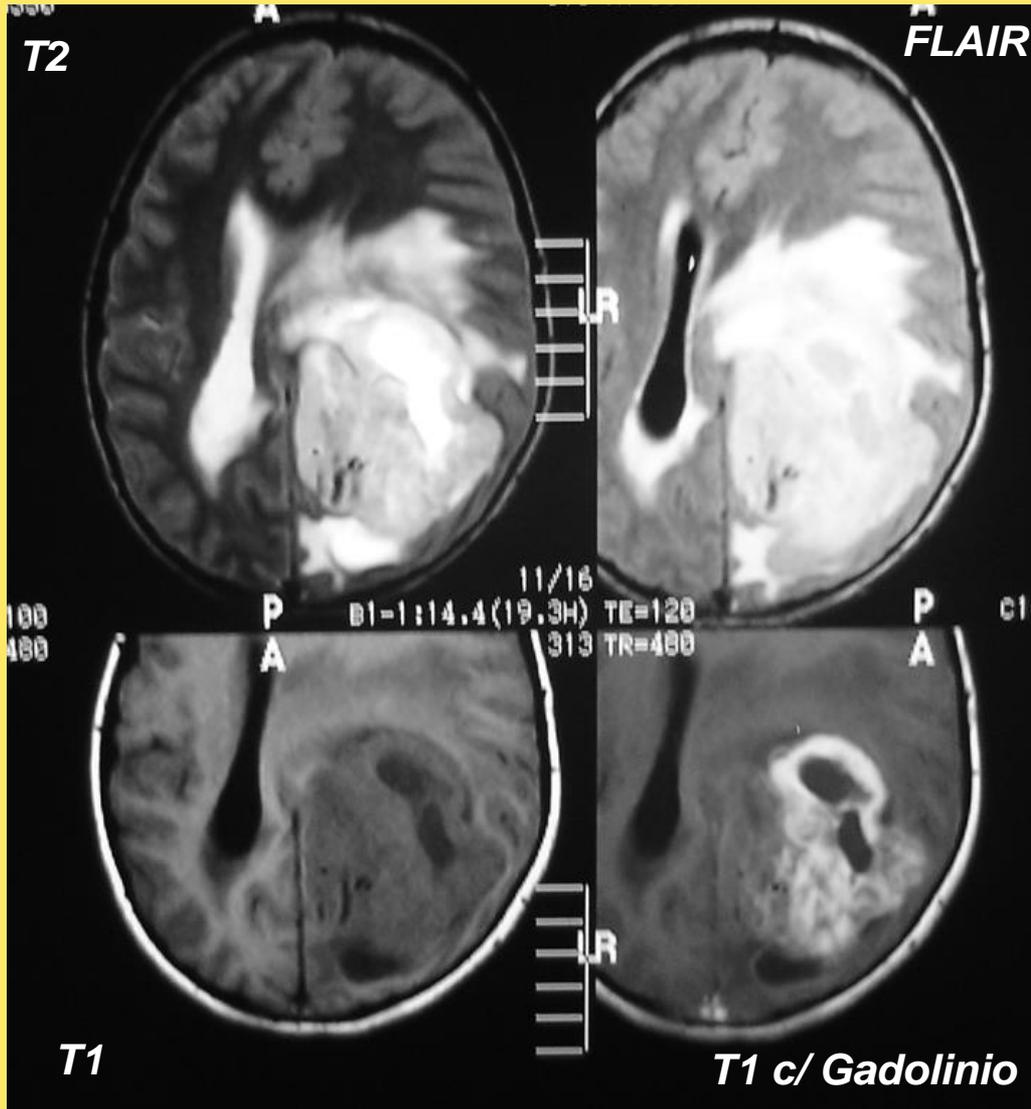
Contraste endovenoso :

Gadolinio



En estas imágenes de FSE, ponderadas en T1 podemos evaluar una imagen anormal en el encéfalo previa y posteriormente a la administración de Gadolinio por vía EV

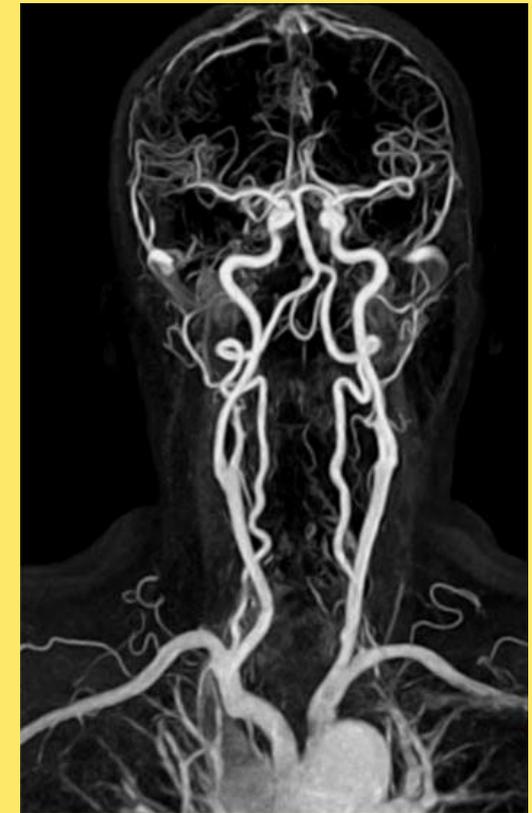
Contraste endovenoso : Gadolinio



Ej:

Tanto el T2 como el FLAIR, ponen en evidencia la hiperintensidad de los líquidos (en este caso edema y LCR), en tanto las dos inferiores, se observa la ausencia de hiperintensidades en T1 s/ gadolinio y el realce heterogéneo de la lesión posterior a la administración del mismo

Contraste endovenoso : Gadolinio



En este caso tenemos la posibilidad de evaluar una anomalía de tres modos:

En 1 secuencia de Spin Eco(flujo anintenso- lesión ligeramente híper intensa en T2)

En 2 Sec. de Gradiente de eco c/ gadolinio en fase arterial (vasos híper intensos- lesión hipo intensa)

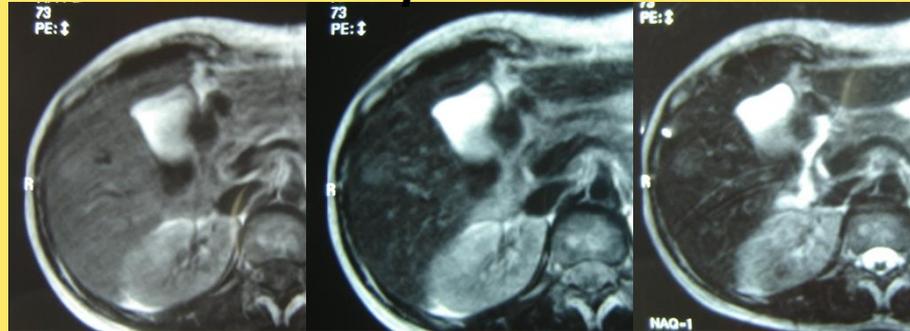
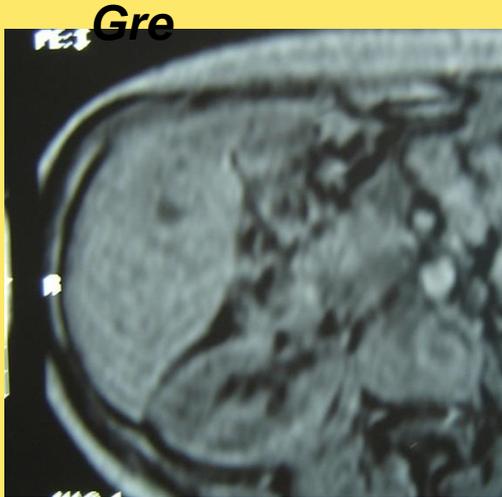
En 3 Sec. de Gradiente de eco c/ gadolinio en fase venosa (vasos híper intensos- lesión híper intensa)

En este caso , con secuencias rápidas y de alta resolución , la utilización de bobinas combinadas (Phase array) y gadolinio, puede lograrse la adquisición selectiva de imágenes vasculares en tiempo arterial.

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Imagen hepática estudiada dinámicamente por RNM con Contraste EV.

Spin Eco



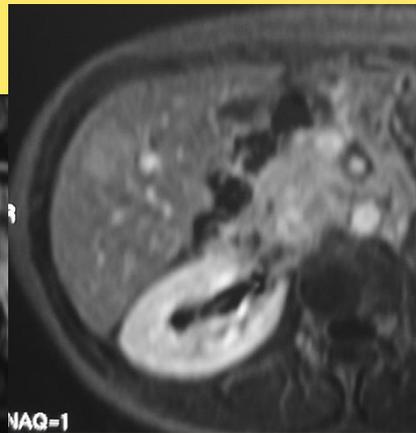
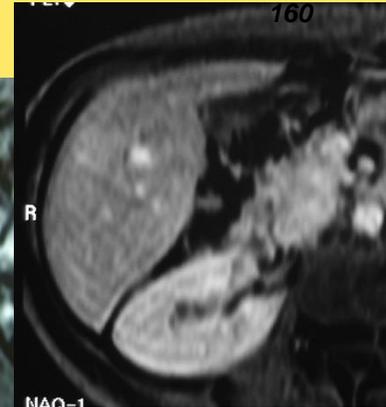
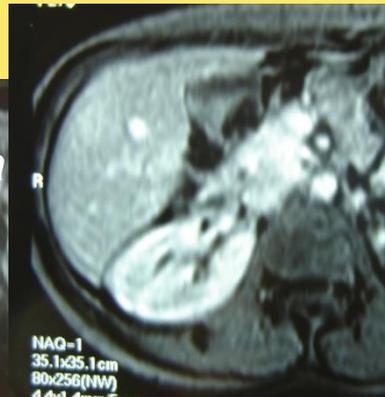
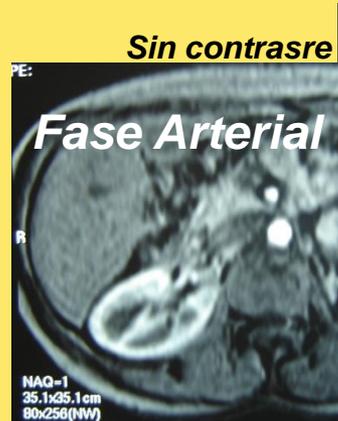
T1

T2

5000
91

T2

5000
160



**Tardío 15 minutos
15 ml de Gadolinio**

Tardío 5 minutos

Aquí tenemos un ejemplo de como se comportan algunas lesiones ante la administración de gadolinio en distintas imágenes obtenidas antes y después de la misma

ARTEFACTOS

¿Qué son?

Son defectos producidos durante la recolección de datos o la formación de la imagen que alteran la inter fase entre tejidos o la relación geométrica de la anatomía, degradando la calidad de imagen y por ende pudiendo interferir en el diagnóstico.

Artefactos:

Existen múltiples factores que alteran la calidad de las imágenes de Resonancia magnética, ellos son:

Susceptibilidad magnética.

Metálicos

Cosméticos

Movimiento.

Gibbs.

Truncación.

Enrollamiento.

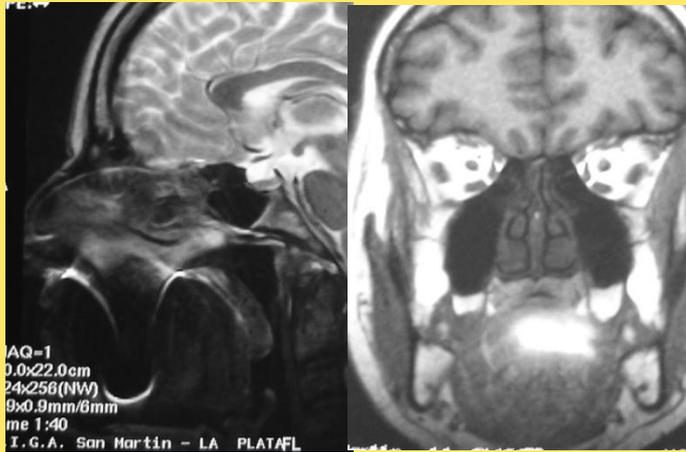
Del ángulo mágico.

Desplazamiento químico.

Vacio por flujo.

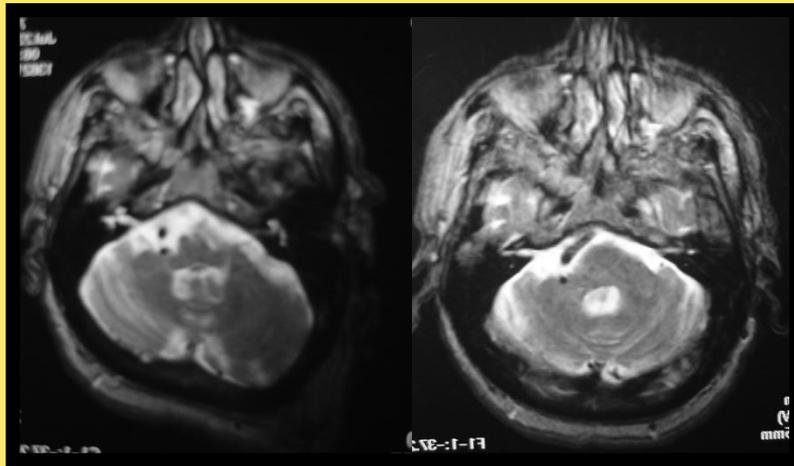
A continuación mostraremos alguno de ellos, pero para mejor caracterización y detalle sugerimos visitar el siguiente blog STIM, donde encontrarán una excelente e instructiva presentación realizado por el Lic.Ariel Berjon <http://imagenes-medicas.blogspot.com.ar/2010/05/artefactos-en-irm-causas-y.html>, también recomendamos profundizar el estudio sobre los distintos modos en que podemos mitigar sus efectos.

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Artefactos metálicos : Son aquellos que se producen por la presencia de metales, ferromagnéticos o no, en el área de estudio o cercana a la misma

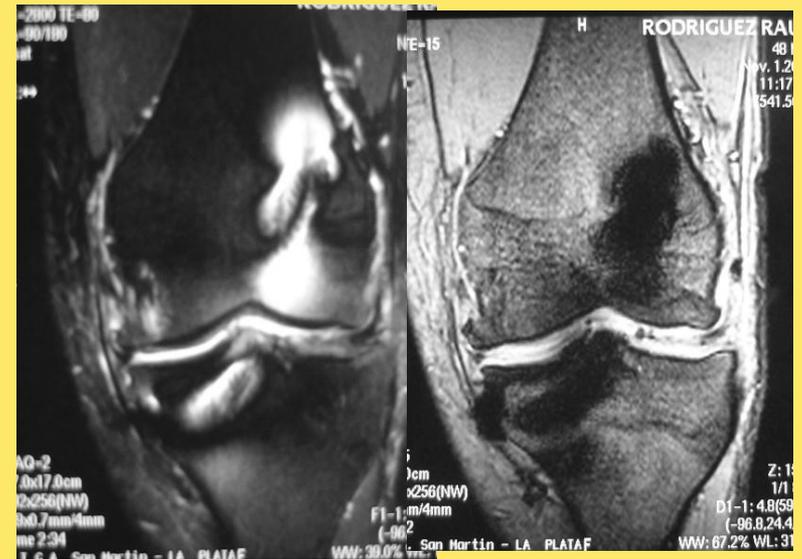
Artefacto producido por implante dental removible



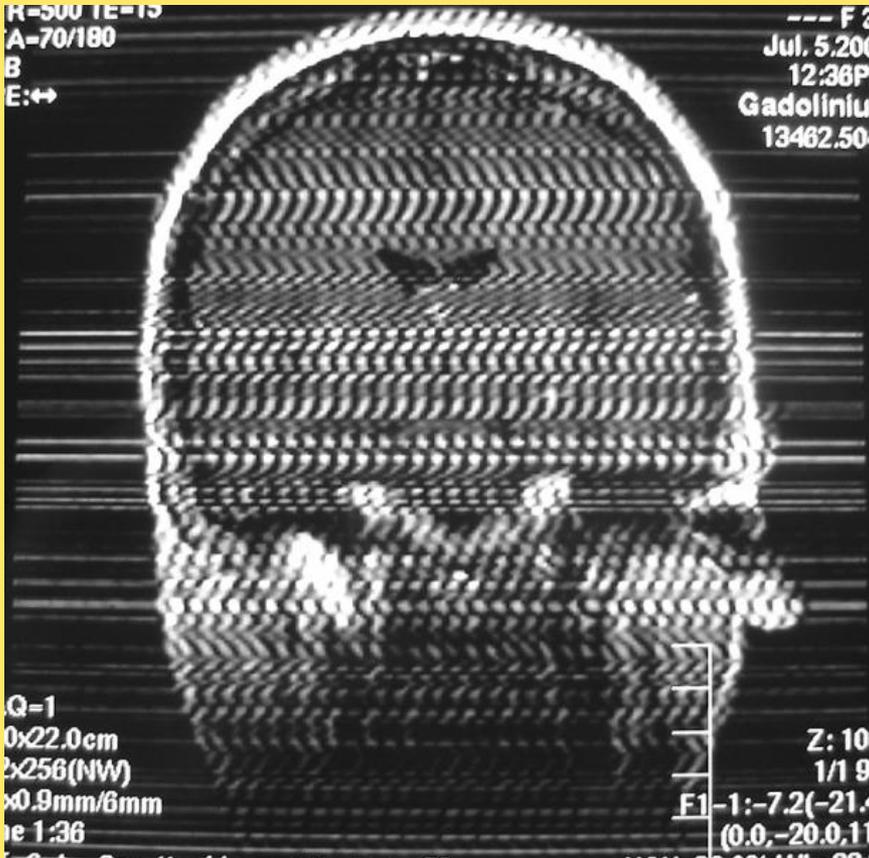
Artefacto por hebilla” invisibles”en el cabello, comparación con imagen posterior a quitarla

Las secuencias de Gradientes de eco tienen mayor susceptibilidad magnética ante la presencia de metales que las Secuencias de Spin Eco.

En este caso, grampas reemplazo de L.C.A



Artefactos



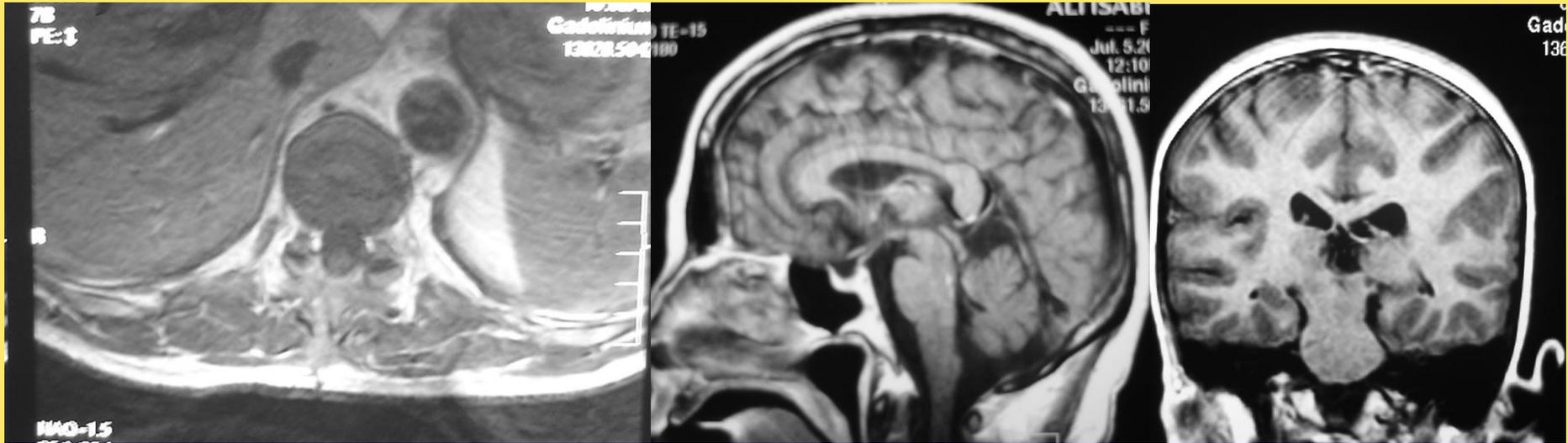
Interferencia de Radiofrecuencia externa

(proyecta en el sentido de codificación de fase)

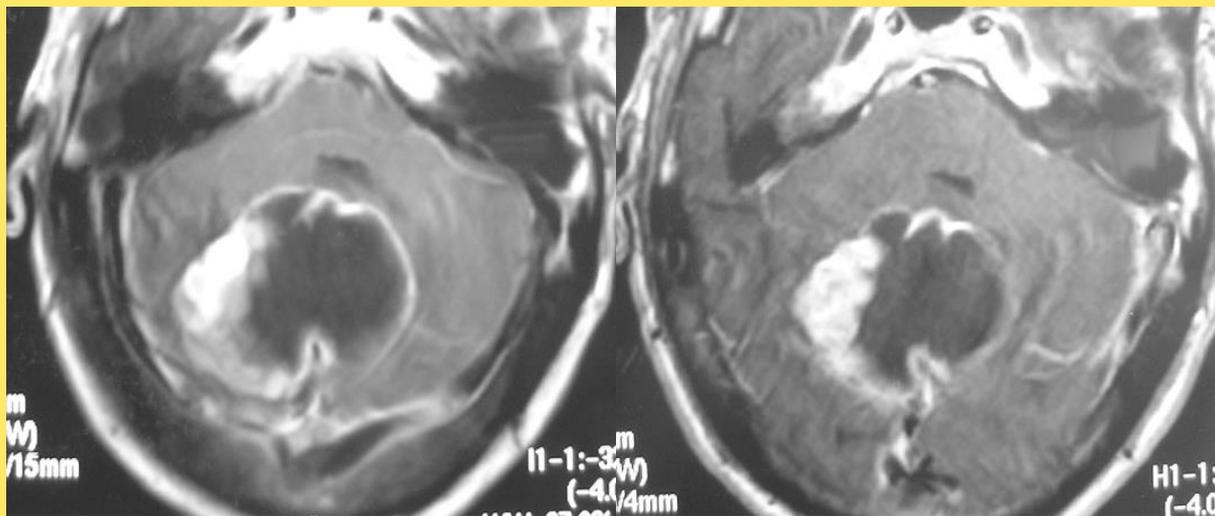


Movimiento por flujo de LCR se
(proyecta en el sentido de codificación de fase)

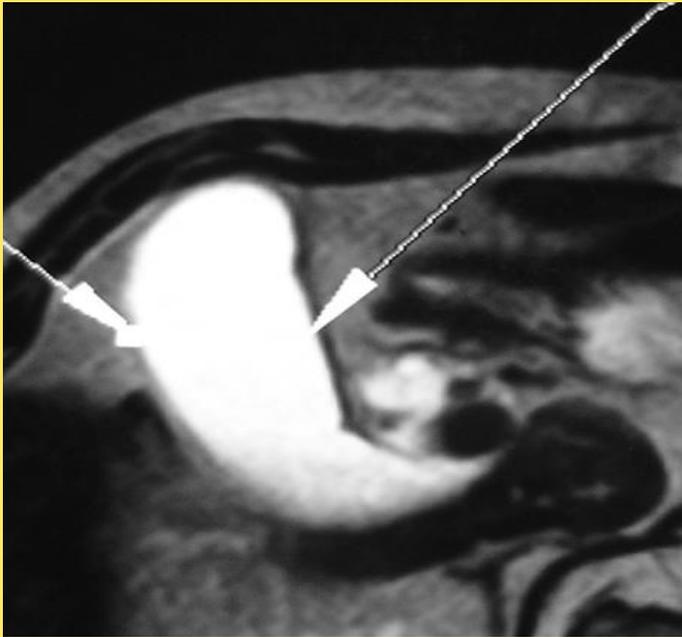
Artefactos



Por movimientos vasculares próximos (proyecta en el sentido de codificación de fase)



Artefactos



Por desplazamiento químico, interfase marcada entre líquido y grasa.

(proyecta en el sentido de codificación de frecuencia)

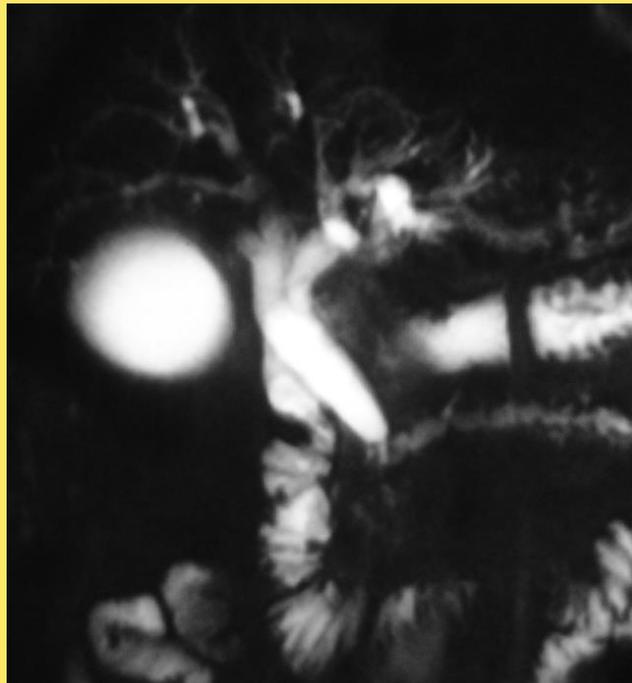
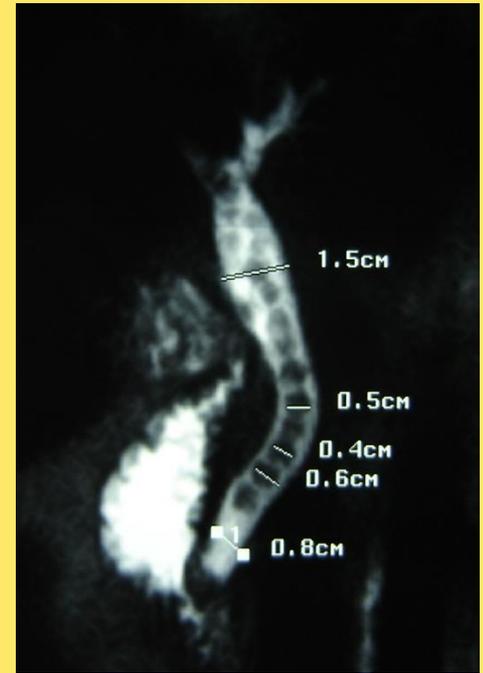


De enrollamiento:

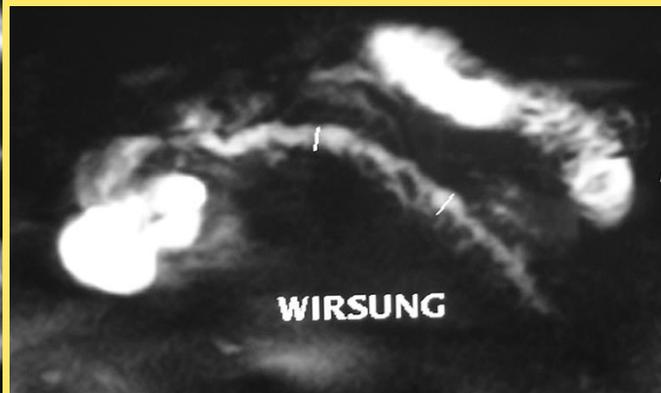
***Ocurre cuando el F.O.V es menor que las estructuras estudiadas y no se utilizan restricción de codificación y lectura (no Phase Wrap)
(proyecta en el sentido de codificación de fase)***

Hidroresonancia

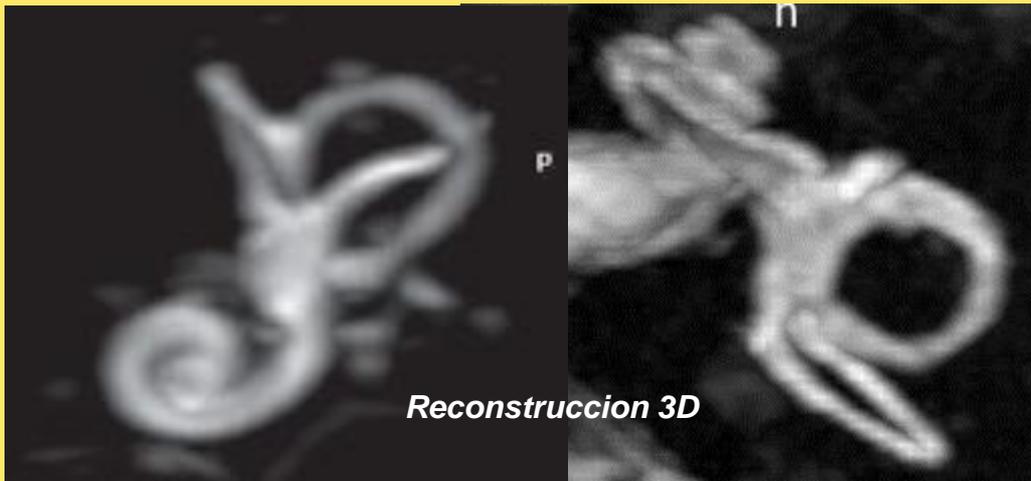
Técnica basada en secuencias altamente potenciadas en t2, con la intención de visualizar líquidos y desestimar la intensidad de los tejidos periféricos



Ej: Colangioresonancia



Hidroresonancia

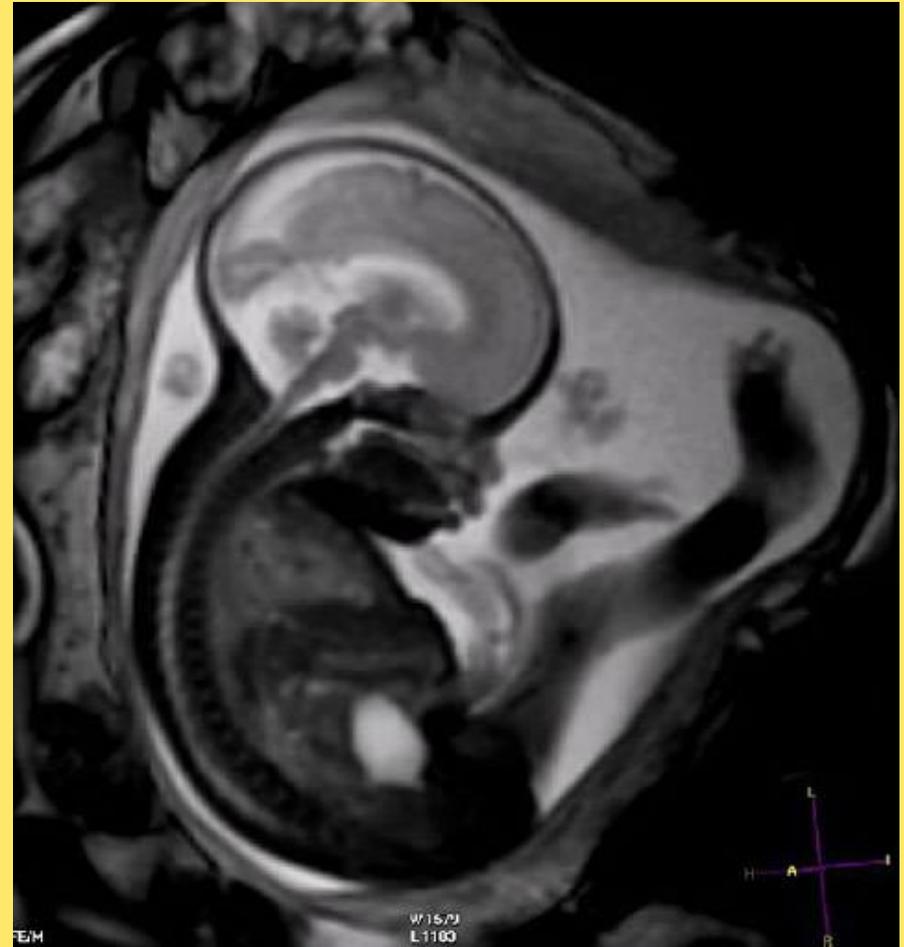


Mieloresonancia
(vista coronal L IV)

Hidroresonancia



Uro resonancia

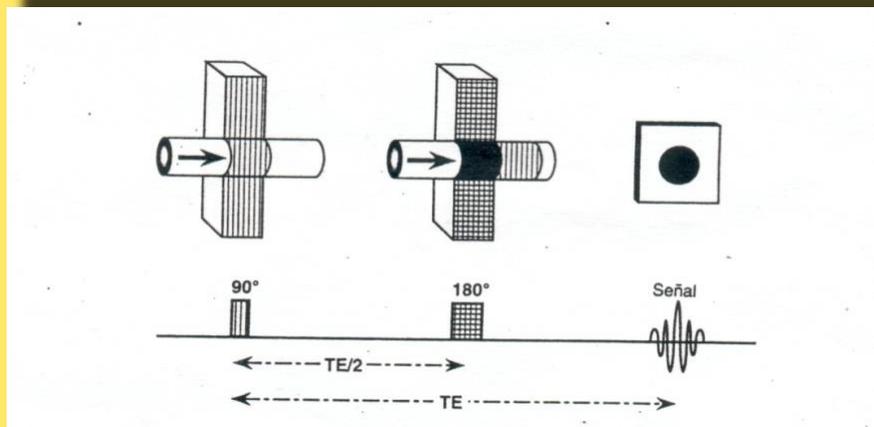


Resonancia Fetal

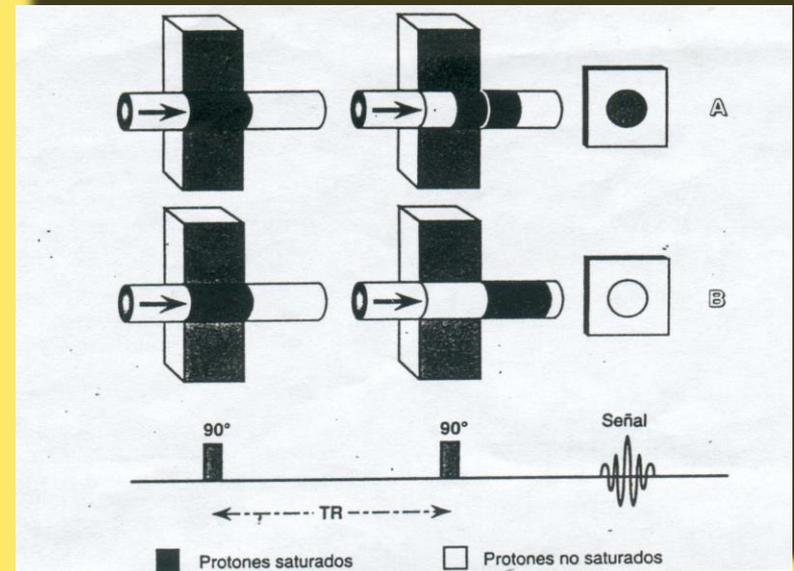
Angioresonancia Magnética (ARM)

¿Qué es?

Es una Técnica de Resonancia Magnética en las que se obtienen imágenes tomando en cuenta las diferencias en la magnetización longitudinal entre los vóxel estacionarios y los vóxel con protones móviles.



Fenómeno de entrada en el corte



Fenómeno de salida del corte

Angioresonancia Magnética (ARM)

Posibles Aplicaciones

- TOF - 3D** **Polígono de Willis.**
Evaluación de aneurismas intracraneales.
Demostración de los nidus en las MAV y vasos eferentes

- TOF - 2D** **Bifurcación carotídea.**
Vasos venosos.
Imagen de los vasos pélvicos.
Venas en extremidades

- FASE - 3D** **Vasos intracraneales.**
Seguimiento de MAV.
Imágenes de volúmenes grandes.

- FASE - 2D** **Vasos portales.**
Detección de flujos lentos en MAV.

Angioresonancia Magnética (ARM)

Clasificación:

Sin Contraste  Con contraste

T.O.F

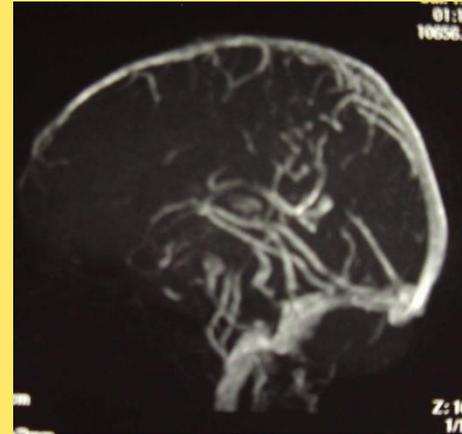
Time of Fly - Tiempo de Vuelo

Basado en fenómeno de entrada.

depende de Espesor y Velocidad, TE cortos.

Se obtiene por inversión de gradientes

3D - 2D



P.C

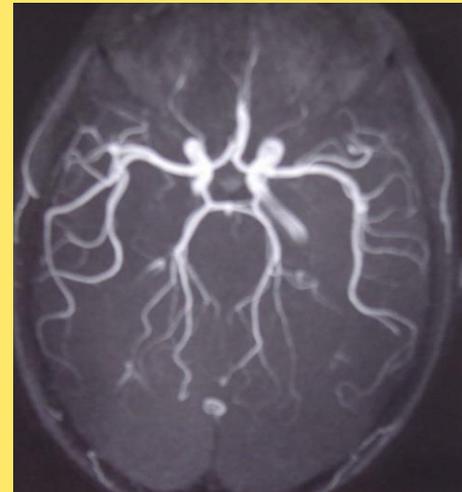
Phase Contrast - Contraste de Fase

Selección de Velocidad.

Requiere Compensadores de flujo.

Basada en la aplicación de un gradiente bipolar.

3D - 2D



Angioresonancia Magnética (ARM)

M.I.P

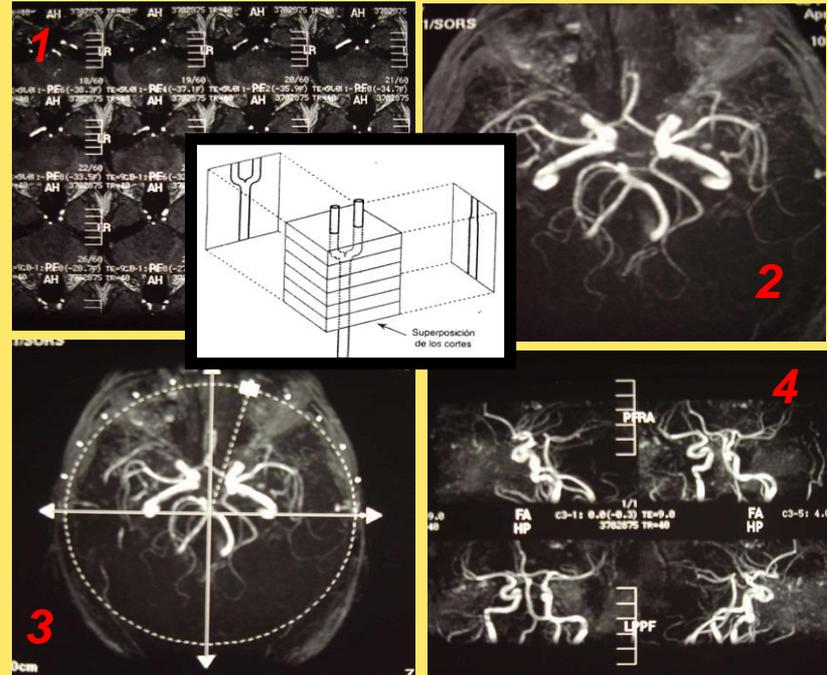
Proyección de Máxima Intensidad

1- Obtenemos imágenes de espesor muy fino en un plano, abarcando la totalidad del área de interés.

2- Integramos todas las imágenes conformando un volumen

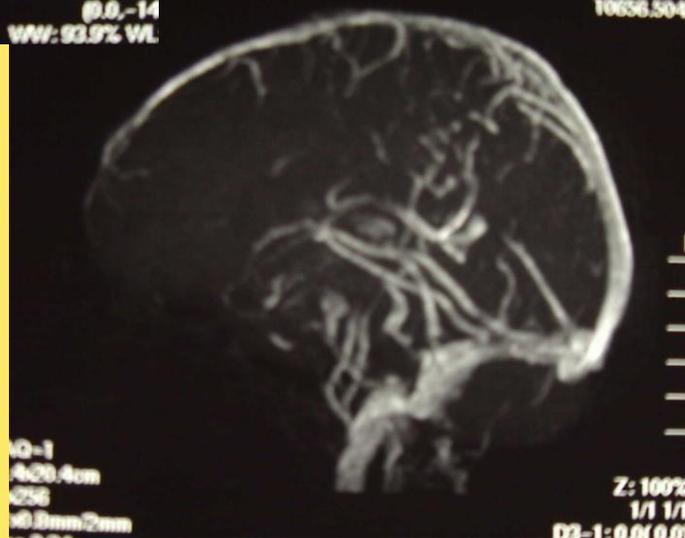
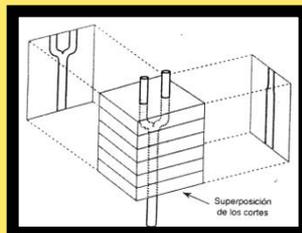
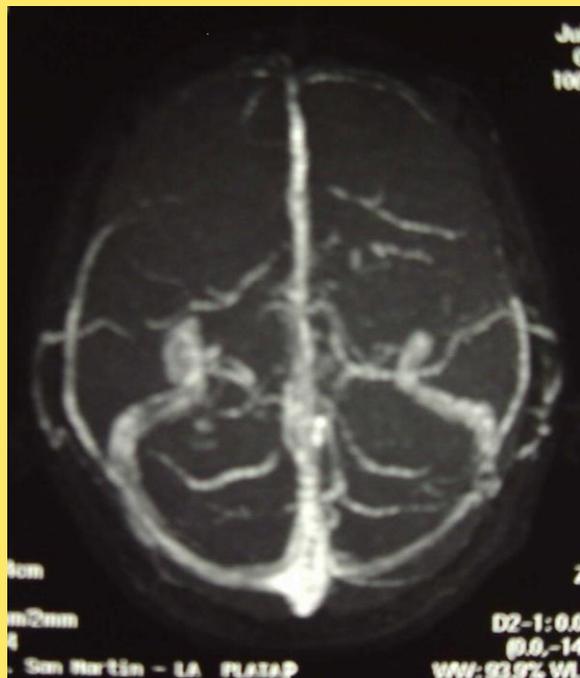
3- sobre la proyección de ese volumen planificamos vistas desde distintos ángulos

4- se obtienen imágenes de las proyecciones (max. 360)



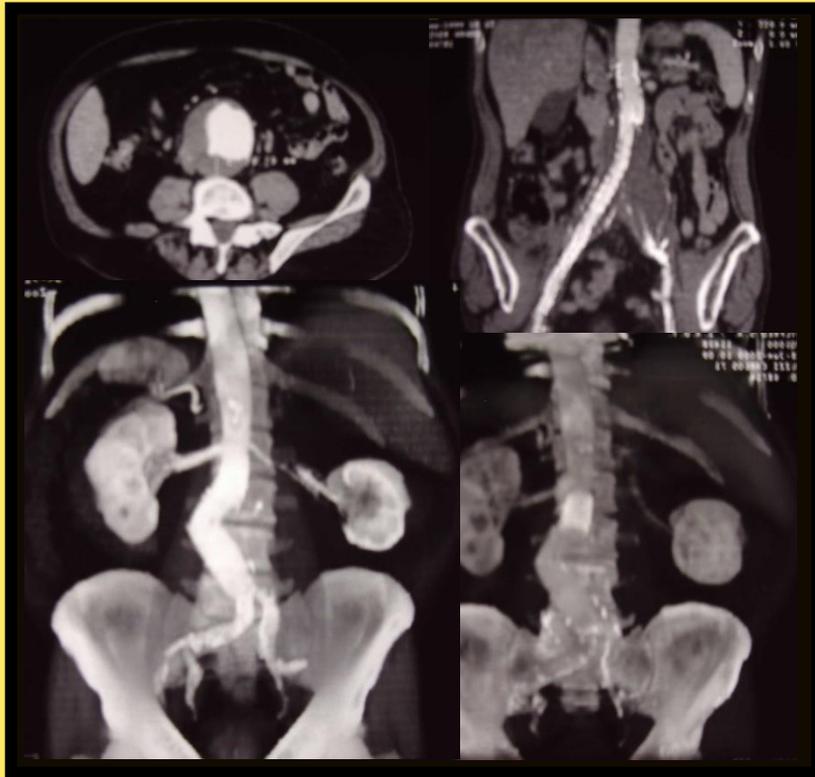
Sustracción: es un método similar al de angiografía por RX, y consiste en obtener una proyección del vaso sustrayendo los tejidos periféricos. A la imagen con cte. IV y se le resta la imagen sin cte IV)

Angioresonancia Magnética (ARM)

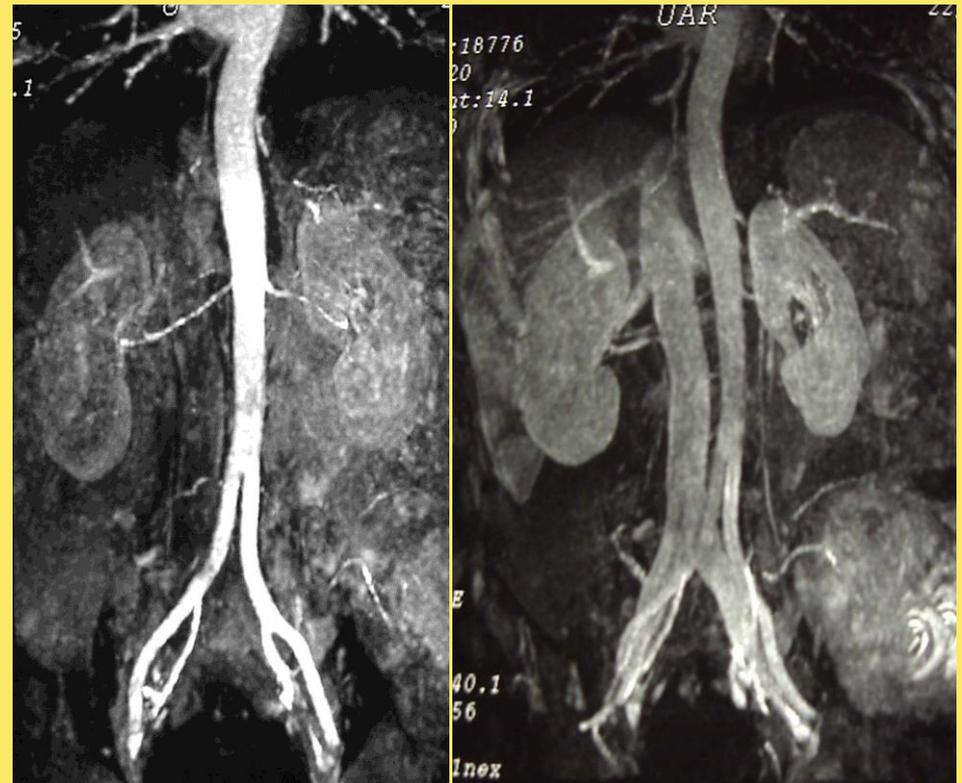


Angioresonancia Magnética (ARM)

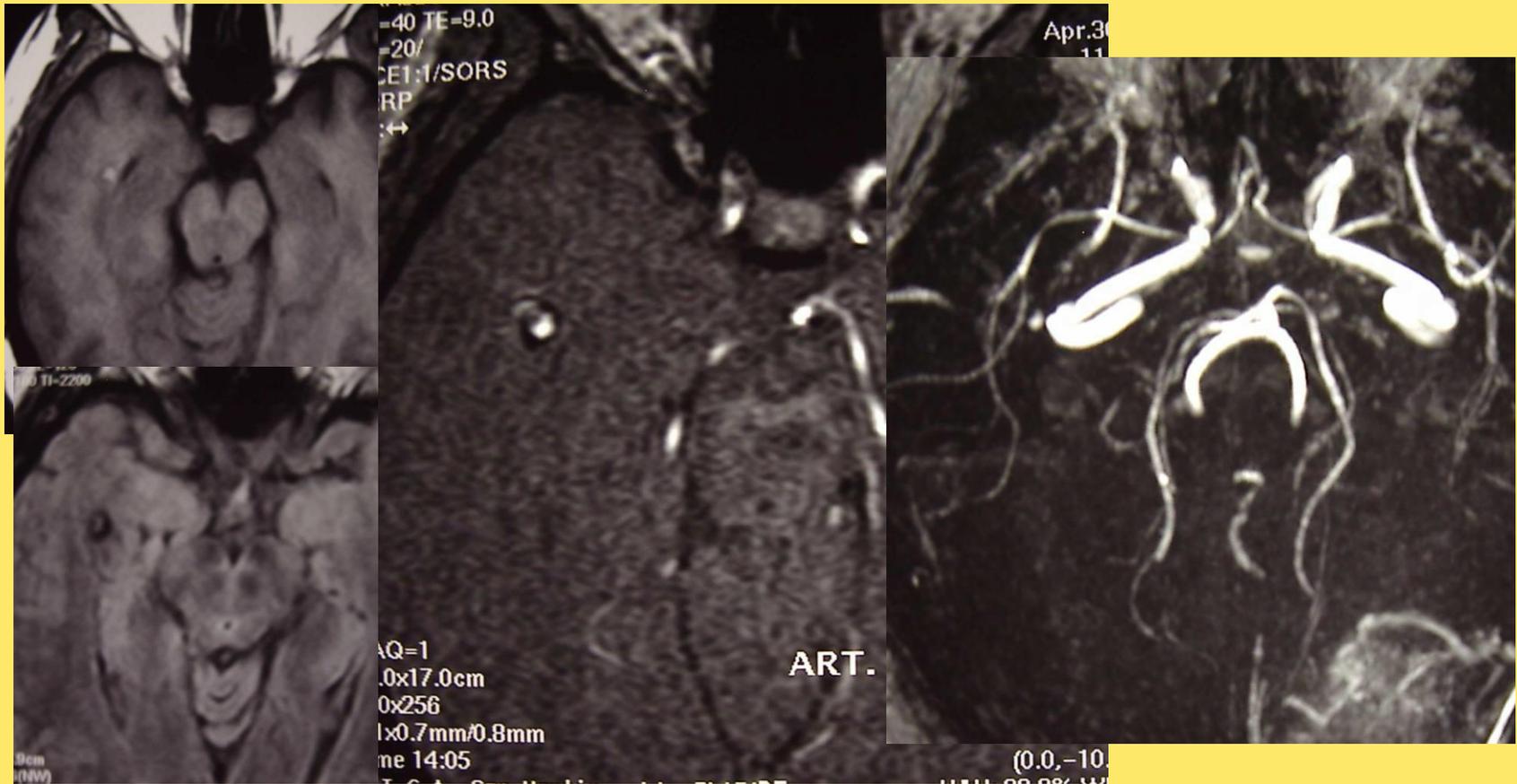
Tomografía Computada



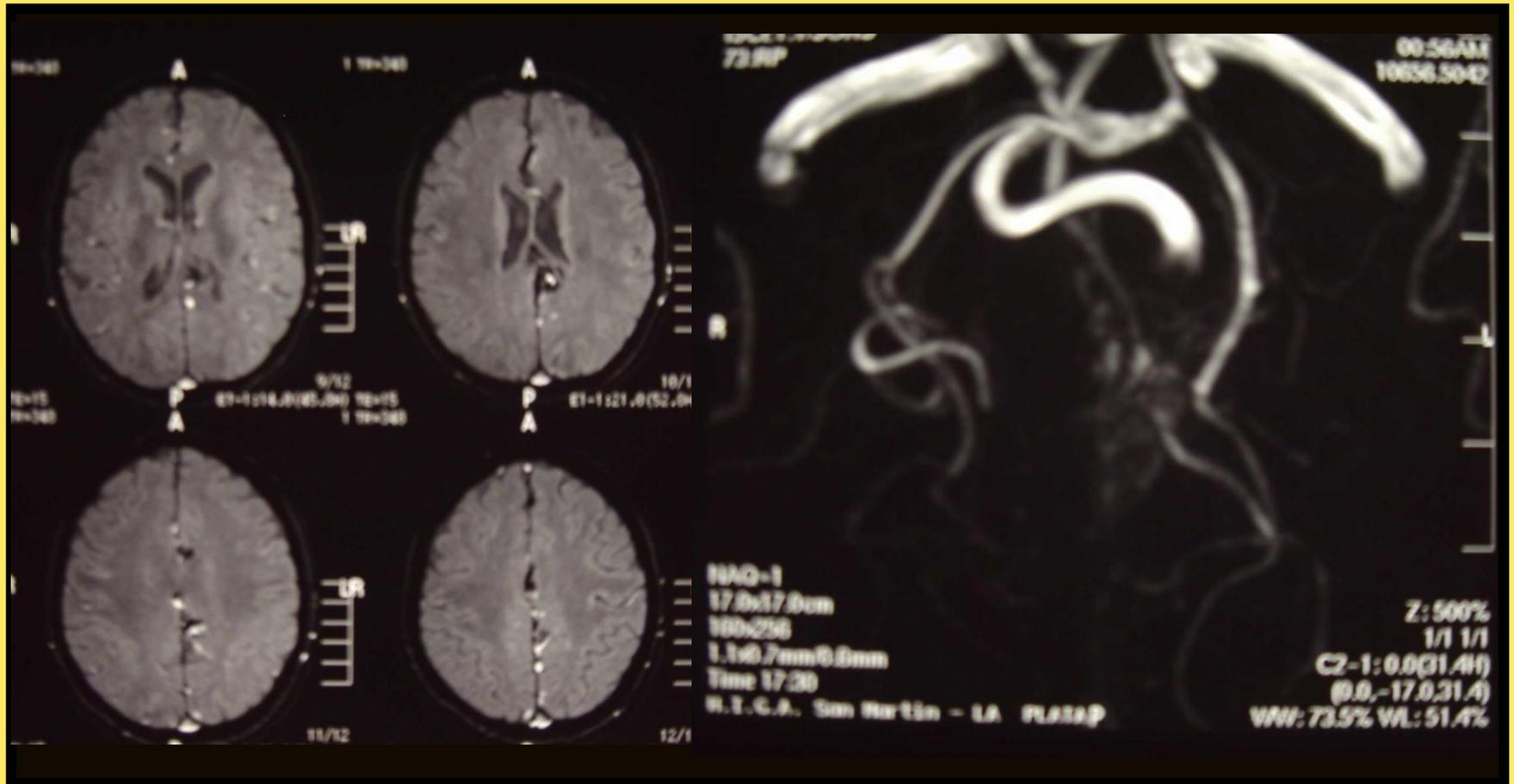
Resonancia Nuclear Magnética



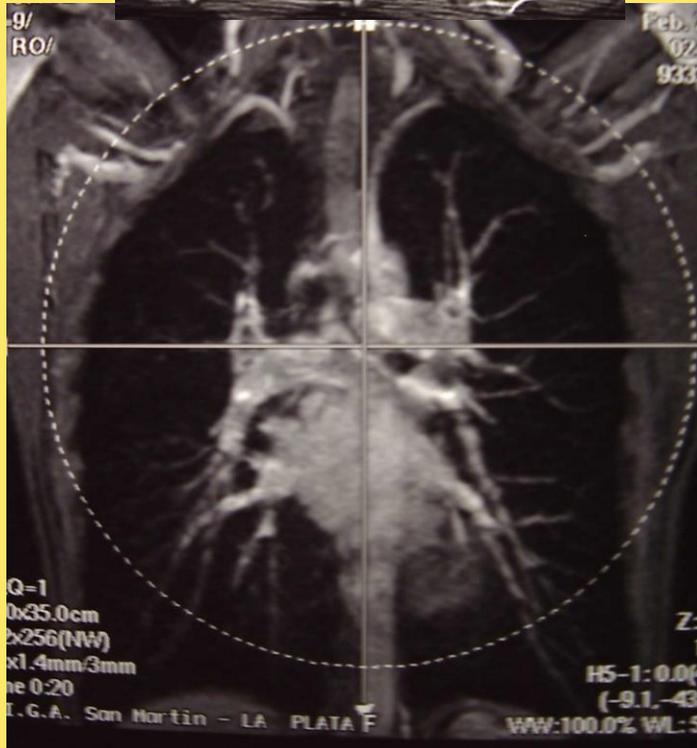
Angioresonancia Magnética (ARM)



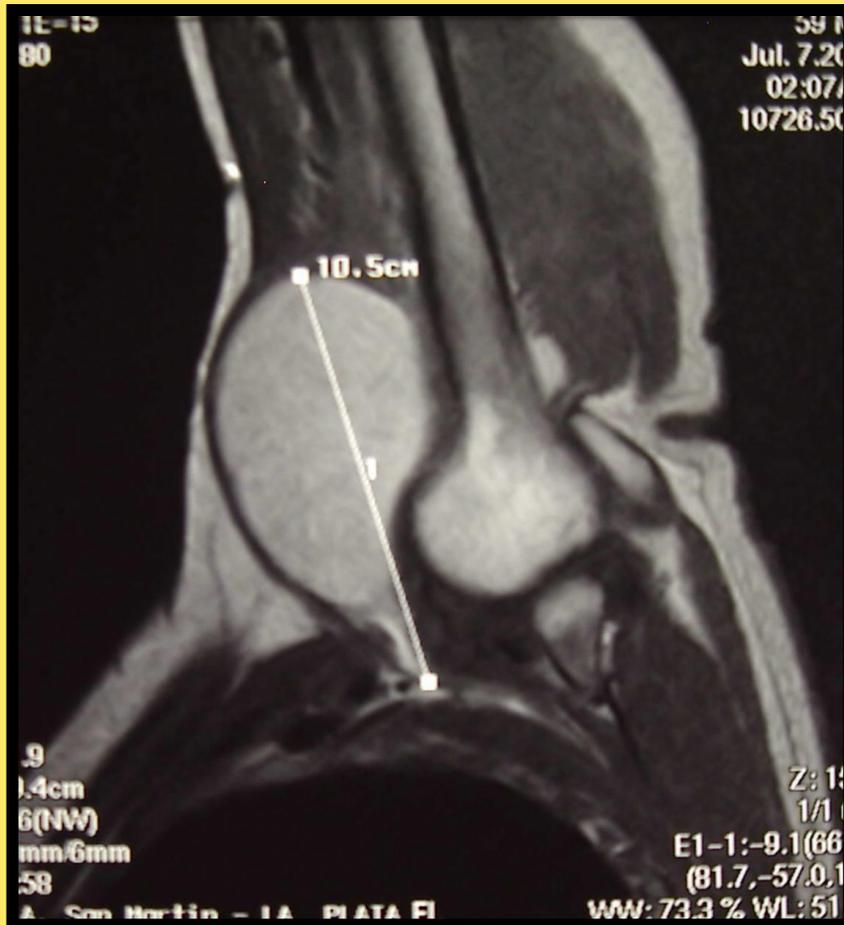
Angioresonancia Magnética (ARM)



Angioresonancia Magnética (ARM)

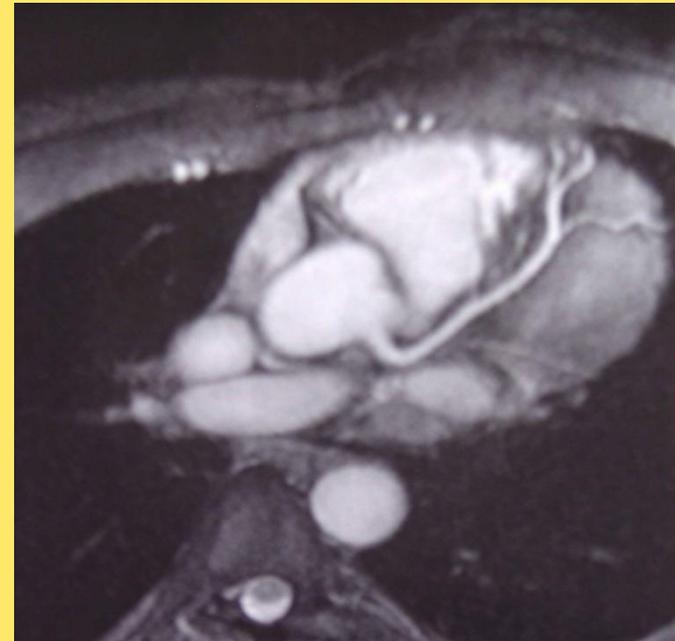
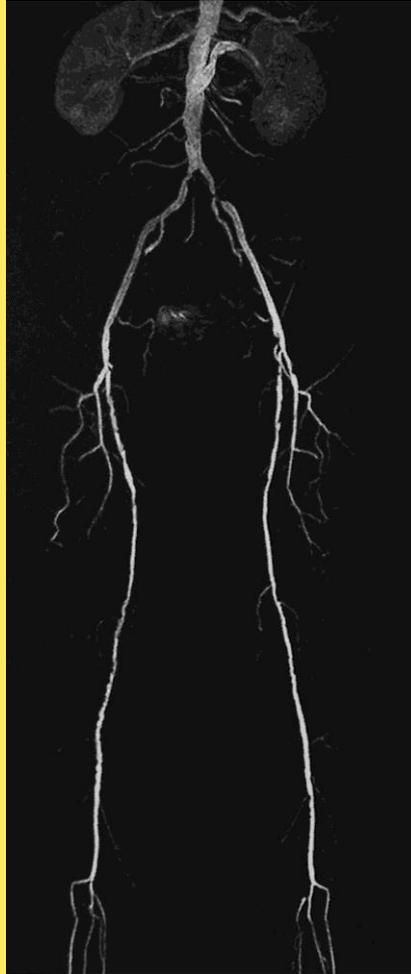


Angioresonancia Magnética (ARM)



Complementariamente se pueden obtener imágenes angiográficas, en este caso, sin contraste endovenoso para estimar el desplazamiento que un tumor ejerce sobre las estructuras vasculares en la región del hombro.

Angioresonancia Magnética (ARM)



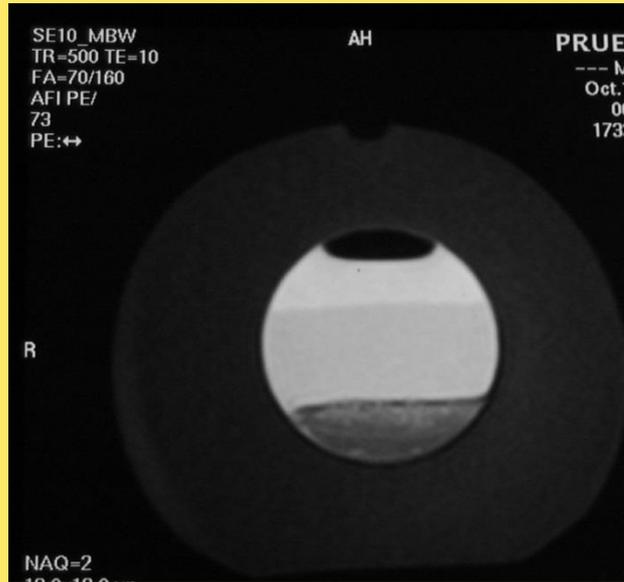
Experimento

Con la intención de ejemplificar el comportamiento de los diferentes tejidos , hemos colocado en un recipiente combinado agua y manteca y lo expusimos a las diferentes secuencias de pulso con los que contaba nuestro hospital, (nótese que la manteca al ingresar derretida se sedimentó ofreciéndonos la posibilidad de evaluar distintas fases y densidades .

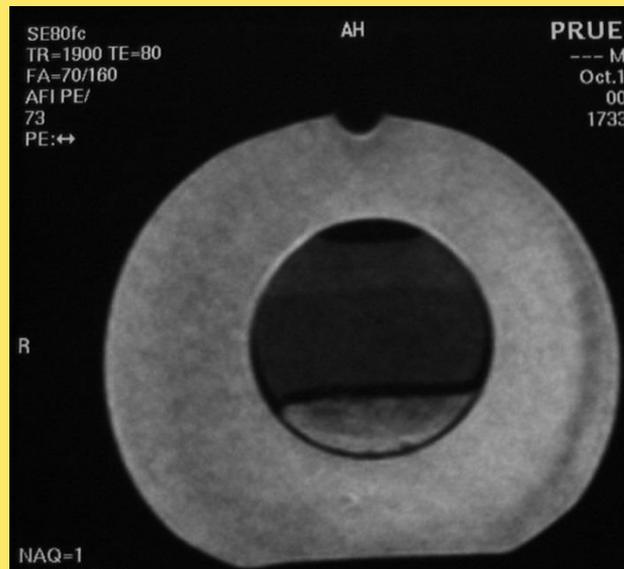
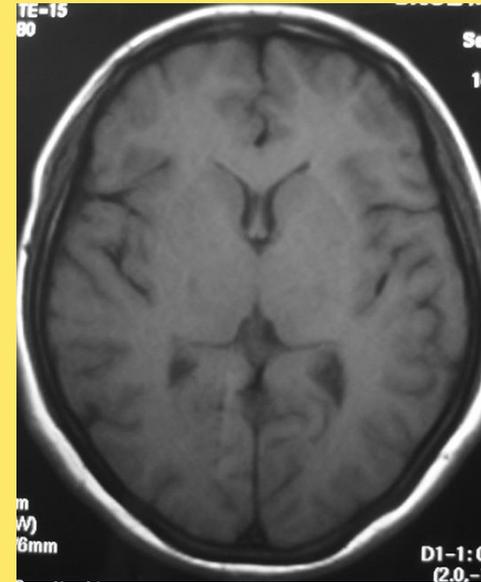


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

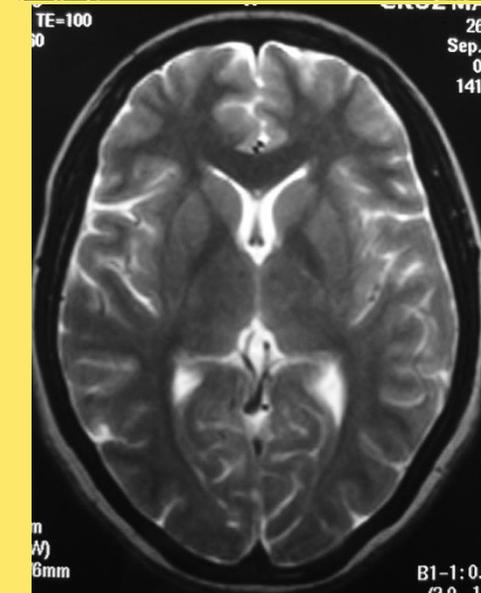
Obtuvimos imágenes mediante diferentes secuencias de pulso, en este caso las presentamos en forma comparativa respecto a axiales de encéfalo de tiempo de relajación básicos de SE



SE T1



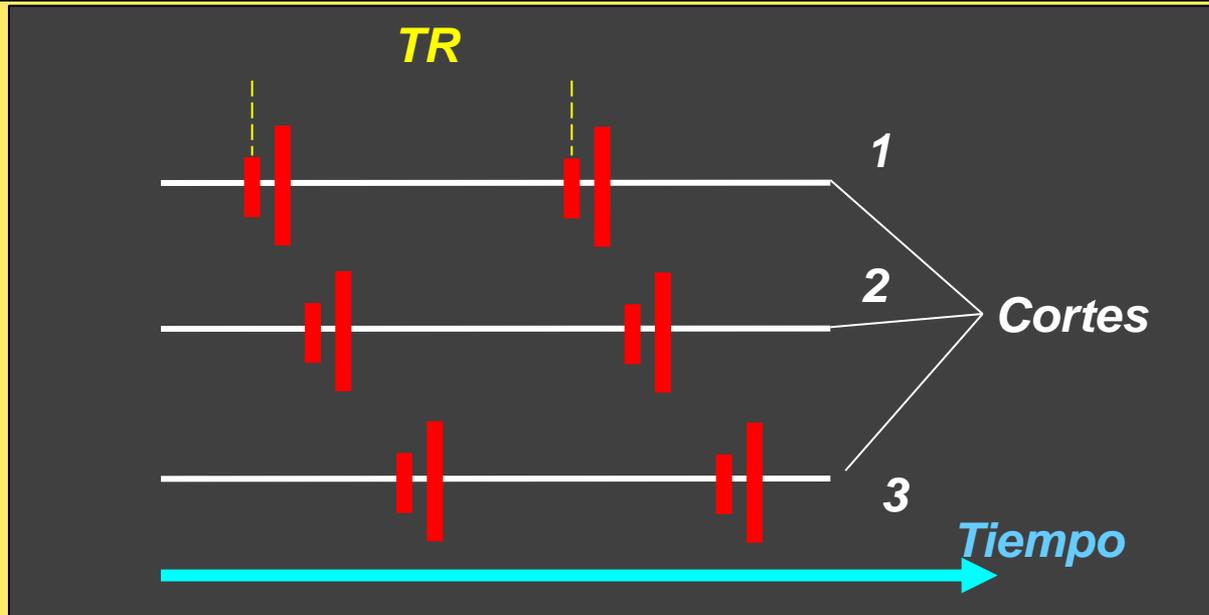
SE T2



Fast Spin Eco

Son secuencias que sobre la base de las SE aprovechan los TR largos para excitar los protones de las filas próximas como forma de disminuir la duración de las mismas.

$$\text{Tiempo} = \frac{N \text{ adq. Cod Fase. TR}}{T}$$

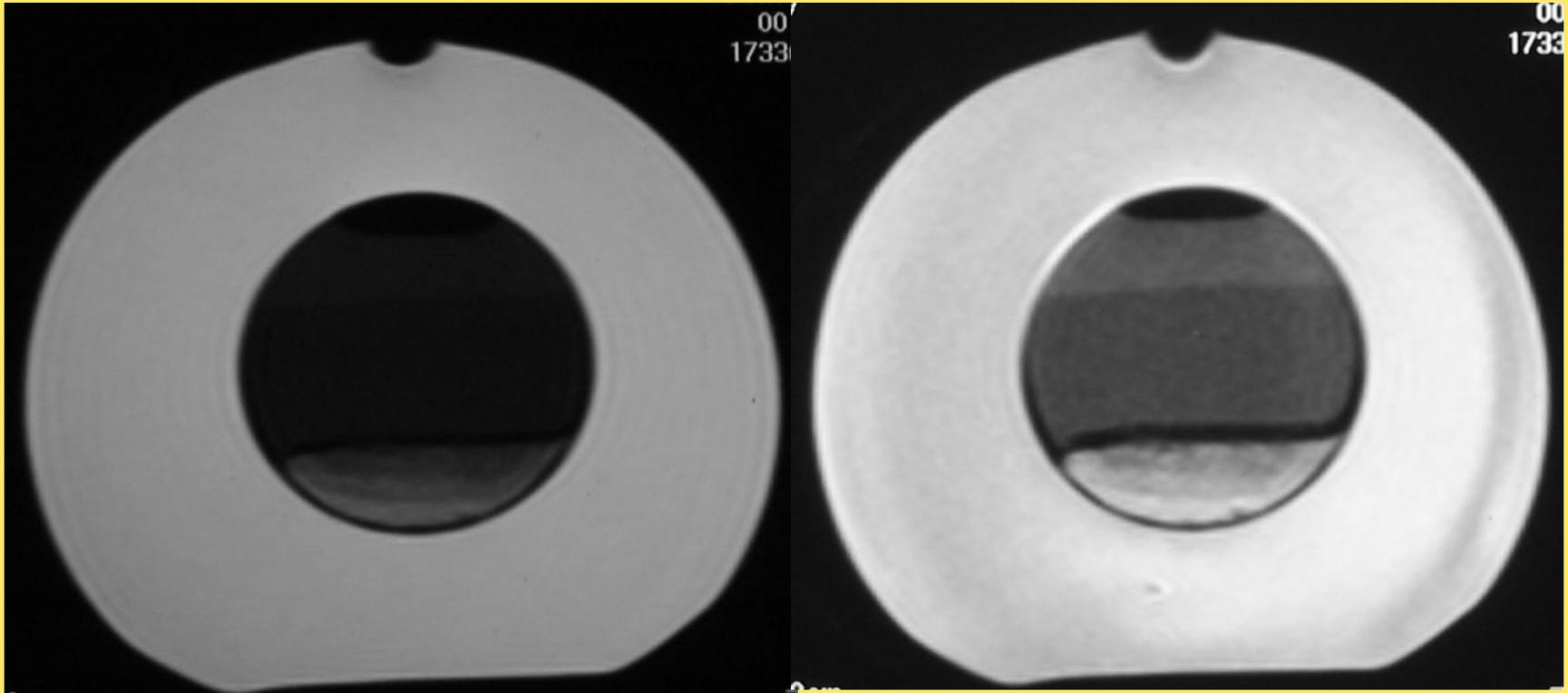


INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

La bibliografía describe que la grasa en T2 es hipo intensa, nótese la diferencia en la intensidad de la misma en las imágenes potenciadas en T2 al utilizar técnicas de FSE

Se T2

FSE T2



TR: 2000 ms

TE: 80 ms

TR: 5500 ms

TE: 120 ms

Tren de Ecos: 11

Problemas...

En Resonancia Magnética existen dificultades para diferenciar algunas estructuras y/ sustancias, fundamentalmente :

T1

- a) Entre sangre y grasa
- b) Entre captación de contraste y grasa

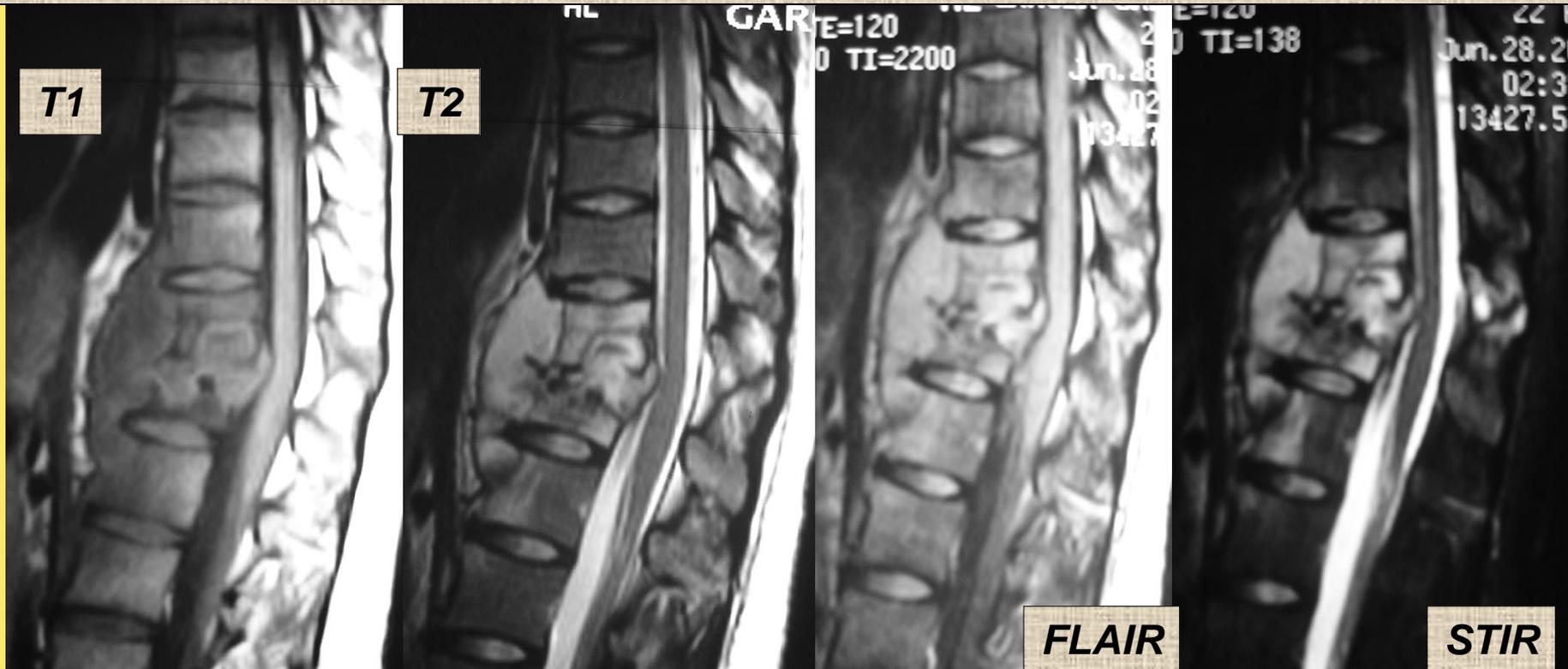
T2

- a) Entre LCR y edema
- b) Entre grasa * y edema

para ello la Resonancia Magnética nos permite realizar diferentes tomas de imágenes y así resolver el problema

* Grasa no saturada en secuencias FSE o por proximidad con la bobina

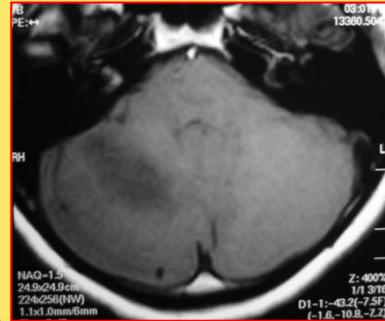
Es importante que aprendamos a estimar la utilidad de las secuencias en función a la posibilidad de discriminar los tejidos e identificar sus alteraciones



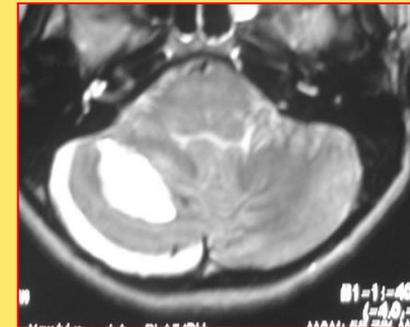
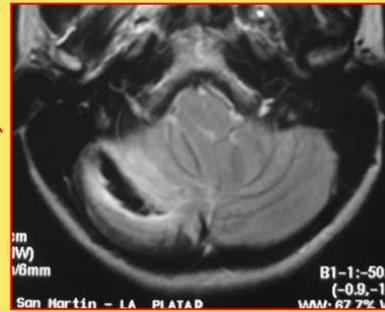
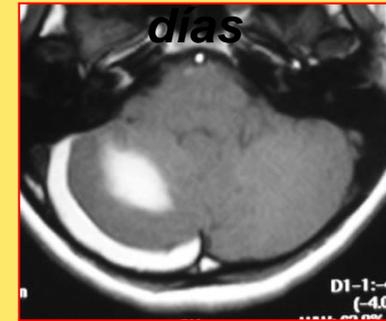
En este caso vemos las virtudes del STIR (T2 con supresión de la grasa), por sobre las demás secuencias de pulso.

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

**Dentro de las
24hs**



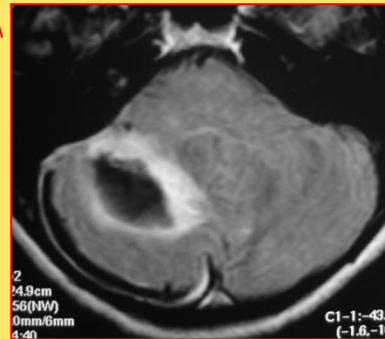
**A los 15
días**



**Particularidad
GRE T2***

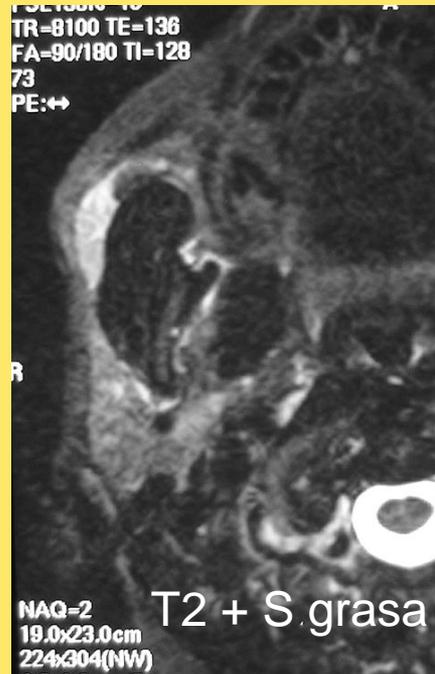


**El T2* permite detectar las
micro alteraciones del campo
magnético producido por la
hemosiderina**

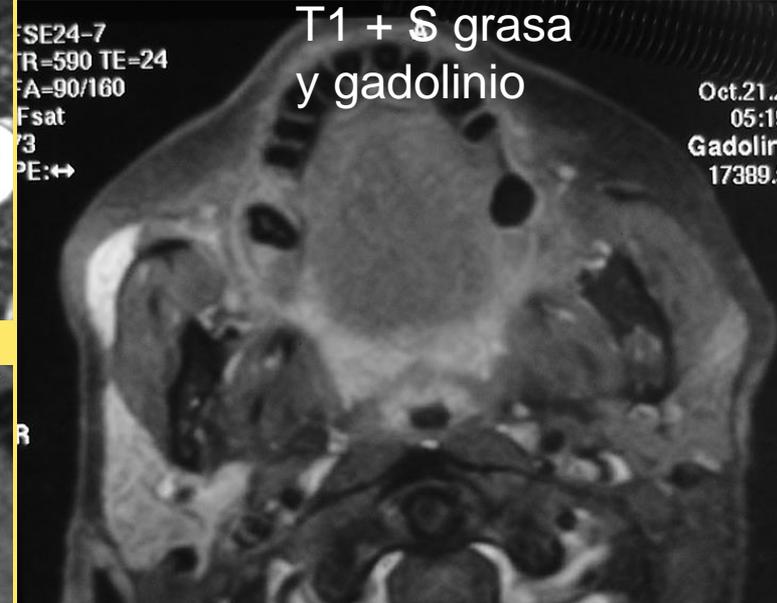
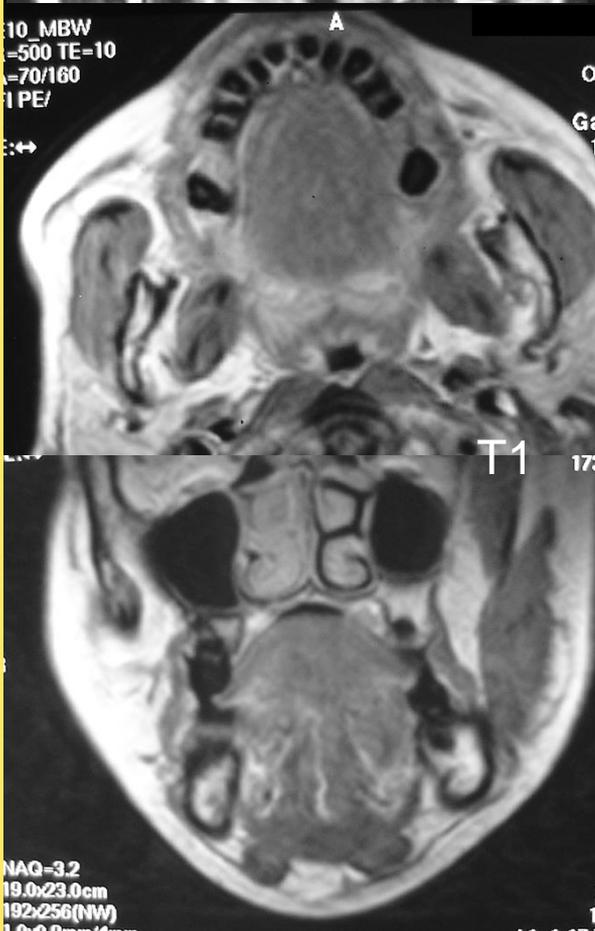


**En este caso vemos como se comporta la sangre
extravasada por este método en función del tiempo**

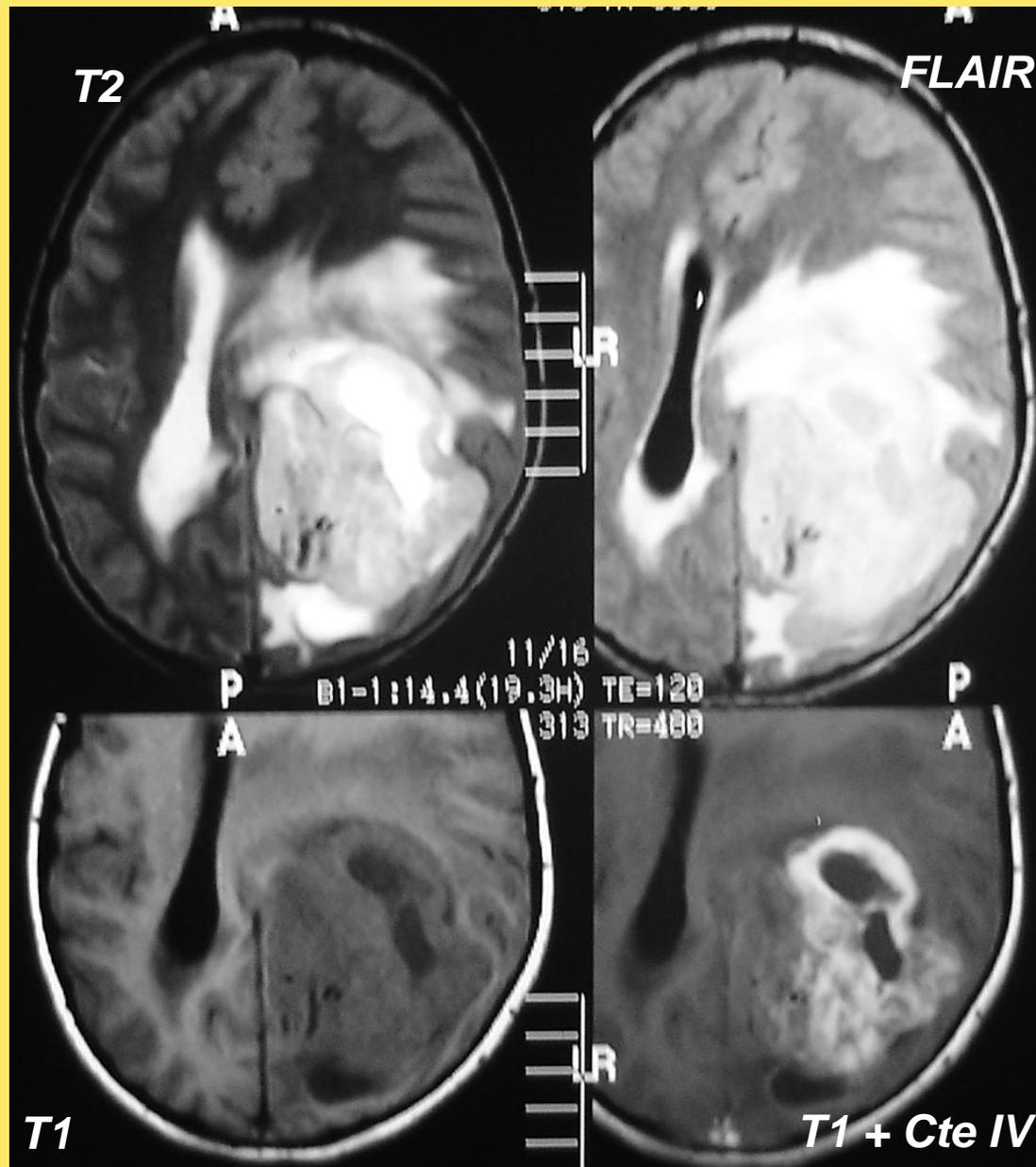
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



Aquí tenemos un ejemplo de como se dificulta la diferenciación de la grasa con el líquido extravasado y el gadolinio

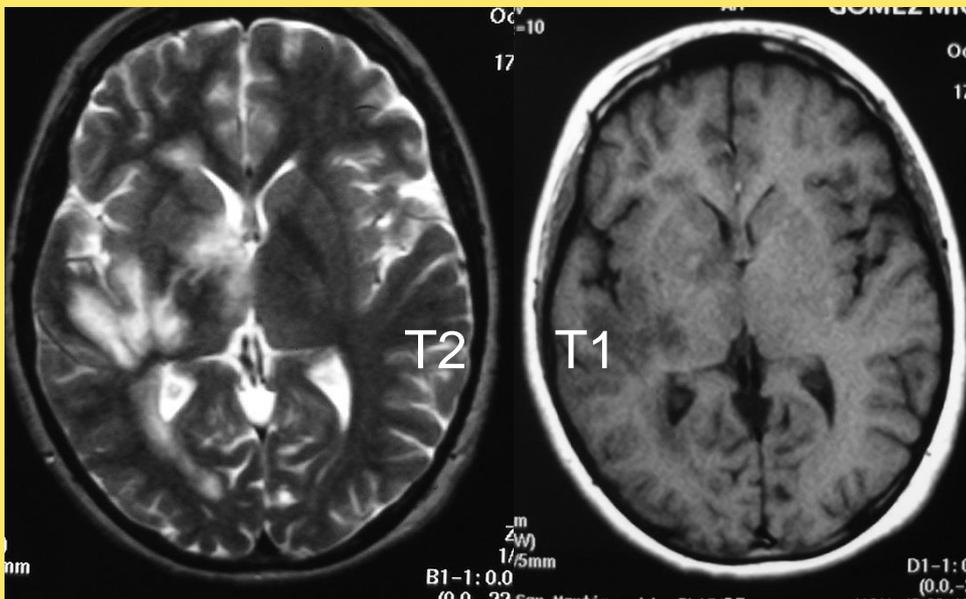


De la interacción entre el médico especialista y el Técnico Radiólogo o Licenciado surge la combinación de secuencias adecuadas para arribar a un buen diagnóstico

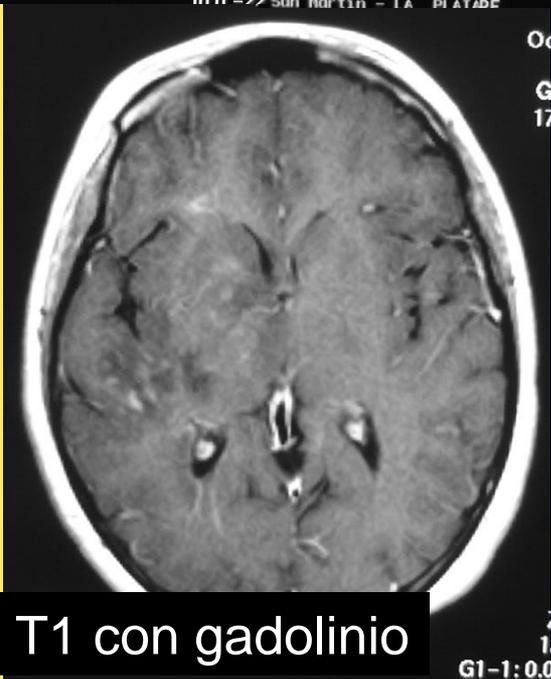
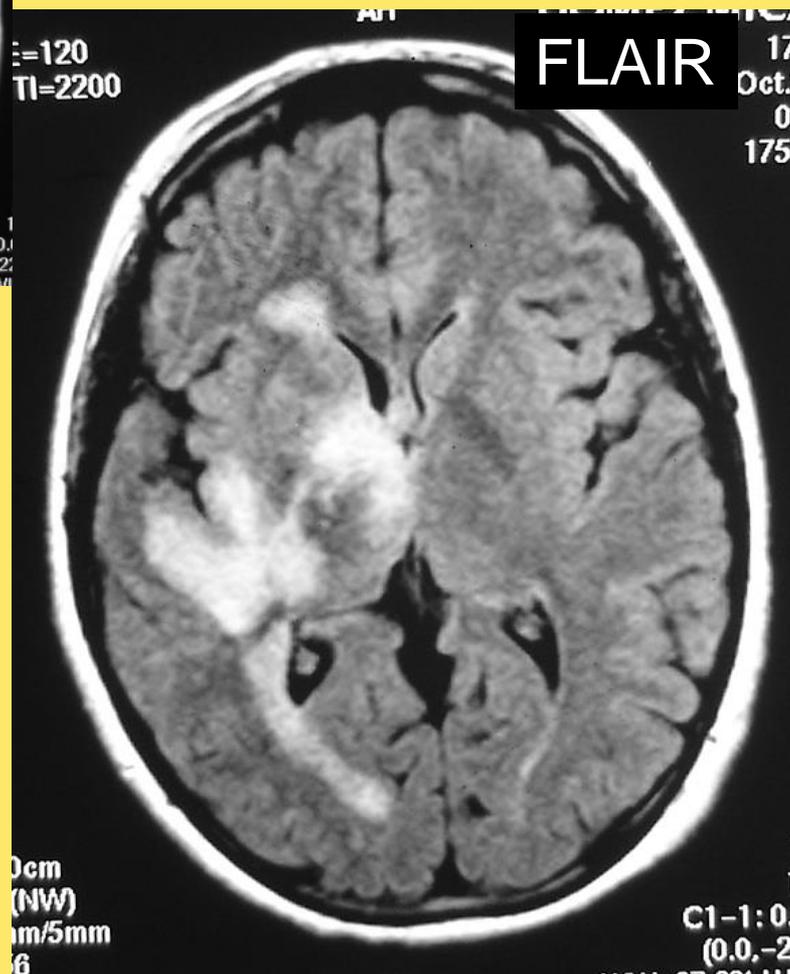


Repasemos un ejemplo ya visto, en el cual podemos apreciar con claridad las virtudes de las distintas secuencias

INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

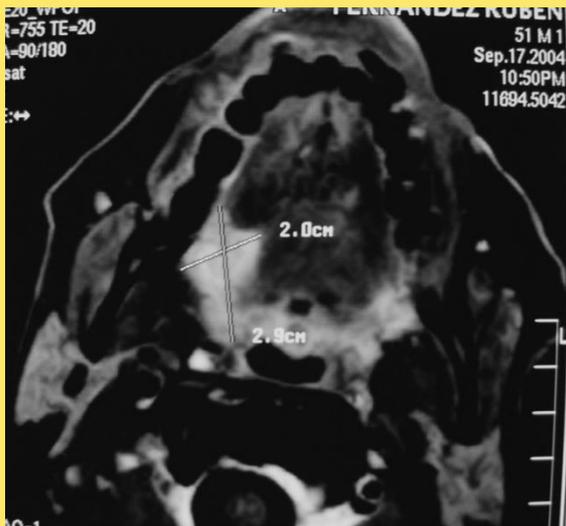


Aquí también podemos comparar el modo en que se visualiza una alteración en el parénquima cerebral en las distintas secuencias

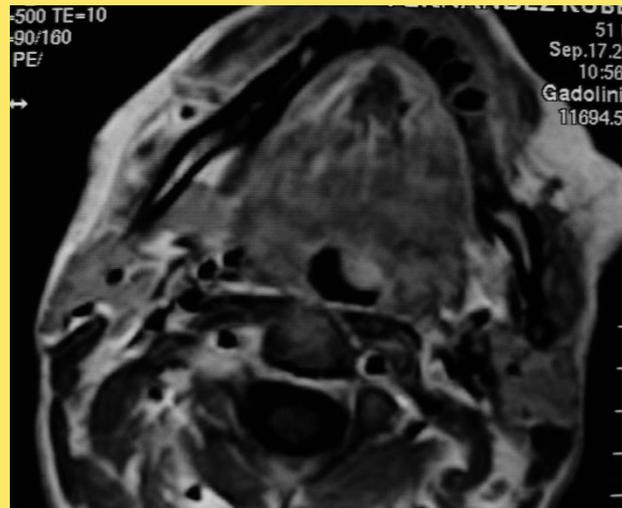


T1 con gadolinio

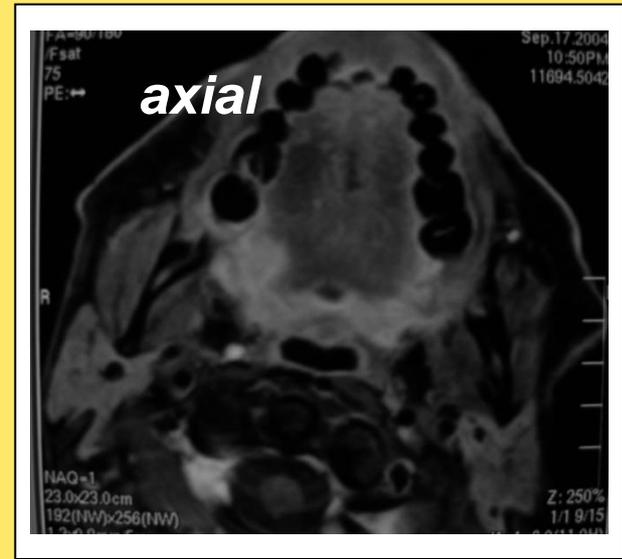
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



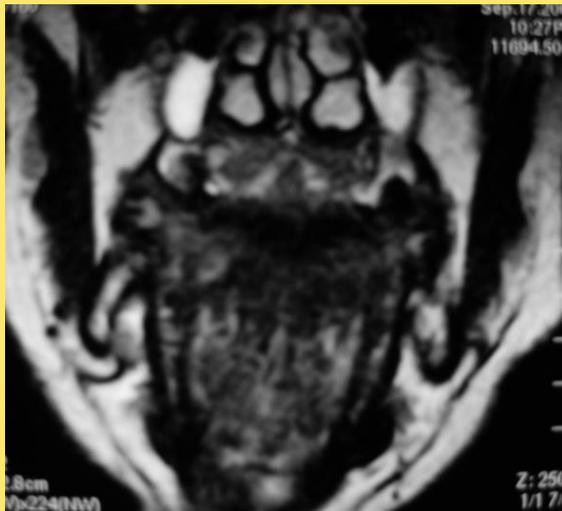
T2



T1 c/cte



T1 c/cte y Supresión grasa



T1 s/cte

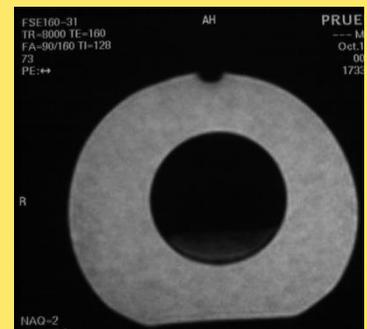
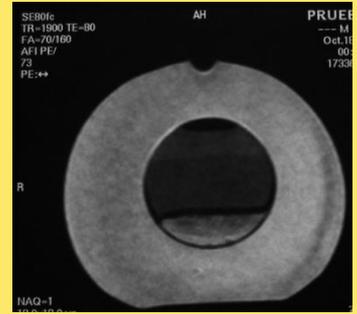
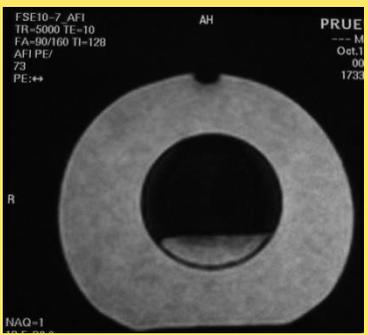
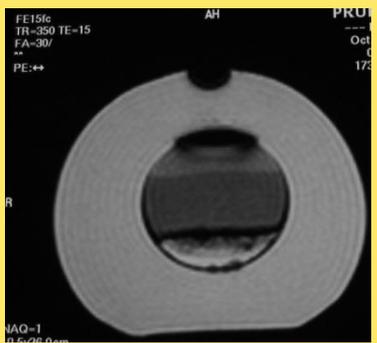
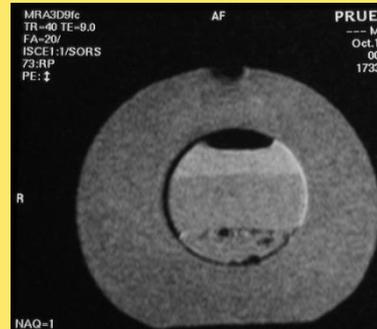
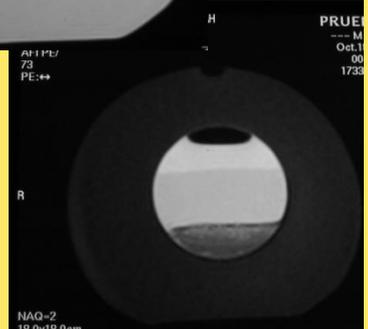
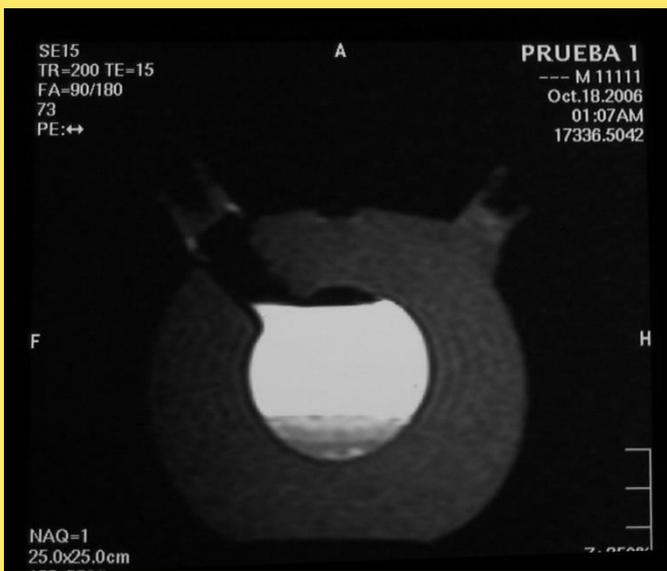
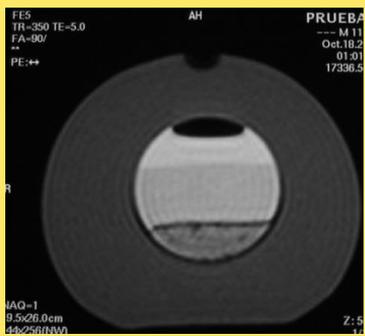
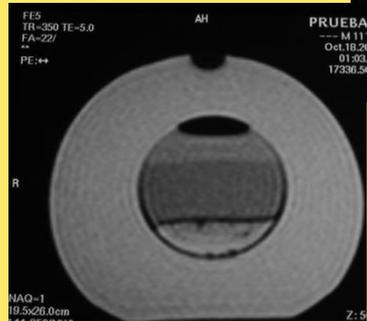
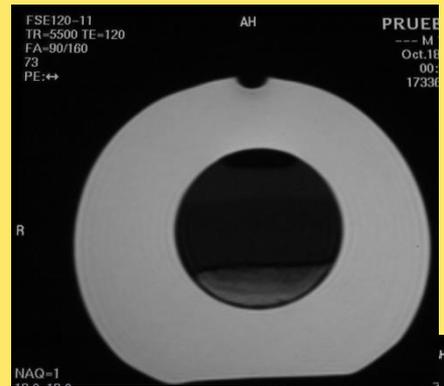
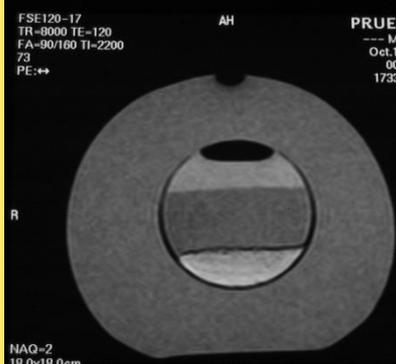
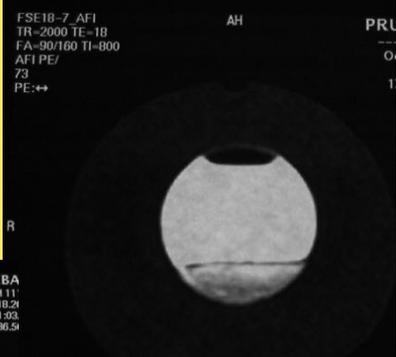


coronal

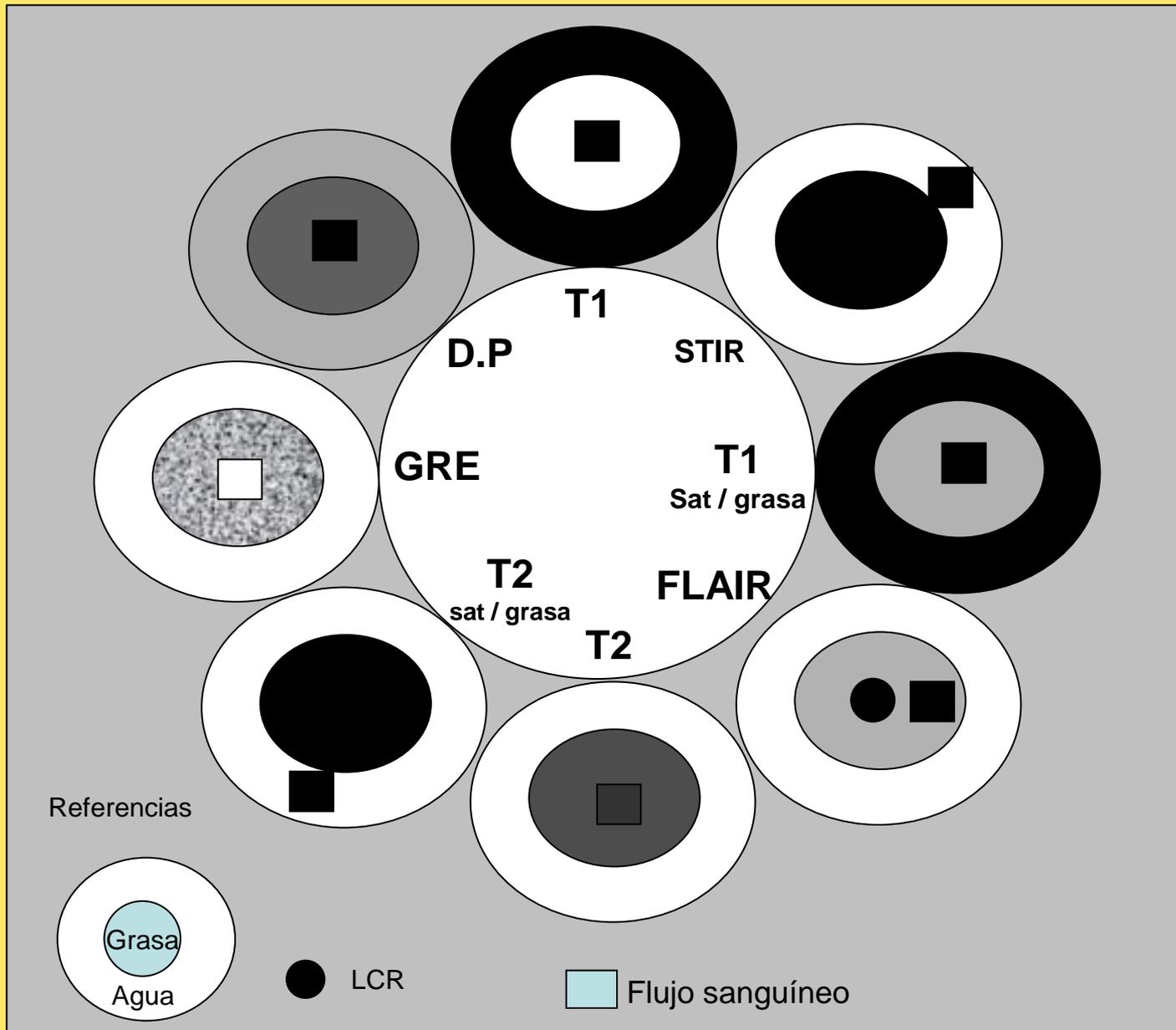
INTRODUCCION A LA RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA



***Retomando el experimento realizado, les dejamos un esquema
*que puede serles útil a la hora de comenzar a diferenciar las
diferentes secuencias de imagen de acuerdo al comportamiento
de la grasa y el agua en cada una de ellas***



Esquema para identificación de secuencias por RNM



Como hemos mencionado al principio, estas imágenes nos pueden acompañar en el estudio introductorio a la Resonancia Magnética, actualmente existen numerosas técnicas que permiten estudios especiales y específicos, por tanto, invitamos a los colegas a que mediante esta u otra herramienta nos ilustren sobre ellas.

“ Somos ricos, muchísimo más de lo que creemos. Ricos por lo que poseemos ya; aún más ricos por lo que podemos conseguir con los instrumentos actuales; infinitamente más ricos por lo que pudiéramos obtener de nuestro suelo, de nuestra ciencia y de nuestra habilidad técnica, si se aplicasen a procurar el bienestar de todos”

Priot Kropotkin

1842-1921

Gracias