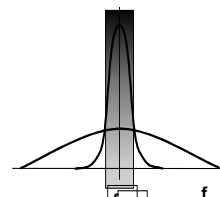
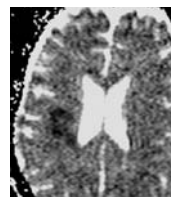
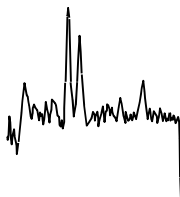
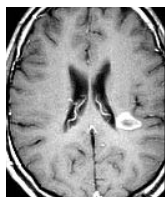

INTRODUCCIÓN BIOFÍSICA
A LA
RESONANCIA MAGNÉTICA
EN
NEUROIMAGEN

Jaume Gili

Doctor en Medicina y Cirugía
Licenciado en Ciencias Físicas
Profesor titular de Radiología y Medicina Física

V: 03-2



**INTRODUCCIÓN BIOFÍSICA
A LA
RESONANCIA MAGNÉTICA
EN
NEUROIMAGEN**

Dr. Jaume Gili

Con la colaboración del
Dr. Julio Alonso
en los capítulos de espectroscopia

V: 03-2

Registro Propiedad Intelectual: B-5124-02. Barcelona

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.

RM, RMN, RME, IRM, ERM. Visión global de la obtención de la señal RM.....1.1.

2. PROPIEDADES MAGNÉTICAS DE LA MATERIA.

2.1. EL CAMPO MAGNÉTICO2.1.

El Tesla y el Gauss. Apantallamientos magnéticos, estabilidad y uniformidad
Shimming activo y pasivo

2.2. LOS GRADIENTES MAGNÉTICOS2.2.

Gradiente Magnético Lineal. Amplitud Máxima del Gradiente.
Gradiente bipolar. Rise Time. Slew Rate. Ramp Time.
Diseño de los gradientes. Corrientes de Eddy

2.3. PROPIEDADES MAGNÉTICAS DE LA MATERIA2.5.

Susceptibilidad magnética. Sustancias Diamagnéticas,
Paramagnéticas y Ferromagnéticas. Materiales "compatibles"
Artefactos de Susceptibilidad magnética.

3. DEL SPIN NUCLEAR A LA MAGNETIZACIÓN DEL VOXEL.

3.1. CONDUCTA DE UN NÚCLEO BAJO UN CAMPO MAGNÉTICO3.1.

Spin. Momento magnético. Cociente giromagnético. Estados del núcleo
de H bajo un campo magnético: Estado paralelo o posición "up".
Estado antiparalelo o posición "down". Ley de LARMOR.
Movimiento de precesión.

3.2. MAGNETIZACIÓN DE UN ELEMENTO DE VOLUMEN3.4.

El vector Magnetización como resultante de los movimientos
de precesión. Componentes longitudinal y componente nula transversal.

4. EXCITACIÓN POR UN PULSO DE RADIOFRECUENCIA.

Fenómeno de resonancia. Ángulo de inclinación o tip angle o flip angle.
 α° pulso. Estado de saturación.

4.1. LA REPRESENTACIÓN EN UN SISTEMA ROTATORIO.....4.2.

4.2. SELECTIVIDAD DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA4.3.

Espectro de frecuencias del agua libre y del agua ligada

5. LA RELAJACIÓN NUCLEAR .

Concepto de plasma, red, látex o medio. La FID.
Estudios de la relajación longitudinal y transversal.

5.1. IMÁGENES POTENCIADAS EN DENSIDAD5.3.

Escala orientativa de intensidades. Tiempo de repetición (TR).
Secuencia SR.

5.2. IMÁGENES POTENCIADAS EN T15.5.

Estudio de la relajación longitudinal: Facilidad de relajación.
Definición del T1. Escala estándar orientativa de intensidades.
Secuencia IR. STIR. FLAIR. Secuencia SR con TR cortos.

5.3. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 Y T2*5.10.

Estudio de la relajación transversal: Sincronismo en la relajación nuclear.
Definición del T2 y T2*. Escala orientativa de intensidades.

5.4. VALORES RELATIVOS DEL T1, DEL T2 Y DEL T2* 5.15.

6. LAS SECUENCIAS DE PULSOS CLÁSICAS.

Secuencia SR, Tiempo de Repetición (TR)
Secuencia IR, Tiempo de Inversión (TI)

6.1. LA SECUENCIA SE	6.2.
Tiempo de Eco (TE). Potenciación orientativa de las imágenes en las secuencias SE.	
6.2. SECUENCIAS GE, GRE, FE	6.7.
Secuencias por Eco de Gradiente. Efecto de los gradiente bipolares. Potenciación orientativa de las imágenes.	
7. SELECCIÓN DEL PLANO TOMOGRÁFICO.	
Concepto de Gradiente Magnético. Bobinas de Gradientes.	
Pulsos de Gradiente. Determinación del espesor del corte tomográfico. FOV variable.	
8. RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN	
8.1. RECONSTRUCCIÓN POR DOBLE ANÁLISIS DE FOURIER	8.1.
Gradiente de codificación de frecuencia : Gradiente de desfase	
Gradiente de lectura (readout gradient).	
Gradiente de codificación de fase. Phase encoding steps. Dim-fase.	
Diagrama esquemático.	
8.2. DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL	8.5.
BANDWIDTH (BW). Frecuencia de Nyquist. Aliasing. No phase wrap	
Relación entre la BW, Señal/Ruido y rapidez de lectura.	
8.3. EL DESPLAZAMIENTO QUÍMICO ENTRE EL AGUA Y LA GRASA.....	8.7.
Chemical shift. Constante de apantallamiento.WFS	
El artefacto de desplazamiento químico.	
9. DIAGRAMA PARA LA OBTENCIÓN DE UNA IMAGEN TOMOGRÁFICA RM EN SECUENCIA SE	
Diagramas Temporales. Adquisición 2D multiplanar multidireccional.	
Diagrama de la secuencia SE 2D clásica, secuencia SE 3D	
10. EL ESPACIO K	
Dim-fase, dim-frecuencia. Espacio K. Raw data.	
10.1. ORGANIZACIÓN DEL ESPACIO K	10.4.
Trayectorias. Forma de llenado secuencial. Contraste y Definición espacial.	
10.2. PROPIEDADES DEL ESPACIO K	10.6.
Simetría Hermitiana. Nex fraccionado. Eco fraccionado.	
10.3. TRABAJANDO EN EL ESPACIO K.....	10.8.
Matrices rectangulares, FOV rectangular. Oversampling.	
10.4. FORMAS DE LLENADO DEL ESPACIO K	10.10.
Reordenamiento del espacio K. forma secuencial standard.	
Llenado secuencial con scrolling. Llenado concéntrico. Llenado segmentado.	
Llenado con single shot EPI. Llenado multishot. Llenado interleaved EPI.	
Llenado espiral. Formas KEYHOLE.	
11. LAS SECUENCIAS RÁPIDAS.	
11.1. SECUENCIAS RÁPIDAS FAST GRADIENT/FIELD ECHO	11.4.
Esquema de llenado. Steady State en TR cortos.	
11.1.1. SECUENCIAS FAST GRE INCOHERENTES o SPOILED GRE	11.5.
Técnicas Spoiler o defasadoras.	
FLASH, SPGR, FMPSPGR, CE-FFE-T1, RF-FAST- 3D-FLASH,...	
11.1.2. SECUENCIAS FAST GRE COHERENTES	11.6.
11.1.2.1. SECUENCIAS STEADY STATE COHERENT GRE (SS-GRE).....	11.6.
GRASS, FISP, FFE, FAST,..	
11.1.2. 2. SECUENCIAS CONTRAST-ENHANCED STEADY STATE (CE-GRE)	11.6.
SSFP PSIF, CE-FFE-T2, CE-FAST,..	
11.1.2.3. SECUENCIAS MIXTAS GRE COHERENTES	11.7.

	FADE, DESS, ...	
11.2.	SECUENCIAS GRE CON PREPARACIÓN TISULAR (MP-GRE).....	11.7.
	Tiempo de preparación (TP)	
	MP-RAGE, IR- FAST- GRASS, DE-FAST-GRASS, IR-MP-RAGE,	
	RAM-FAST, SINGLE SHOT TURBO FLASH, SINGLE SHOT TFE,..	
	Secuencias con varias preparaciones tisulares. Factor turbo (Tf)	11.10.
	TURBO (Tf) FAST GRE, TURBO (Tf) FFE	
11.3.	LAS SECUENCIAS EPI.....	11.11.
	Echo Train Length (ETL). SHOT. Echo Spacing	
	SE-EPI, GRE-EPI, IR-EPI,.	
11.4.	SECUENCIAS FAST/TURBO SPIN-ECO	11.15.
	Echo Train Length (ETL).Factor turbo. K segmentado.	
	TE efectivo, Tiempo de adquisición.	
	TSE, FSE.....	11.21.
	SECUENCIAS (SINGLE/SNAP) SHOT (FAST/TURBO) SPIN-ECHO	
	RARE, SSFSE, HASTE.....	11.22.
11.5.	SECUENCIAS HÍBRIDAS GRADIENT-SPIN ECHO (GRASE, GSE).....	11.21.
	Módulo EPI, factor EPI (Ef). Fator TURBO (Tf).	
11.6.	AVANCE EN LAS SECUENCIAS IR	11.23.
	FAST/TURBO STIR, FAST FLAIR, EPI FLAIR	
	DIRSE, SPECIAL, STAR, EPISTAR, FAIR	11.24.
11.7.	VISIÓN ESQUEMÁTICA DE LA EVOLUCIÓN DE LAS	
	PRINCIPALES SECUENCIAS.....	11.28.
	Diagrama esquemático.	
11.8.	EL CONTROL DE LA SECUENCIAS MEDIANTE LA IMAGEN:	
	LOS NAVIGATOR Y LOS TRACKING ECHOS	11.25.
	Ecos de navegación. Ecos rastreadores.	
11.9.	TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN EN PARALELO	11.25
	Perfiles de sensibilidad.	
	11.9.1.TECNICAS PPA EN EL DOMINIO DEL ESPACIO K	11.26.
	SMASH, AUTO-SMASH, DV AUTO-SMASH,GRAPPA.	
	11.9.2. TECNICAS PPA EN EL DOMINIO DEL ESPACIO IMAGEN	11.26
	SENSE, ASSET,PILS, SPACE RIP.	

12. SUSTANCIAS DE CONTRASTE EN IRM

12.1.	MECANISMOS DE ACCIÓN DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IRM.....	12.1.
	Relaxometria, Relaxividad Longitudinal (R1) y Relaxividad Transversal (R2).	
12.2.	ESTRUCTURA DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IRM	12.3.
	12.2.1. PRINCIPIOS ACTIVOS DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IRM.....	12.3.
	A. IONES PARMAGNÉTICOS: Gd, Dy,.	
	B. AGENTES SUPERPARAMAGNÉTICOS: SPIO, USPIO,VSOP, MION	
	12.2.2. LAS SUSTANCIAS QUELANTES	12.4.
12.3.	AGENTES DE CONTRASTE CON GADOLINIO	12.5.
	12.3.1. AGENTES DE CONTRASTE INESPECÍFICOS CON Gd	12.5.
	Gd-DTPA, Gd-DO3A, Gd-DTPA-BMA, Gd-DOTA,Gd-DO3A-Butriol,	
	Gadoversetamida.	
	12.3.2. MACROMOLÉCULAS CON Gd. (POOLS VASCULARES CON Gd)	12.5.
	Gd-DTPA-Albumina	
	12.3.3. NUEVOS COMPUESTOS EN ENSAYO.....	12.6.
	MS-325, GADOMER-17	
12.4.	COMPUESTOS CON ÓXIDOS DE HIERRO. FARMACOCINÉTICA	12.7.
	12.4.1. LOS SPIO	12.7.
	Los Ferrumóxidos: AMI-25, Feridex, Endorem; SHU-555	
	16.4.2. LOS USPIO	12.7.
	AMI-227	
	16.4.3. EL MION-46.....	12.8.

13. ANGIOGRAFÍA POR RM

- Voxels estacionarios y voxels móviles
- 13.1. TÉCNICAS ARM "IN FLOW" O TOF13.1.
Diferencia de señal entre los voxels estacionarios y los no saturados. ARM TOF-2D, ARM-SECUENCIAL-2D, Bandas de presaturación. Walking SAT, Traveling SAT ARM TOF-3D. SLAB. MOTSA.
- 13.2. OPTIMIZACIÓN DE LA TÉCNICA TOF.....13.5.
Influencia de TR, TE y Flip angle. Métodos de anulación de la señal grasa, Método Dixon, STIR, Saturación espectral, Técnica SPECIAL.
- 13.3. TÉCNICAS ARM DE FASE13.6.
Diferencia de señal debidas al desplazamiento bajo un gradiente magnético. Gradiente bipolar. Eco de Gradiente. Desfase de flujo. Encoding velocity. Velocity aliasing. Imagen angiográfica de fase. Imagen por diferencia compleja. Imagen de diferencia de fase. Imagen potenciada en magnitud. Imagen de flujo. cine PC. Cuantificación del flujo. ARM 3D-FASE y ARM 2D-FASE.
- 13.4. REPRESENTACIÓN DE LAS IMÁGENES ARM13.11.
MIP. Imagen colapsada.
- 13.5. ESTRATEGIAS EN ARM13.12.
Transferencia de Magnetización (TM). Mecanismos de compensación de flujo Compensación de primer orden.
- 13.6. LA ARM CON CONTRASTE13.14.
Escópia RM. Pulsos rastreadores. Navigator Echos.

14. CONSIDERACIONES BÁSICAS EN LA INTERPRETACIÓN DE LAS IMÁGENES RM

Imagen del tejido graso. Imagen de los tejidos celulares. Interpretación en el sistema músculo-esquelético. Tendones y fibras colágenas. Cartílago hialino, hueso cancelar Las sustancias de contraste. Interpretación de la patología básica. Valoración de la hemorragia.

15. TÉCNICAS ESPECIALES EN IRM.

- 15.1. LA IMAGEN DE RM EN LAS TÉCNICAS INTERVENCIONISTAS.....15.1.
Real time tracking. Pantallas de plasma. Imanes abiertos.
- 15.1.1. APLICACIONES EN DIAGNÓSTICO15.3.
Citologías. Colocación estereotáctica de electrodos para la electroencefalografía profunda. Biopsias estereotáxicas.
- 15.1.2. APLICACIONES TERAPÉUTICAS15.3.
Drenajes. Laserterapia. Cirugía con Radiofrecuencia. Los ultrasonidos. Crioterapia. Quimioterapia.
- 15.2. TÉCNICAS DE DIFUSIÓN.....15.5.
- 15.2.1. DIFUSIÓN LIBRE15.6.
Coeficiente de Difusión. Técnica de Stejskal y Tanner. Artefacto "T2 shine through".
- 15.2.2. COEFICIENTE APARENTE DE DIFUSIÓN (ADC).....15.10.
Intravoxel Incoherent Motions (IVIM)
- 15.2.3. ANISOTROPIA DE LA DIFUSIÓN.....15.11.
.Difusión isotrópica y difusión anisotrópica. Tensor de difusión. Vectores y valores propios del tensor de difusión. Trace o índice del tensor Fracción anisotrópica (FA)
- 15.2.4. IMÁGENES POTENCIADAS EN DIFUSIÓN.....15.13.

Imagen isotrópica DWI. Mapas de ADC. Cálculo del ADC.	
15.2.5. APLICACIONES CLÍNICAS DE LA DIFUSIÓN RM	15.17.
15.2.5.1. VALOR DE LA DIFUSIÓN EN EL ATAQUE VASCULAR AGUDO	15.17.
Fase aguda, subaguda y fase crónica del accidente vascular.	
15.2.5.2. VALOR DE LA DIFUSIÓN EN LAS PATOLOGIAS DESMIELINIZANTES	
Estudios de Difusión en la Esclerosis Múltiple	15.20.
15.2.5.3. OTRAS APLICACIONES CLÍNICAS	15.21.
15.3. TÉCNICAS DE PERFUSIÓN.....	15.21.
Curva dinámica de susceptibilidad. Tiempo de llegada (t_0), Valor del mínimo.	
TTP, rCBV, rCBF, MTT	
15.3.1.APLICACIONES CLÍNICAS EN LOS ACCIDENTES VASCULARES	15.26.
Penumbra isquémica. Valor del mismatch	
15.4. LOS ESTUDIOS FUNCIONALES CEREBRALES	15.29.
fMRI. Técnicas BOLD.	
15.5. TRANSFERENCIA DE MAGNETIZACIÓN	15.30.
Pulso "off center". Índice MTR. Histogramas MTR.	

16. VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LA IRM VERSUS LAS OTRAS TÉCNICAS DE IMAGEN

16.1. VENTAJAS	16.1.
16.2. INCONVENIENTES.....	16.3.

17. ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR. CONSIDERACIONES BÁSICAS Y TÉCNICAS

17.1. BIOFÍSICA	17.2.
17.1.1. FRECUENCIA DE RESONANCIA	17.2.
Influencia del entorno bioquímico. Espectro de frecuencias.	
Propiedades de los núcleos de mayor interés.	
17.1.2. DESPLAZAMIENTO QUÍMICO	17.4.
Expresión del espectro en ppm. Referencias.	
17.2. SECUENCIAS DE PULSOS.....	17.6.
Secuencias spin-eco (SE,PRESS, PRIME)	
Secuencias de eco estimulado (STEAM).	
Secuencias híbridas.	
17.3. CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LA APLICACIÓN DE ESTAS SECUENCIAS DE PULSOS	17.8.
Selección de tipo de núcleo y del volumen a estudiar. Elección del tipo de secuencia de pulsos. Comparación SE versus STEAM.	
Ventajas e inconvenientes de las secuencias CSI.	
17.4.PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE UN ESPECTRO.....	17.9.
Estudio del área de una resonancia. Significado del ancho de banda a mitad de la altura. Desdoblamiento de las resonancias	
BIBLIOGRAFIA SELECCIONADA	17.11.

18. ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR: APLICACIONES CLÍNICAS

18.1. ESPECTROSCOPIA DE RESONANCIA MAGNÉTICA DE HIDRÓGENO-1	18.1.
Principales compuestos detectables.	
Ejemplos de aplicaciones clínicas (cerebro, tumores).	
18.2. CONCLUSION.....	18.12.
BIBLIOGRAFÍA.....	18.12.

19. RIESGOS EN RM.

19.1. EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS ESTÁTICOS	19.2.
Potencial de flujo.	

19.2.	EFFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS VARIABLES	19.4
	Corrientes inducidas. Corrientes de Eddy.	
19.3.	EFFECTOS DE LOS CAMPOS DE RADIOFRECUENCIA.....	19.7.
	Potencia Específica Absorbida: SAR.	
19.4.	PRECAUCIONES EN LAS EXPLORACIONES DE RM	19.9.
	Material MR-Seguro y MR- compatible	
19.5.	PROCEDIMIENTOS DE SEGURIDAD	19.12.
	Con carácter general. Con en personal propio y externo.	
	Con el paciente. Otros procedimientos de seguridad. Casos de Quench.	
	Sobre los agentes de contraste	

BIBLIOGRAFIA DE BIOFÍSICA DE LA RM

GLOSARIO

1

INTRODUCCIÓN



La **Resonancia Magnética (RM)** es un fenómeno físico por el cual ciertas partículas como los electrones, protones y los núcleos atómicos con un número impar de protones (Z) y/o un número impar de neutrones (N) pueden absorber selectivamente energía de radiofrecuencia al ser colocados bajo un potente campo magnético.

Las imágenes RM utilizadas en diagnóstico clínico aprovechan la resonancia magnética del núcleo de H-1. Hay otros núcleos con posibilidades en Neuroimagen como el Na-23, pero aún están en fase muy experimental. **Por tanto nos vamos a referir únicamente a los núcleos de Hidrógeno**

Una vez los núcleos han absorbido la energía de radiofrecuencia (**RESONANCIA**), devuelven el exceso energético mediante una liberación de ondas de radiofrecuencia (**RELAJACIÓN**). Esta liberación energética induce una señal eléctrica en una antena receptora con la que se puede obtener una imagen (**IRM**), hacer un análisis espectrométrico (**ERM**) o una combinación entre estas dos (imágenes espectrométricas). Desde el punto de vista global, todo el proceso se esquematiza en la Fig 1.1.

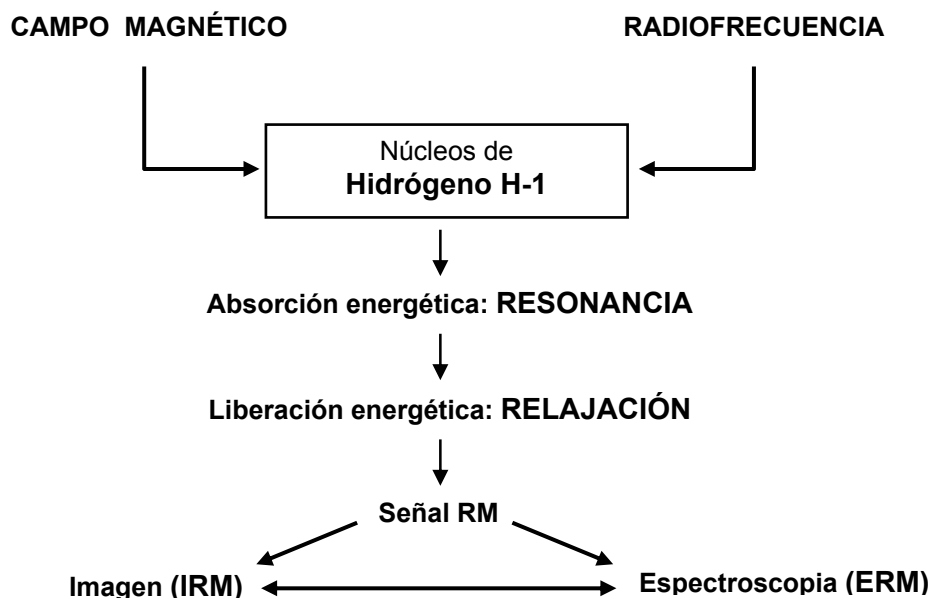


Fig 1.1.

La **IRM** y la **ERM** son dos formas distintas de presentar una información que emana del fenómeno de la Resonancia Magnética Nuclear.

La señal de relajación proviene de los núcleos de H del tejido pero es modulada por multitud de parámetros unos externos (como es por ejemplo el valor del campo magnético de nuestro aparato de RM) y otros propios del tejido (como es por ejemplo el tipo de molécula en la que se encuentra el núcleo de H). Ello implica que la señal que detectamos contenga una gran cantidad de información. La habilidad de la técnica RM consiste en extraer de toda esta riqueza de información imágenes potenciadas en los parámetros que puedan interesarnos. Los avances más importantes en estos últimos años llevan a la RM a sobrepasar el campo puramente de la imagen morfológica para añadirle información fisiológica (como la difusión) o bioquímica (imágenes de desplazamiento químico). Por otro lado la rapidez en la adquisición de las imágenes permiten sobrepasar las imágenes estáticas para expandirse sobre estudios dinámicos o funcionales que años atrás eran impensables de abarcar.

Desde sus fases iniciales el campo de la neuroimagen fue el de mayor impacto de la técnica. La obtención directa de un corte sagital medio de la cabeza fue su mejor tarjeta de presentación. (Fig 1.2) En la actualidad las aplicaciones a la neuroimagen continúan consolidándose a la vez que se abren nuevas posibilidades que tienen aún que demostrar su papel dentro del ya complejo arsenal diagnóstico.

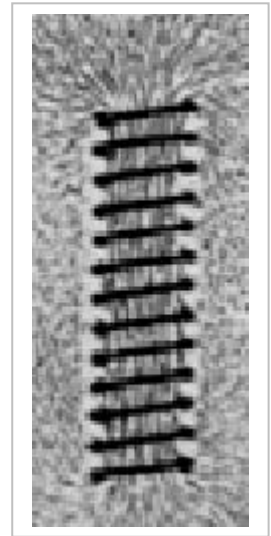


*Fig 1.2. Primera imagen RM en España
14 de Diciembre de 1983
Spin- Echo_ T1
Centre Diagnòstic Pedralbes. Barcelona.*

El propósito de esta pequeña introducción biofísica a la RM aplicada a Neuroimagen es recorrer de forma breve i sin ánimos de profundidad en demasía, los puntos esenciales de esta tecnología desde la formación de la señal hasta el significado de las distintas potenciaciones en que podemos presentar las imágenes y que traduce el enorme potencial diagnóstico que la versatilidad de la técnica nos permite

2

PROPIEDADES MAGNÉTICAS DE LA MATERIA



2.1. EL CAMPO MAGNÉTICO

Las cargas eléctricas en movimiento (por ejemplo una corriente eléctrica) implican la aparición en el espacio que las rodean una serie de propiedades bien conocidas (por ejemplo: orientación de las limaduras de hierro). Estas nuevas propiedades originadas por las cargas eléctricas en movimiento las denominamos **campo magnético**. El campo magnético lo representaremos por \vec{B} y es una magnitud vectorial, es decir, en un punto del espacio donde existe campo magnético es necesario definir aparte del valor del campo, la dirección y el sentido. (Fig 2.1)

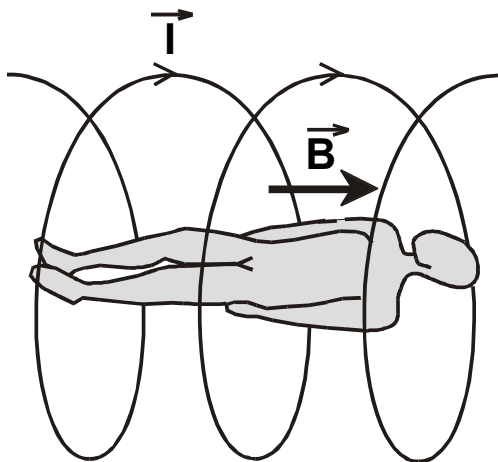


Fig 2.1.
Campo magnético creado por un conductor en forma de helicoide (solenoides) por el que circula una corriente continua \vec{I} .
Dentro del helicoide, en la zona central, el campo magnético \vec{B} tiene que ser lo más uniforme posible.

El valor de B se expresa en unidades de inducción magnética

El valor de B (intensidad o módulo del campo magnético) se expresa en unidades de **inducción magnética**. Las unidades utilizadas en RM son: El **Tesla (T)** y el **Gauss**.

$$1 \text{ T} = 10.000 \text{ Gauss}$$

Como idea comparativa, el valor del campo magnético terrestre se sitúa alrededor de los 0.5 Gauss (variando según factores geográficos y temporales).

Actualmente se encuentran comercializados para IRM, desde aparatos RM de 0,02 T hasta aparatos RM de 3 T. Están en ensayo clínico imanes de 4 T, 7 T y de 8 T

El campo magnético se expande alrededor del imán. Las superficies de igual valor del campo magnético adoptan formas muy variadas alrededor del imán, dependiendo del diseño y de factores externos, en especial los materiales metálicos del entorno. La expansión del campo magnético fuera del cilindro de exploración puede implicar serios problemas en la ubicación de los aparatos de RM. Para minimizar estos efectos fuera de la zona de exploración se suelen utilizar los llamados **apantallamientos magnéticos**. Pueden ser de dos tipos los **apantallamientos pasivos** mediante materiales metálicos fijos y los **apantallamientos activos** mediante corrientes que crean pequeños campos magnéticos correctores. Tiene especial importancia la línea de los 5 gauss (0,5 mT) que se considera el límite para el acceso de portadores de marcapasos y la línea de los 0,1 mT como excluyente de determinados aparatos electrónicos.

Una de las condiciones que hay que considerar al valorar el campo magnético es su **homogeneidad y estabilidad**. Estos conceptos hacen referencia a las variaciones relativas del campo magnético en el espacio y en el tiempo y se expresan en partes por millón (**ppm**) dentro de un volumen de superficie esférica de un diámetro adecuado (Diameter of Spherical Volume: **DSV**). Si queremos que el campo magnético sea **homogéneo** (tenga un valor vectorial constante) sobre un determinado espacio debemos **diseñar la forma del conductor**. El diseño más utilizado es el de un conductor en forma de helicoide (solenoides) que logra en su interior, alrededor de su punto central medio (**isocentro**), un campo magnético muy homogéneo. El paciente será introducido dentro del helicoide. En la actualidad existen diseños muy variados (solenoidales, donuts, en columnas, en C). Los **diseños abiertos** tienen importancia no tan solo por disminuir la claustrofobia, si no también por sus posibilidades en intervencionismo, aunque el valor del campo magnético en diseños abiertos está limitado.

Para mejorar la homogeneidad del campo magnético se realizan las **maniobras de shimming**. El shimming puede ser **pasivo** mediante piezas metálicas que quedan fijas durante la implantación del imán y **activo**, mediante la creación de campos magnéticos adicionales compensatorios haciendo pasar corrientes continuas adecuadas por bobinados que se colocan dentro del imán. Al colocarse el paciente para su exploración se producen pequeñas heterogeneidades locales que se compensan mediante el **shimming activo**. En muchas secuencias utilizadas en RM se precisa de una gran uniformidad con lo que el shimming activo es de uso habitual.

Aunque la mayoría de los aparatos RM utilizan corriente eléctrica continua para generar el campo magnético (**electroimanes**), existen también **imanes permanentes**. Los imanes permanentes construidos con sustancias ferromagnéticas que presentan una imantación permanente. Los **electroimanes** pueden ser según el tipo del conductor **resistivos o superconductivos**. Los superconductivos son los que pueden alcanzar mayor campo magnético se basan en la propiedad que poseen ciertas aleaciones metálicas que al ser enfriadas a temperaturas cercanas al cero absoluto ($-273^{\circ}\text{C} = 0^{\circ}\text{K}$) pierden su resistencia eléctrica. La aleación más usada es la de Titanio-Niobio (TiNb) en forma de hilos dentro de una matriz de Cu que se enrolla en forma de bobinados y se sumergen en una cámara cilíndrica llena de Helio líquido. Precisan por tanto de relleno de He.

2.2. LOS GRADIENTES MAGNÉTICOS

Aparte del valor del campo magnético, los gradientes magnéticos son uno de los componentes del aparato de resonancia que hay que prestar especial atención ya que han jugado un papel decisivo en la evolución de la tecnología RM.

Los **gradientes magnéticos** son variaciones del campo magnético medidas a lo largo de una dirección.

El gradiente se expresa por la magnitud vectorial \vec{G} . En un punto, **el valor o la amplitud del gradiente** es la variación de la magnitud por unidad de longitud en aquel punto. **La dirección** es la orientación de la línea sobre la que se mide la variación y el **sentido** se adopta positivo hacia el sentido en el cual crece la magnitud y negativo en sentido contrario.

A lo largo de todo el proceso de obtención de la imagen, es preciso crear gradientes magnéticos sobre direcciones predeterminadas. Como norma general, los gradientes magnéticos utilizados en IRM deben ser **lineales** es decir la variación del valor del campo magnético en la dirección del gradiente debe de ser lo mas uniforme posible. Ello se logra mediante un par de bobinas recorridas por corrientes continuas en sentido contrario (Fig 2.2) El resultado de aplicar este **par de bobinas (bobinas de gradiente)** es la creación a lo largo del eje, **de una variación uniforme del campo magnético, es decir, de un gradiente magnético lineal.**

El valor del gradiente se expresa midiendo la variación del campo magnético por unidad de longitud en la dirección determinada. Es decir por la pendiente de la gráfica de la variación de B con la longitud. (**Representación espacial del gradiente**). El valor máximo de esta pendiente, (**Amplitud máxima del gradiente**) indicará el valor máximo que puede alcanzar un gradiente (**G_{máx}**) y se expresa en militesla/metro (**mT/m**) o en Gauss/cm.

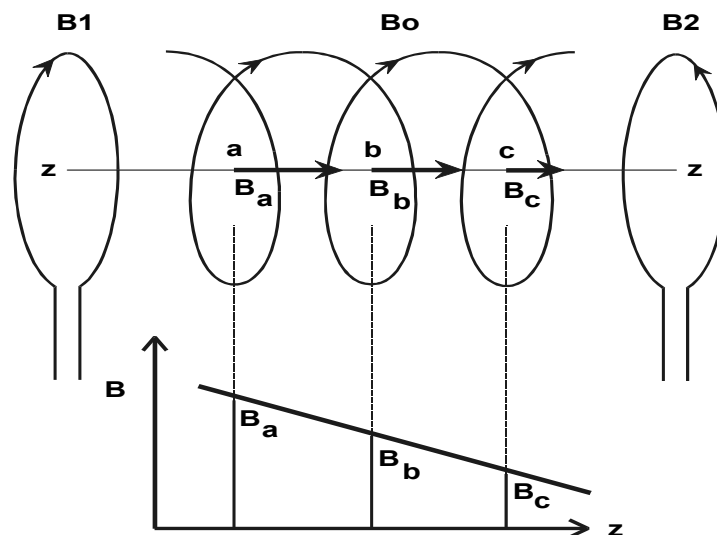


Fig 2.2.

Creación de un gradiente magnético lineal a lo largo del eje del imán.

Las dos bobinas B1 y B2 recorridas por corrientes en sentidos contrarios, crean sobre el eje del imán una variación uniforme del campo magnético B a lo largo de la dirección del eje z

El valor de G_{máx} interviene entre otros factores en la resolución espacial máxima y es fundamental para fijar el grosor mínimo del corte y el mínimo FOV.

Cuando queremos valorar las posibilidades de un tomógrafo RM hay que valorar las prestaciones de su sistema de gradientes.

A lo largo de una exploración RM, los gradientes magnéticos actúan durante breves instantes (del orden de los microsegundos) en momentos estratégicos. Por esto es frecuente hablar de **pulsos de gradiente**. Por tanto la manera usual de representarlos en un diagrama RM es indicando sobre un eje de tiempos cuando entran en juego. Es decir representar el valor de la variación de G con el tiempo. (**Representación temporal de los gradientes**) (Fig 2.3.)

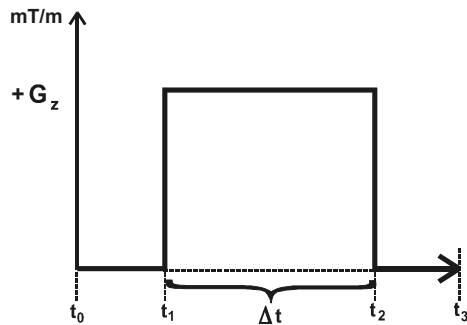


Fig 2.3.

Representación temporal de la acción de los gradientes.

En el tiempo t_1 se activa, se mantiene constante durante el intervalo Δt y se cierra en el tiempo t_2 . El valor $+G_z$ indica creciente en un sentido mientras que los valores de gradiente negativos indicarían valores crecientes de campo magnético en sentido contrario al anterior.

Aunque en la representación temporal de la Fig. 2.3. tanto la entrada como la salida de los gradientes se hace de una forma instantánea, esto no ocurre así, sino que se requiere un cierto tiempo desde que se ponen en marcha los gradientes hasta que alcanzan el valor de trabajo. Por lo tanto en una representación temporal la forma de los gradientes es **trapezoidal** (Fig. 2.4.) El tiempo desde que se activan los gradientes hasta que alcanzan el valor máximo constante de trabajo (**plateau**) se conoce como **tiempo de ascenso o "rise time"**. De igual forma, el tiempo que tarda en caer del "plateau" a cero se conoce como **tiempo de caída o "fall time"**. Por la simetría del diseño ambos tiempos son idénticos, por lo que solo se hace referencia en las especificaciones al **rise time**. Estos tiempos de entrada y salida de los gradientes han ido disminuyendo a medida que la tecnología ha mejorado. Se expresan en μs y podemos encontrar tiempos de ascenso que bajan a los $100 \mu s$

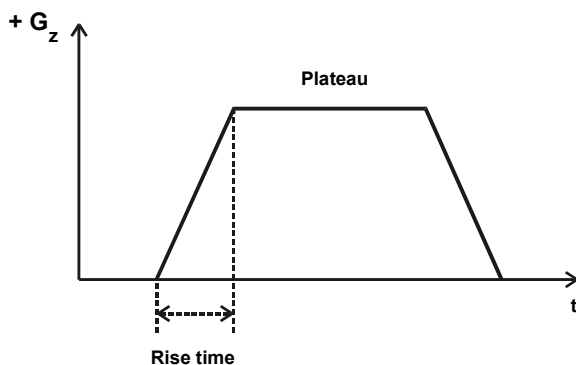


Fig 2.4.

Representación en el tiempo de la forma de los gradientes lineales.

En el eje de ordenadas el valor del gradiente. El "plateau" lineal y constante corresponde a la zona de trabajo o amplitud máxima. El "rise time" corresponde al tiempo desde la puesta en "on" hasta alcanzar el valor máximo. El "Slew Rate" corresponde a la pendiente en la apertura.

Unos tiempos de ascenso cortos permiten aumentar el tiempo útil de trabajo de los gradientes que corresponde al tiempo que se mantienen constante en su valor máximo. Recibe el nombre de **gradient duty cycle** el porcentaje de tiempo en que los gradientes están actuando dentro de una secuencia.

El gradient duty cycle limita entre otros, el número de planos que podremos obtener en un determinado período.

También es importante el concepto de **slew rate o (SR)** que equivale a valorar **la rapidez** con que se instauran los gradientes. El slew rate se define como el cociente entre el valor máximo del gradiente ($G_{\text{máx}}$) y el rise time:

$$\text{Slew rate} = G_{\text{máx}} / \text{rise time} \quad (\text{Se expresa en T/m/s})$$

El SR es el factor determinante para la rapidez en la adquisición de las imágenes. Cuanto mayor es el SR más rápida puede ser la secuencia.

El área delimitada por la variación del gradiente (ascenso, plateau y caída) en el dominio temporal, fija la resolución espacial alcanzable. Cuanto mayor sea el área mayor la resolución espacial. Las secuencias hiperrápidas que precisan SR elevados, tendrán que trabajar con $G_{\text{máx}}$ lo más elevados posible y con Rise Time cortos.

En la Fig 2.5. se esquematiza la representación temporal de un gradiente $+G_z$ seguido de un gradiente de igual valor pero de sentido contrario $-G_z$ mantenido durante un tiempo idéntico. Esta par de gradientes constituido por un gradiente y su gradiente inverso, se utilizará mucho en IRM y constituye lo que se llama **gradiente bipolar**. El **ramp time** indica el tiempo que tarda en pasar desde el valor máximo negativo al valor máximo. Según estudios publicados⁽¹⁾ el ramp time tiene un papel determinante para valorar los efectos de la posible excitación nerviosa que puede producirse debida a las rápidas variaciones magnéticas

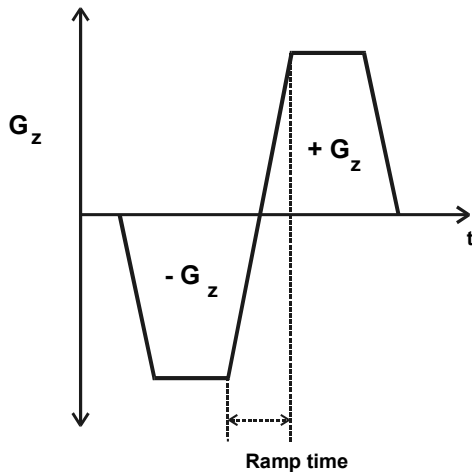


Fig 2.5.

Ramp time en un gradiente bipolar trapezoidal.

Los nuevos gradientes añaden complejidad en las instalaciones ya que precisan por lo general un sistema de refrigeración por agua tanto en los generadores de los gradientes como dentro del "gantry" de examen. Por otra parte las variaciones de campo magnético producen **ruidos rítmicos** que pueden alcanzar niveles desagradables (entre 70 dB y 110 dB) que las casas comerciales suplen mediante construcciones más compactas del cilindro de gradientes. Por último, en el apartado de los efectos biológicos hay que tener en cuenta las **limitaciones para no sobrepasar el umbral de excitación nerviosa**.

La entrada y salida de los gradientes implica variaciones de campo magnético que sobre cualquier circuito conductor (metálico o electrolítico) implica la aparición de corrientes inducidas conocidas como **corrientes de EDDY**. Las corrientes de Eddy en su origen son variables y por tanto a su vez inducen campos magnéticos que producirán artefactos en la imagen conocidos como **artefactos de Eddy**. Para evitarlos se utilizan los llamados gradientes autoapantallados que consiste en bobinados especiales en el diseño de los gradientes que disminuyen el valor de las corrientes inducidas y de una pantallas conductora metálica que deriva a tierra las corrientes inducidas.

2.3. PROPIEDADES MAGNÉTICAS DE LA MATERIA

Los cuerpos materiales contienen cargas eléctricas en continuo movimiento (Ejemplo: electrones girando en sus órbitas). en consecuencia los cuerpos materiales poseen **propiedades magnéticas**. Estas propiedades magnéticas dependen básicamente de la composición electrónica.

Al colocar un cuerpo en un campo magnético, se comporta de una forma particular de acuerdo con su configuración interna. Este comportamiento se cuantifica mediante la **SUSCEPTIBILIDAD MAGNÉTICA** (χ). La Susceptibilidad Magnética de una substancia es por lo tanto **una medida de la tendencia a magnetizarse cuando se coloca en un campo magnético externo**.

¹ Reilly J.P. *Med. and Biol. Eng. and Comp.* 1989 (27):101-110

Como regla general se pueden clasificar los materiales según el valor de su susceptibilidad magnética.

Si $\chi < 0$, los cuerpos se llaman **DIAMAGNÉTICOS** y se conocen en general como **no magnéticos**. En su interior el campo magnético tiende a ser menor que el campo magnético externo a que está sometido. Estos cuerpos en general no presentan movimientos al colocarlos en un campo magnético o si acaso, tenderían mínimamente a desplazarse hacia las regiones donde el campo magnético es menor. Colocados en un campo magnético uniforme, tienden a dispersar las líneas de campo.

Es muy importante este grupo de materiales ya que las técnicas modernas de la IRM contemplan los procesos intervencionistas y por lo tanto, el uso de materiales dentro del campo magnético. Estos materiales suelen llamarse "**compatibles**". Entre los materiales compatibles señalemos: Oro, Plata, Platino, (las tres T's: Titanio, Tántalo, Tungsteno), Materiales Cerámicos, Zirconio, Silicona-nítrido, Plexiglás, Nylon, Teflón, Aluminio.

Los materiales compatibles, teniendo presente su uso en las técnicas intervencionistas, se agrupan en dos niveles de compatibilidad:

Los materiales del **primer nivel** son suficientemente no magnéticos (aproximadamente entre 10^{-5} y 10^{-2}) para que no presenten fuerzas apreciables, pero pueden producir distorsiones o degradaciones en la imagen. Estos materiales son aceptables como instrumentación que no tiene que estar presente en la zona a explorar. Desde el punto de vista de los riesgos se consideran **RM-seguros**

Los materiales del **segundo nivel** con una susceptibilidad inferior al 10^{-5} son tan cercanos a la susceptibilidad del tejido humano que prácticamente no van a producir ninguna distorsión en la imagen. Aquí se incluyen aparte de los materiales cerámicos, el Nilón, el Teflón y el Zirconio entre otros.

Si $\chi > 0$, los cuerpos se llaman **PARAMAGNÉTICOS**. En su interior del campo magnético es mayor que el campo a que está sometido y tienden a desplazarse hacia las zonas donde el campo magnético es mayor. Estos cuerpos presentan movimientos ya que son atraídos con mayor o menor fuerza hacia el imán alineándose con el campo magnético. Colocados en un campo magnético uniforme, tienden a concentrar las líneas de fuerza. Los materiales paramagnéticos poseen electrones no apareados y asimetría de sus órbitas. Ejemplo, los radicales libres y los iones metálicos Cu^{+2} , Mn^{+2} , etc .

Los elementos de la tabla periódica considerados como tierras raras como el **Gadolinio (Gd)** o el **Dysprosium (Dy)** y sus complejos, se encuentran entre las sustancias de mayor paramagnetismo por poseer multitud de electrones no apareados. Los quelatos de **GADOLINIO (Gd⁺³)** se utilizan como sustancias de contraste habituales en IRM. El quelato disminuye su toxicidad aumentando su estabilidad.

Dentro de las sustancias Paramagnéticas están las **FERROMAGNÉTICAS** que se caracterizan por tener susceptibilidad magnética muy elevada. Estas sustancias, como el Hierro, se caracterizan por presentar imantación permanente una vez fuera del campo magnético. Las sustancias ferromagnéticas son totalmente incompatibles con la IRM.

El organismo humano es diamagnético, pero los distintos tejidos biológicos poseen distintos valores de susceptibilidad. Por ejemplo la susceptibilidad del aire, del LCR o del hueso, son diferentes. Esto origina que en las interfases entre tejidos biológicos de diferente susceptibilidad se originen rápidas variaciones locales del valor del campo magnético conocidas como **gradientes por susceptibilidad** y son responsables de los llamados **artefactos por susceptibilidad** así como pérdidas locales de señal durante las exploraciones de RM. (Fig 2.6)

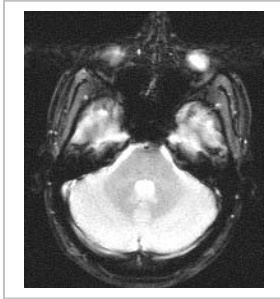


Fig 2.6.

Artefacto e susceptibilidad que borra el perfil en las interfaces aire/hueso/tejido .

También se crean gradientes por susceptibilidad por la presencia de materiales paramagnéticos en los tejidos. Estos materiales pueden ser endógenos o exógenos. Los materiales endógenos incluyen ciertos productos de degradación de la sangre como son: la desoxihemoglobina, la metahemoglobina, la hemosiderina y la ferritina.(Fig 2.7) También pigmentos como la melanina.



Fig 2.7.

Artefacto de susceptibilidad por los productos de degradación de la hemoglobina

Sustancias paramagnéticas como el gadolinio, el manganeso o los compuestos de hierro, se utilizan como contrastes en RM y son capaces de crear gradientes por susceptibilidad entre distintos compartimentos orgánicos. En algunas exploraciones de IRM se trata de aprovechar el efecto que producen sobre los núcleos de H las heterogeneidades producidas por los efectos de susceptibilidad (por ejemplo imágenes de perfusión). En otros casos se trata de evitarlos (por ejemplo en la imágenes SE)

Por otro lado, hay que extremar las precauciones ya que el paciente puede ser portador de sustancias no diamagnéticas (algunos tipos de clips quirúrgicos o prótesis) con posibilidad de movimiento en el campo magnético.

También hay que tener en cuenta que aunque los materiales diamagnéticos son compatibles, pueden producir una distorsión del campo magnético que se traduce en artefactos en la imagen .(Fig 2.8.)

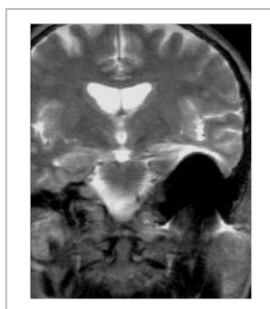


Fig 2.8.

Artefacto de susceptibilidad por la presencia de elemento metálico

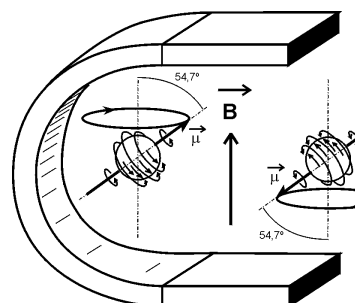
Por todo ello hay que someter al paciente a un interrogatorio exhaustivo tanto respecto a sus antecedentes quirúrgicos como a los laborales en especial a los que trabajan en metalurgia.

Actualmente existen multitud de publicaciones indicando la compatibilidad de los principales implantes, prótesis y todo tipo de utensilios y aparatos que puedan encontrarse o tener relación con las exploraciones de RM. En caso de que existan dudas sobre el tipo del material del que el paciente puede ser portador y no lo encontremos en las reseñas bibliográficas fijándonos exactamente el tipo, marca y año, debemos comprobar con una muestra idéntica: En primer lugar su comportamiento bajo el campo magnético y en segundo lugar si se produce o no artefacto en agua. Si no podemos hacer ninguna comprobación, no debemos realizar la exploración.

Aunque el material metálico sea compatible con el campo magnético, no hay que olvidar que puede absorber calor de la onda de RF.

3

DEL SPIN NUCLEAR A LA MAGNETIZACIÓN DEL VOXEL



Cuando colocamos un paciente bajo el campo magnético, en cada volumen de su organismo que contenga núcleos de H aparecen propiedades magnéticas. Diremos que ha aparecido una **MAGNETIZACIÓN** en el elemento de volumen. El origen de estas propiedades magnéticas es la resultante del comportamiento de los núcleos de H. Explicar con rigor cómo surge la Magnetización, implica introducirse dentro del mundo de la mecánica cuántica a un nivel que escapa del propósito de estos apuntes. Por tanto vamos a tratar de hacer lo más comprensible posible el porqué de la magnetización, tomando siempre como referencia el mundo de la mecánica clásica y baypasando los puntos cuya explicación distorsionaría el nivel que pretendemos.

3.1. CONDUCTA DE UN NÚCLEO ATÓMICO BAJO UN CAMPO MAGNÉTICO.

Podemos imaginar los núcleos de H como pequeñas esferas girando sobre si mismas. Este movimiento de rotación sobre su eje se llama **SPINNING**. (Fig 3.1)

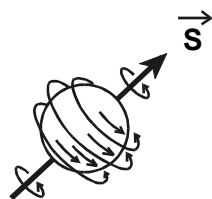


Fig 3.1
Representación esquemática de un núcleo de H.

Las **propiedades mecánicas** del movimiento de spinning se representan por un **VECTOR DE SPIN \vec{s}** orientado sobre el eje de giro.

A su vez por tener el núcleo una carga eléctrica, el movimiento de spinning implica unas **propiedades magnéticas** que se representan por un **VECTOR MOMENTO MAGNÉTICO $\vec{\mu}$** orientado sobre el eje de giro.

Estos dos vectores no son independientes sino que para un núcleo determinado se cumple:

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{s}$$

donde γ es el **COCIENTE GIROMAGNÉTICO NUCLEAR** que depende de la carga/masa.

NOTA 3.1.

Aunque la RM es un fenómeno basado en las propiedades magnéticas de los núcleos, la proporcionalidad $\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{s}$ permite hablar de spins nucleares en lugar de momentos magnéticos nucleares.

Si colocamos el núcleo de H bajo un potente campo magnético, \vec{B} el núcleo presenta la propiedad natural de absorber energía de radiofrecuencia de una frecuencia concreta. Esta propiedad se conoce como **RESONANCIA MAGNÉTICA DEL NÚCLEO DE HIDRÓGENO**. Desde el punto de vista energético, esto implica que cuando se coloca un núcleo de H en un campo magnético son posibles dos estados energéticos:

- Un estado energético de menor energía (antes de la absorción energética)
- Un segundo estado energético de mayor energía logrado cuando el núcleo de H absorbe el valor concreto de la radiación

Si hacemos una similitud con el campo magnético terrestre y la brújula, el campo magnético terrestre orienta la brújula en la dirección de su Polo Magnético (Esta sería la posición de mínima energía para la brújula y por lo tanto su tendencia natural). Si queremos cambiar la dirección de la aguja debemos hacer un pequeño trabajo, es decir, gastar una energía. Esta energía depende de la orientación en que pongamos la aguja. Por lo tanto **a cada orientación le corresponde una energía (energía de posición o potencial)** Viceversa a cada energía le corresponde una orientación. Fijémonos que **la posición de mínima energía**, es apuntando hacia el su polo magnético (posición "up" o paralela), Por el contrario cuando la giramos en la dirección opuesta (posición "down" o antiparalela), tenemos que realizar el máximo trabajo. Es decir, es la posición de máxima energía

Teniendo presente esta similitud, a los dos estados posibles de energía del núcleo de H le corresponden dos orientaciones respecto al campo magnético. Estos dos orientaciones fijadas por la mecánica cuántica corresponden a un ángulo de $54,7^\circ$ del vector momento magnético nuclear respecto a la dirección del campo magnético. y en el sentido del campo magnético (**posición "up" o estado paralelo o menos energético**) o en sentido contrario (**posición "down" o estado antiparalelo o más energético**) (Fig 3.2.)

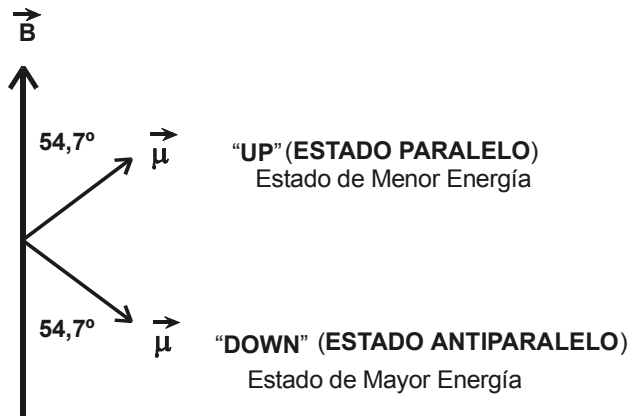


Fig 3.2
Las dos orientaciones posibles del spin de H según la mecánica cuántica

En mecánica clásica esta orientación del spin respecto al campo magnético sería insostenible ya que existiría la tendencia a buscar el estado de menor energía orientándose en la dirección del campo magnético. (De la misma forma que la brújula busca su alineación en la dirección del polo magnético) Como esto está prohibido por las leyes de la mecánica cuántica, desde el punto de vista clásico, la orientación se puede mantener debido a que **el vector momento magnético realiza un movimiento de giro alrededor de la dirección de B**

Este movimiento del vector $\vec{\mu}$ alrededor de \vec{B} se denomina **MOVIMIENTO DE PRECESIÓN**.
(fig 3.3.)

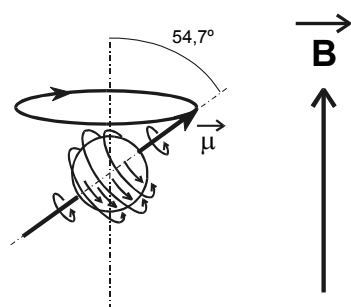


Fig 3.3
Movimiento de precesión
del vector $\vec{\mu}$ alrededor de \vec{B}

* En el movimiento de precesión el núcleo únicamente gira sobre sí mismo y no realiza ningún desplazamiento. No existiría, por tanto, ninguna desestructuración molecular. Es la dirección del spin (o del momento magnético) la que realiza la precesión.

* El movimiento de precesión aparece por el sólo hecho de estar el núcleo de H bajo un campo magnético y no es necesario ninguna emisión de radiofrecuencia.

El movimiento de precesión se realiza a una frecuencia (f_p) llamada **FRECUENCIA DE PRECESIÓN O DE RESONANCIA** que es proporcional al valor del campo magnético percibido por el núcleo siguiendo la llamada **LEY FUNDAMENTAL DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA** o **LEY DE LARMOR**:

$$f_p = \gamma B / 2\pi \text{ (Hz)}$$

Donde:

- f_p es la FRECUENCIA LINEAL DE PRECESIÓN, expresada en ciclos / segundo o Hz.

También puede expresarse como FRECUENCIA ANGULAR DE PRECESIÓN (ω) en radianes / segundo. Como existe la relación: $\omega = 2\pi f$ la ecuación de Larmor puede expresarse:

$$\omega_p = \gamma B \text{ (rad/s)}$$

- γ es el **coeficiente giromagnético nuclear**.
- B es el **valor del campo magnético que percibe el núcleo**.

En realidad, el campo magnético \vec{B} que percibe el núcleo, será suma vectorial de tres posibles componentes:

- En primer lugar, el **campo magnético principal** creado por el imán (\vec{B}_0).
- Un segundo campo magnético mucho más pequeño (del orden de 10^{-3} respecto a B_0) añadido externamente que permitirá trabajar con la señal y que llamaremos **campo magnético de los gradientes** (\vec{B}_{GRAD}).
- Por último un campo magnético a nivel molecular muchísimo más pequeño (del orden de 10^{-6} respecto a B_0) pero que puede jugar un papel primordial y que es individualmente percibido por cada núcleo en función de la estructura bioquímica de su alrededor. Le llamaremos **campo magnético bioquímico** (\vec{B}_{BIOQ}).

Por tanto:

$$\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_{GRAD} + \vec{B}_{BIOQ}$$

Cada núcleo dentro de un elemento de volumen percibe un campo magnético que, aparte de las variaciones externas, variará con el entorno bioquímico, lo que originará dispersiones en las frecuencias de resonancia

La ley de LARMOR rige tanto en la absorción energética como en la emisión. Se comprende que variando \vec{B}_{GRA} podemos hacer que las frecuencias durante estos procesos sean distintas ya que el núcleo absorbe energía a la frecuencia que le impone el campo magnético que percibe en el momento de la absorción. Del mismo modo el núcleo se relaja a la frecuencia que le impone el campo magnético que percibe en el momento de la relajación. Esta dependencia es fundamental en IRM ya que en ella se basa tanto la selección del plano tomográfico (variación de \vec{B}_{GRA} durante la excitación) como la codificación de la señal para la obtención de la imagen (variaciones de \vec{B}_{GRA} durante la relajación).

Aparte de esta variación del campo magnético externo percibido por los núcleos, cada núcleo de forma individual está sometido en un momento determinado, en la excitación o en la relajación a un entorno bioquímico que implica también dispersión en las frecuencias.

Al existir dos orientaciones posibles para los spins nucleares, el movimiento de precesión puede ser realizado sobre un cono abierto hacia la dirección del campo magnético "**orientación UP**" o abierto en la dirección opuesta "**orientación DOWN**". En ambas orientaciones el sentido de giro es el mismo. (Fig 3.4)

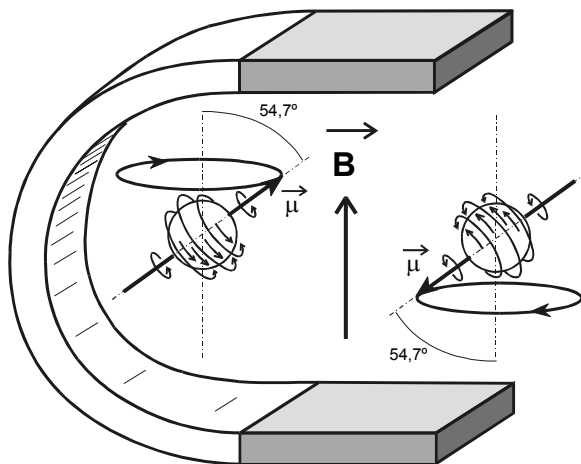


Fig 3.4
Interpretación en Mecánica Clásica del movimiento de precesión de los núcleos "UP" y de los núcleos "DOWN"

3.2. MAGNETIZACIÓN DE UN ELEMENTO DE VOLUMEN.

Los núcleos de H dentro del entramado molecular del organismo tienen, en ausencia de campos magnéticos, los spins orientados al azar. (Fig. 3.5)

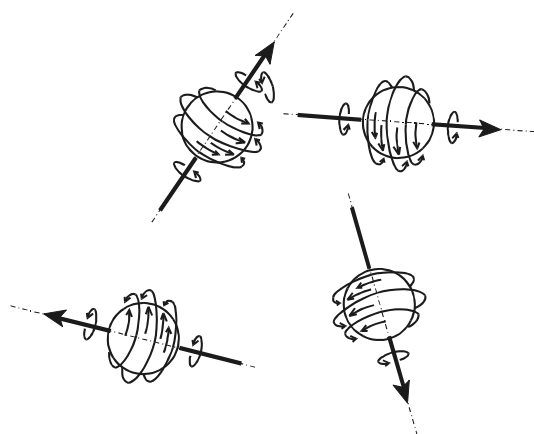


Fig. 3.5
Orientación al azar de los spins del H en ausencia del campo magnético.

Cuando son sometidos a un campo magnético, los spins nucleares se ven obligados a realizar la precesión sobre la dirección del campo. (Fig 3.6).

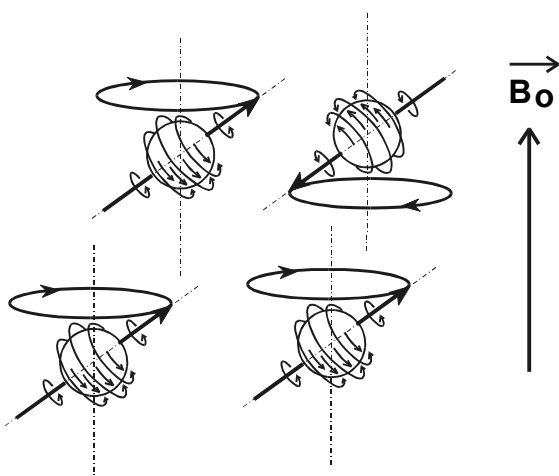


Fig. 3.6
Movimientos de precesión de los spins del H bajo un campo magnético.

Si sometemos un elemento de volumen del paciente (**voxel**) a un campo magnético B_0 , la multitud de núcleos de H que contiene se ven obligados a precesar y sus spins se orientarán en la posición formando la misma angulación respecto a la dirección del campo magnético, **pero sus frecuencias de precesión serán ligeramente distintas ya que dependen del entorno bioquímico**. Por lo tanto al no tener exactamente la misma frecuencia, aunque se muevan manteniendo la misma angulación unos se adelantan respecto a los otros, es decir **se desfasan** unos respecto a los otros. Los movimientos de precesión de los núcleos de H de un voxel **no están en fase**.

Al ser posibles dos estados energéticos, los núcleos se reparten según una distribución de Boltzman en equilibrio térmico. En consecuencia existirán más núcleos en la posición menos energética (UP). La relación entre núcleos UP y núcleos DOWN viene dada por la expresión:

$$N(\text{UP}) / N(\text{DOWN}) = 1 + f(\gamma \cdot B / T)$$

Donde f indica una función de proporcionalidad directa y T es la temperatura absoluta.

La señal de base para realizar la imagen depende del valor de M . Si aumenta el valor del campo magnético a que está sometido el voxel, aumenta el cociente entre $N(\text{UP})/N(\text{DOWN})$ en consecuencia aumenta M con lo que tendremos mayor señal. No obstante, a temperatura del cuerpo humano, el exceso de núcleos "UP" respecto a los "DOWN" es de 1 sobre 10^6 , lo que equivale a decir que la RM es una técnica cuya señal de partida es muy pequeña y tendrá que ser amplificada convenientemente.

En IRM el ordenador interpretará una única señal que proviene de cada voxel. Esta señal será la resultante de todos los movimientos de precesión. Si imaginamos todos los spins trasladados al punto central del voxel, tendríamos la formación de dos conjuntos que se moverían precesando desfasados sobre dos conos (Fig 3.7):

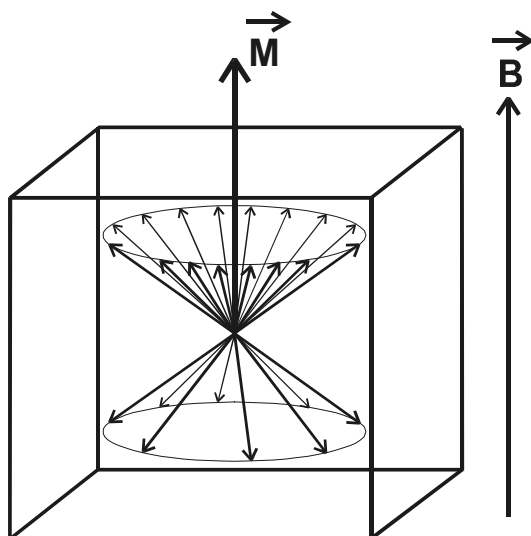


Fig. 3.7
Obtención del vector magnetización de un voxel como resultante de la suma vectorial de los momentos magnéticos de los núcleos.

- El cono de los núcleos "UP", formado por los núcleos en el estado menos energético. El cono estaría abierto hacia la dirección del campo magnético. Por la orientación al azar de los spins, la resultante estaría sobre el eje del cono apuntando en la dirección del campo magnético.

- El segundo cono formado por los núcleos "DOWN" tendría una resultante en sentido contrario.

La resultante total constituye la **MAGNETIZACIÓN DEL ELEMENTO DE VOLUMEN** (\vec{M}).

Por la mayor abundancia de los estados menos energéticos, la **MAGNETIZACIÓN DEL ELEMENTO DE VOLUMEN** (\vec{M}) **TIENE EL SENTIDO Y LA DIRECCIÓN DE** (\vec{B}). En cuanto a su valor, depende de la diferencia entre las dos poblaciones nucleares y por tanto está relacionado con la cantidad de núcleos dentro del voxel ya que si estos aumentan, aumenta la proporción de la distribución por tanto: **EL VALOR DE LA MAGNETIZACIÓN ESTA RELACIONADO CON LA DENSIDAD DE NÚCLEOS EN EL VOXEL.**

Por tanto al colocar un voxel con núcleos de H en un campo magnético, aparece una **MAGNETIZACIÓN** (\vec{M}) orientada según la dirección del campo magnético y cuyo valor depende de la densidad de núcleos. \vec{M} es la resultante de los movimientos de precesión de los spins nucleares.

Es útil tomar la dirección del campo magnético \vec{B} como el eje z del sistema cartesiano del espacio, también llamado **eje longitudinal**. El plano x,y perpendicular al eje z, constituirá el **plano transversal o plano de proyección de los spins** ya que sobre este plano se trabaja con la proyección de los spins nucleares. (Fig 3.8)

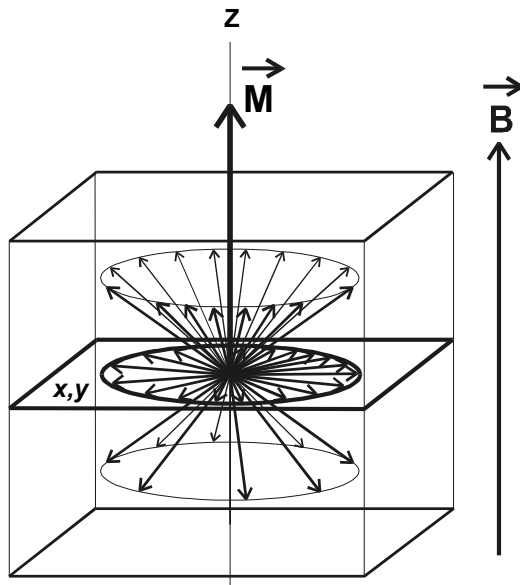


Fig 3.8.
Definición del sistema cartesiano de referencia. Dado un voxel, se define como eje +z o **EJE LONGITUDINAL**, el que tiene la dirección y sentido del campo magnético principal. El plano x,y perpendicular, se define como **PLANO TRANSVERSAL** y sobre él se va trabajar con las proyecciones de los spins nucleares del H que para el ordenador serán interpretados como se tuviesen su origen en el centro del voxel.

En el **estado de reposo o de equilibrio térmico**, el vector magnetización está sobre la dirección de z, su valor es la componente longitudinal. Mientras que su **proyección sobre el plano transversal es nula**. Es decir, la resultante sobre el plano de proyección de los spins es nula, indicando la orientación al azar de los spins : $\vec{M}_{x,y} = 0$ (Fig. 3.9). Aunque la resultante sobre el plano transversal sea nula las proyecciones de los spins están realizando movimientos a frecuencias ligeramente distintas es decir **no están en fase**. La Fig 3.9. es una representación en un momento de tiempo. En un momento siguiente aunque la resultante continuaría siendo nula, la posición relativa de las proyecciones habría variado.

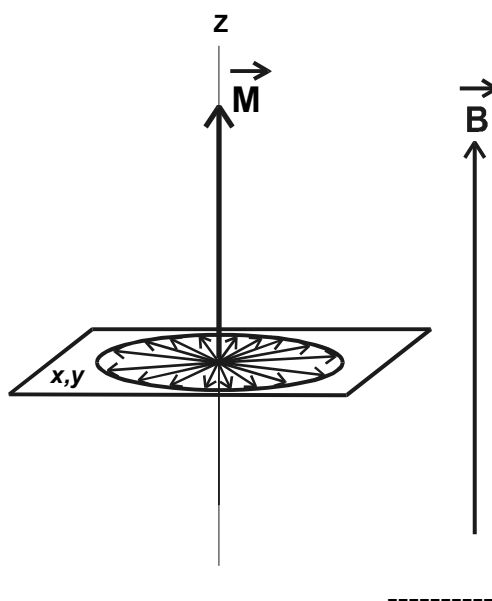


Fig. 3.9.
Componentes del vector magnetización en estado de equilibrio térmico. La **RESULTANTE** de las proyecciones de los spins sobre el plano transversal es nula indicando la orientación al azar de los spins.

4

LA EXCITACIÓN NUCLEAR POR UN PULSO DE RADIOFRECUENCIA



Si colocamos una antena emisora con la dirección de máxima emisión hacia el voxel sobre el plano transversal y vamos cambiando la frecuencia de emisión, cuando emitamos a la frecuencia exacta de la frecuencia del movimiento de precesión, los núcleos son capaces de absorber energía, es decir, de **ENTRAR EN RESONANCIA**. Desde el punto de vista cuántico un estado "UP" pasaría al estado "DOWN" al absorber selectivamente un valor energético exactamente igual a la diferencia de los niveles energéticos que le impone el valor del campo magnético.

Cuando los núcleos del voxel entran en resonancia, la magnetización \vec{M} se desplaza realizando un movimiento de giro en espiral respecto a la dirección del campo magnético \vec{B}_0 a la frecuencia de precesión y el extremo se va separando de su posición de equilibrio moviéndose sobre una esfera imaginaria, describiendo un movimiento conocido como movimiento de **NUTACIÓN** (Fig.4.1)

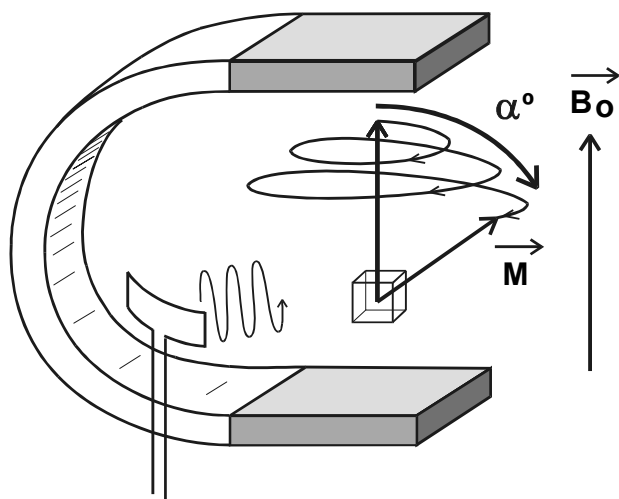


Fig 4.1
Movimiento del vector
MAGNETIZACIÓN al entrar en
resonancia los núcleos de H del voxel
con la emisión de ondas
electromagnéticas de frecuencia f_p .

El movimiento del vector Magnetización es el movimiento medible a escala macroscópica que traduce la entrada en resonancia de los miles de millones de núcleos de H que pueden existir en un elemento de volumen (del orden de magnitud de 10^{20} en un voxel de tejido nervioso de 1mm^3). Recordemos que cada núcleo entrará en resonancia a una frecuencia específica determinada por la Ley de Larmor en función del campo magnético externo que percibe y del entorno bioquímico en que se encuentre. Por ello la emisión de radiofrecuencia contiene un **ancho de banda** de la amplitud adecuada para que puedan entrar en resonancia los núcleos de H que nos interesen.. Este ancho de banda es del orden de los kHz, y está situada simétricamente a la frecuencia impuesta por el campo magnético principal. Por ejemplo a un campo magnético de 1,5 T podríamos encontrar una emisión de radiofrecuencia de ± 100 kHz alrededor de la frecuencia de 63,8625 MHz que corresponde a la frecuencia principal de precesión del campo magnético de 1,5 T.

La separación respecto a la posición de equilibrio se determina por el **ángulo α° o ÁNGULO DE INCLINACIÓN o TIP ANGLE o FLIP ANGLE**. Su valor depende entre otros factores, de la potencia y del tiempo de la emisión de la RF. En IRM la duración de la emisión de RF es de microsegundos por lo que se denominan **PULSO DE RF** y se cuantifican por el valor de α° . Se habla entonces de un **α° -PULSO**. Un pulso de 90° desplazaría el vector magnetización sobre el plano x,y. Un pulso inversor invierte la posición de la magnetización al colocarla 180° respecto a su posición de equilibrio.

Después de un pulso de 90° , la componente longitudinal de la magnetización es nula ya que la magnetización está sobre el plano x,y. En esta posición el número de núcleos de estado "up" iguala al número de núcleos en estado "down". Se habla entonces de **ESTADO DE SATURACIÓN**. Un voxel estará tanto mas saturado después de un pulso, cuanto menor sea la componente longitudinal de la magnetización.

Aparte del desplazamiento de la magnetización, uno de los efectos de la emisión de radiofrecuencia es que inmediatamente después de aplicar un pulso de radiofrecuencia los spin están moviéndose exactamente a la misma frecuencia, es decir a la frecuencia de emisión. Por tanto **inmediatamente después de un pulso de radiofrecuencia los spin están en fase**. A medida que pase el tiempo irán desfasándose dependiendo de la diversidad de campos magnéticos que perciban individualmente los núcleos del voxel.

4.1. LA REPRESENTACIÓN EN UN SISTEMA DE REFERENCIA ROTATORIO

Si observamos el movimiento del desplazamiento del vector magnetización a lo largo de un pulso de 90° desde un punto fijo externo, podemos ver como la magnetización realiza un movimiento giratorio dando vueltas alrededor del eje z a la frecuencia de emisión, pasando por delante y luego por detrás a medida que se va inclinando respecto al eje z. El extremo se mueve sobre la superficie de una esfera imaginaria separándose cada vez mas de su posición alineada con el campo magnético (Fig 4.2.) Este sistema de referencia fijo en el espacio se representa por (x,y,z).

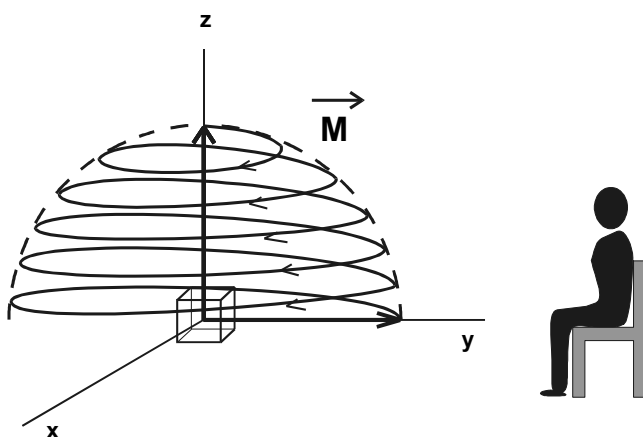


Fig 4.2.
Representación del movimiento del vector magnetización a lo largo de un pulso de 90° tomando una referencia de observación fija en el espacio

Una manera mas simplificada de representar el movimiento de la magnetización en un pulso de 90° , es observándolo como si estuviésemos sobre el eje z y girásemos sobre este eje a la frecuencia de emisión. La magnetización se iría angulando, pero al estar dando vueltas como nosotros siempre la veríamos en el mismo lado. Este sistema de referencia móvil girando a la frecuencia de emisión se representa por (x',y',z') y permite simplificar la representación de todos los fenómenos que se realizan a la frecuencia de Larmor. Fig 4.3.

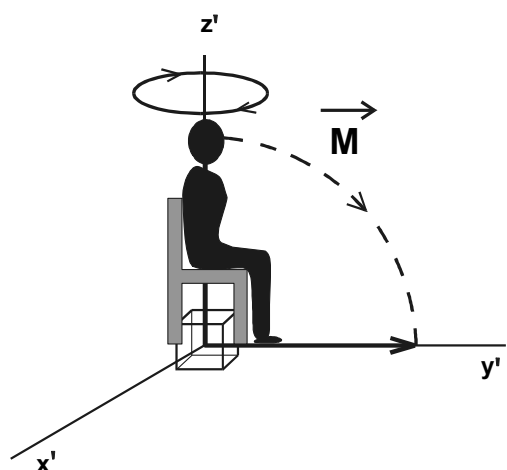


Fig 4.3. Representación del movimiento del vector magnetización a lo largo de un pulso de 90° tomando como referencia de observación un sistema móvil giratorio a la frecuencia de Larmor

En IRM se utiliza constantemente la representación mediante un sistema de referencia móvil. Por ejemplo inmediatamente después del pulso de 90° todos los spins están en fase, esto quiere decir que se están moviendo a la misma frecuencia de precesión. Esto puede simplemente representarse en el sistema móvil como un único vector sobre el plano x',y' . Fig 4.4.

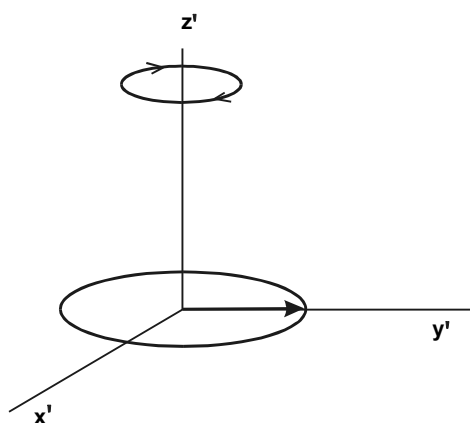


Fig 4.4. Representación sobre el plano x',y' de la proyección de los spins del voxel inmediatamente después de un pulso de 90° tomando como sistema de referencia un sistema móvil a la frecuencia de precesión. Al estar todos los spins en fase quedan representados por un vector único.

4.2. SELECTIVIDAD DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

La **RESONANCIA MAGNÉTICA** es un fenómeno muy selectivo, de manera que si tenemos dos voxels colocados bajo distintos campos magnéticos podremos excitar selectivamente uno u otro con tan sólo cambiar la frecuencia de emisión de la antena. (Fig 4.5.)

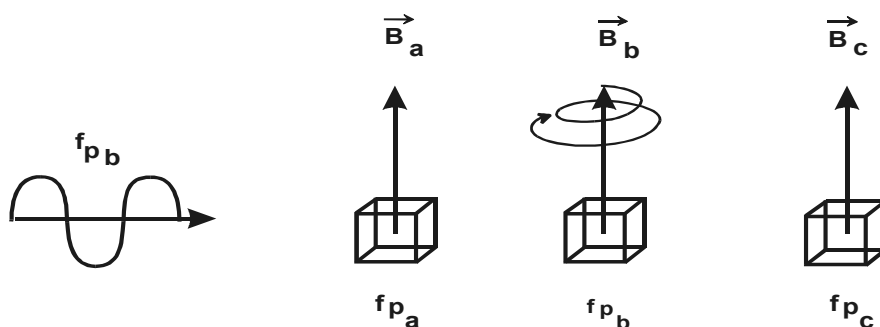


Fig 4.5. Excitación selectiva.

Si los tres voxels están bajo campos magnéticos de distinto valor, B_a, B_b, B_c , sus frecuencias de resonancia son distintas. Al enviar una emisión a la frecuencia correspondiente al voxel fp_b tan solo éste entra en resonancia.

En la selectividad de la resonancia se basa la selección del plano tomográfico. En efecto (Fig 4.6.) la colocación de un gradiente magnético (Grad B) implica que los núcleos perciban un campo magnético distinto según su situación (z). Aparte de las variaciones del entorno bioquímico (de un orden de magnitud muy inferior) podremos hacer entrar en resonancia selectivamente todos los núcleos que estén dentro de las posiciones excitadas por la banda de frecuencias empleada en el pulso emisor. Con ello se excitarán todos los voxels contenidos en un plano perpendicular a la dirección del gradiente y cuyo grosor dependerá, una vez definido el valor del gradiente, del ancho de banda utilizado en el pulso emisor.

Por tanto, cuando sobre un voxel hablamos de frecuencia de excitación, nos referimos pues a la frecuencia en el punto central del voxel (frecuencia central del pulso de emisión: f_R) que dependerá del campo magnético principal (B_0) y del valor añadido del gradiente magnético (B_{grad}). Junto a la frecuencia de excitación se considera una banda de frecuencias (Δf) adecuada al volumen que queremos que entre en resonancia. Debemos tener en cuenta que la suma de los campos magnéticos $B_0 + B_{grad}$ es una suma vectorial.

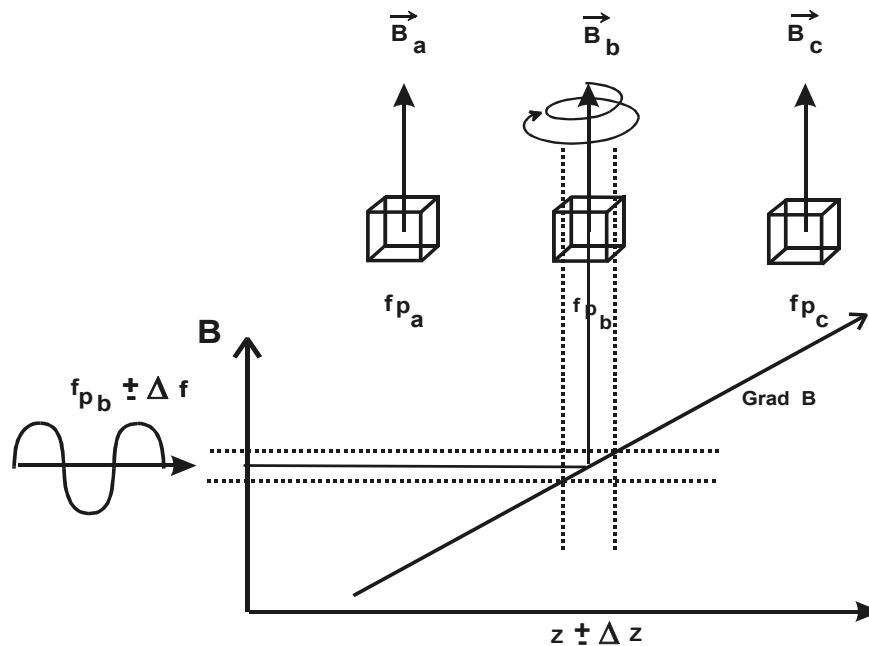


Fig 4.6: El establecimiento de un gradiente magnético (Grad B) en una dirección (z) , implica que exista una diferencias de frecuencias en los núcleos de un voxel. Para que entren en resonancia la frecuencia de la emisión tiene que ser la que corresponde al punto central del voxel junto con un ancho de banda de frecuencias adecuada al grosor del voxel . El ancho de banda se sitúa simétricamente alrededor de la frecuencia principal. Todos los núcleos en un plano de voxels perpendicular a la dirección de z que perciban las frecuencias comprendidas en el ancho de banda del pulso emisor, entrarán selectivamente en resonancia.

Incluso dentro del voxel, al tener los núcleos distintas frecuencias de resonancia pueden ser excitados selectivamente. En realidad en IRM podemos agrupar los núcleos de H en dos grandes poblaciones: los que forman parte de las moléculas lipídicas (con radicales -CH₃, -CH₂-) y los que forman parte de las moléculas de agua (con radicales - OH). Éstos dos conjuntos de núcleos se agrupan entorno a frecuencias de resonancia ligeramente distintas pero que pueden ser excitadas de forma selectiva aunque estén en el mismo voxel.

Si nos referimos únicamente a los núcleos del agua y adoptamos la forma simplificada de aceptar que el agua se encuentra en dos estados: agua libre y agua ligada, dentro de un determinado voxel sometido a una frecuencia central (f_R) del pulso de emisión, el efecto sobre los dos pools del agua no es idéntico. En efecto mientras que en el agua libre el campo magnético debido al entorno bioquímico (B_{BIOQ}) es en promedio poco variante debido a la movilidad del agua, en los H del agua ligada formando capas de hidratación, los núcleos están sometidos a campos magnéticos bioquímicos muy diferentes, lo que hace que sus frecuencias de resonancia dependan mucho de su entorno y presenten una gran dispersión. En consecuencia mientras las frecuencias del agua libre se agrupan junto a la frecuencia principal marcada por el valor del campo magnético externo ($B_0 + B_{GRAD}$), las frecuencias del agua ligada presentarán una gran variabilidad. Ello implica que no toda el agua ligada en un voxel entre en resonancia al no estar abarcada por la banda de frecuencias del pulso excitador. (Fig 4.7)

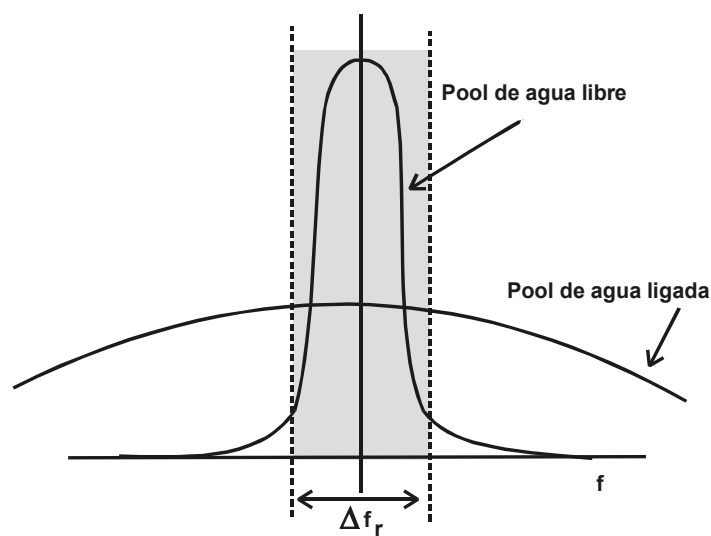


Fig 4,7 Espectro de frecuencias del agua en un voxel.

f_R es la frecuencia central de resonancia del voxel que depende del valor del campo magnético externo ($B_0 + B_{GRAD}$)

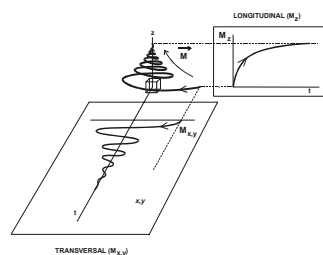
El pool de agua libre se agrupa alrededor de la frecuencia central, debido a la poca variabilidad sobre los núcleos del valor del B_{BIOQ}

Por el contrario el pool de agua ligada presenta un espectro muy amplio de frecuencias debido a la gran variabilidad del B_{BIOQ} percibido por los núcleos de H. La amplitud del pulso se centra en la frecuencia central con lo que menos núcleos del agua ligada entran en resonancia. En la figura se ha simulado una distribución de frecuencias correspondientes a una proporción igual de agua libre y agua ligada.

Las imágenes por RM se obtendrán enviando pulsos de distintos valores separados a intervalos de tiempo convenientes, lo que constituye las **SECUENCIAS DE PULSOS**.

5

LA RELAJACIÓN NUCLEAR



Una vez finalizada la emisión de RF, la magnetización va a volver a su posición inicial mediante un proceso de liberación energética denominado **RELAJACIÓN**. La relajación se produce ya que los núcleos desprenden el exceso energético que han absorbido al entrar en resonancia. La relajación termina cuando la proporción de núcleos del voxel entre los estados energéticos “up”/”down” coincide con el equilibrio Boltzmanniano. (Fig 5.1)

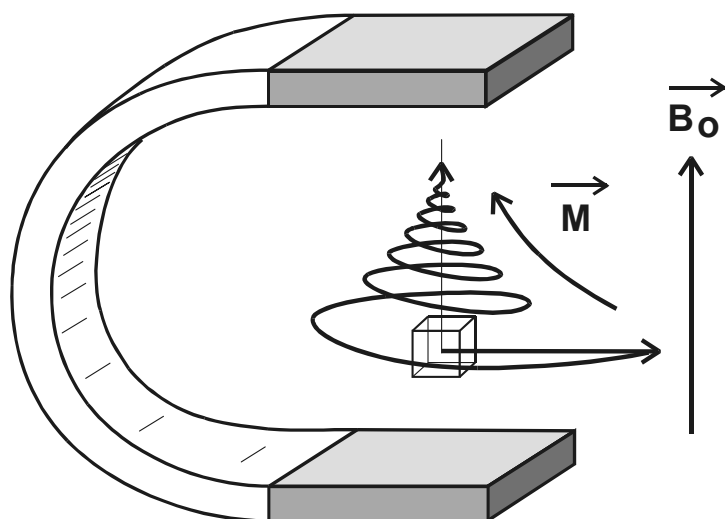


Fig 5.1
Movimiento del vector magnetización durante la relajación nuclear después de un pulso de 90°.

La relajación energética no es un proceso espontáneo sino que requiere de estructuras del entorno que sean capaces de absorber las energías que van a liberar los núcleos. Esta energía liberada por los núcleos es del mismo orden de magnitud del que utilizan las moléculas para sus movimientos Brownianos, por lo que durante la relajación nuclear se produce un transvase de energía desde los núcleos a las estructuras moleculares circundantes. De aquí se desprende que **la liberación energética se verá muy influenciada por el medio histoquímico en que se encuentran los núcleos.**

Las estructuras bioquímicas del entorno nuclear susceptibles de intercambiar energía con los núcleos, reciben globalmente el nombre de **RED, PLASMA, LATEX o MEDIO.**

Esta dependencia del medio implica que la forma en que la magnetización vuelve a su posición inicial después del pulso de RF sea muy variable.

El retorno a la posición de equilibrio de la magnetización produce unas modificaciones de campo magnético que pueden ser recogidas mediante una **antena receptora** ya que las variaciones de campo magnético inducen una señal eléctrica con la que se obtendrán las imágenes en RM. (Fig 5.2).

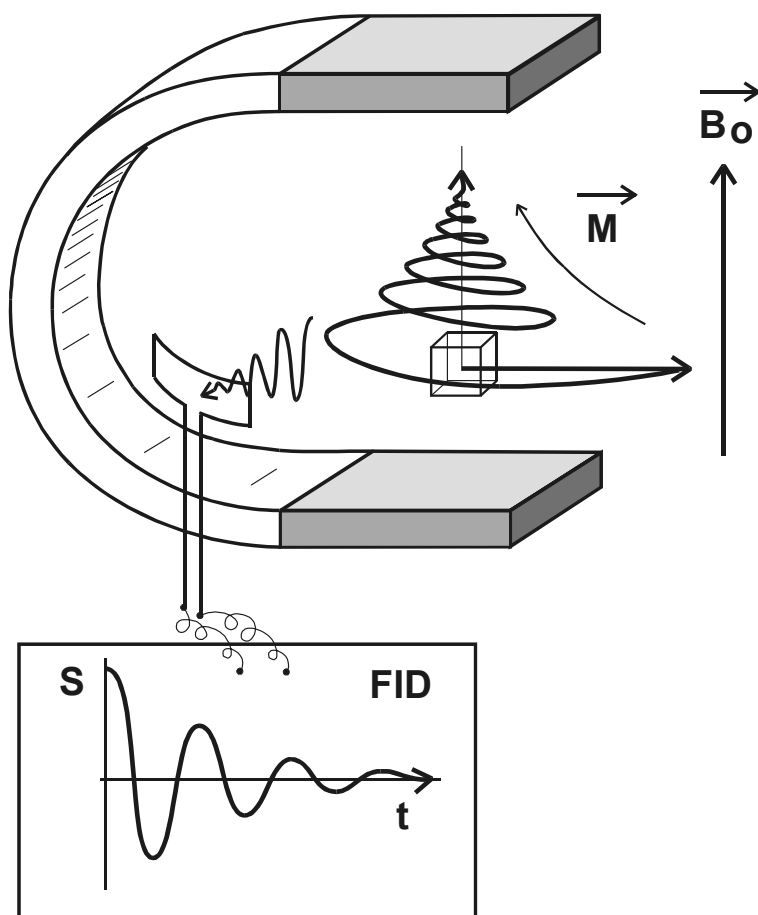


Fig. 5.2.
Obtención de la señal eléctrica en una antena receptora durante la relajación. Después de un pulso de 90° se induce una señal sinusoidal amortiguada (FID).

Después de enviar un pulso de radiofrecuencia, la relajación de la Magnetización induce una señal eléctrica en la antena receptora conocida por **FID (Free Induction Decay)**. La FID es una señal sinusoidal amortiguada. La frecuencia de la sinusoidal es la frecuencia de precesión impuesta por el valor del campo magnético durante la relajación.

Dos voxels que estén bajo campos magnéticos distintos en el momento de la relajación, tendrán frecuencias de relajación distintas y en consecuencia sus señales pueden ser diferenciadas mediante un análisis que discrimine por frecuencia como ocurre con el análisis de Fourier.

Estudiando la señal de relajación podemos obtener información sobre la densidad (**D**) de núcleos de H existentes en el voxel y también información relacionada con el medio mediante los parámetros llamados **T1, T2 y T2***, que se obtendrán estudiando la relajación nuclear sobre el eje longitudinal y sobre el plano transversal. (Fig 5.3.)

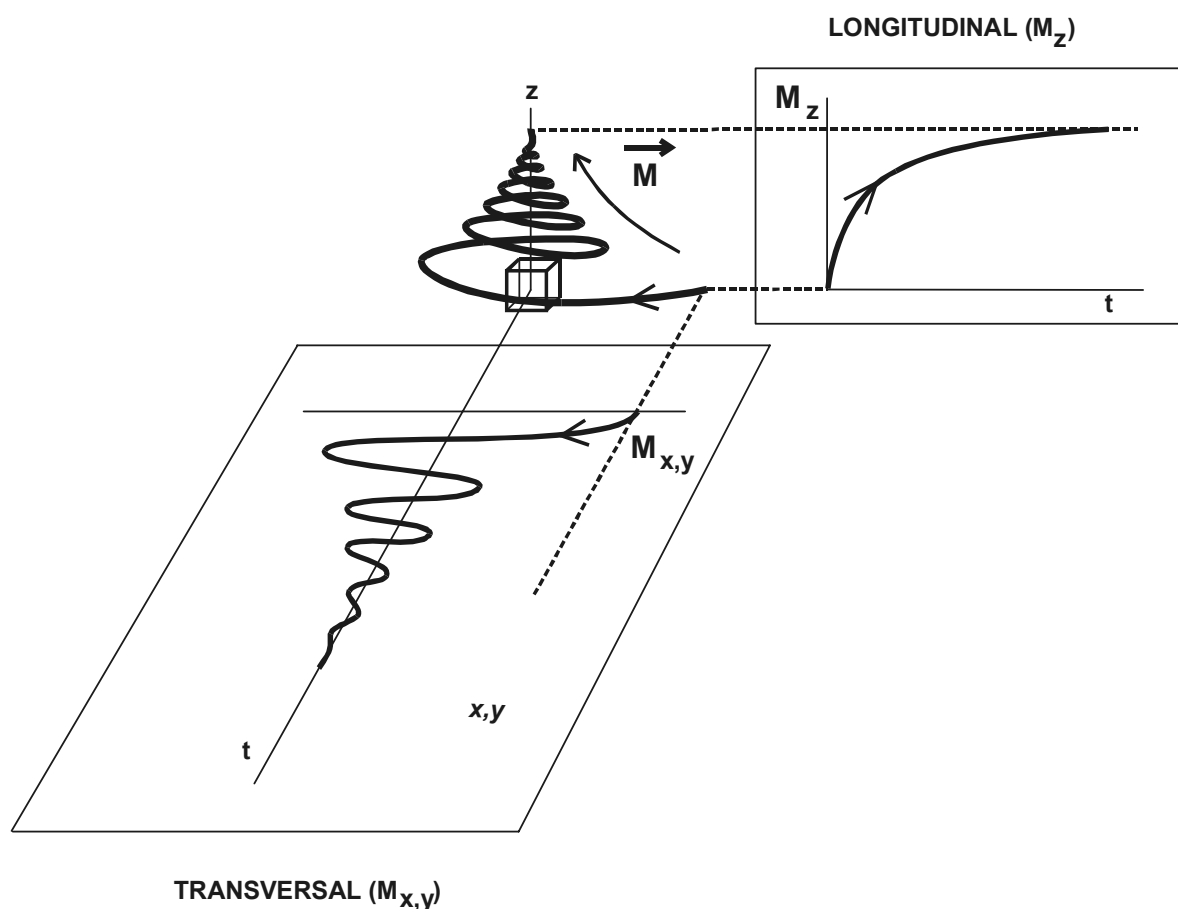


Fig 5.3.

Estudio de la Relajación siguiendo la evolución en el tiempo de la componente longitudinal M_z y de la componente transversal $M_{x,y}$

Las imágenes RM reflejan en mayor o menor grado cada uno de estos parámetros. No obstante se puede potenciar una imagen en uno de ellos mediante la programación de secuencias de pulsos adecuadas.

Aunque las componentes longitudinal y transversal traducen el proceso de relajación y se crean instantánea y simultáneamente a efectos didácticos las vamos a estudiar por separado.

5.1. IMÁGENES POTENCIADAS EN DENSIDAD.


El valor de la magnetización es proporcional a la densidad de núcleos de hidrógeno que contiene el voxel (D). Dos voxels con distinta densidad tienen magnetizaciones distintas. Después de enviar a ambos un pulso de 90° , el valor inicial de la señal recogida en la antena receptora será proporcional a sus D respectivas. Podemos por tanto realizar una imagen que esté contrastada en D en la que la **INTENSIDAD DE LA IMAGEN ES DIRECTAMENTE PROPORCIONAL A LA DENSIDAD DE NÚCLEOS DE HIDRÓGENO.**

Puede ser que no todos los núcleos de H del elemento de volumen entren en resonancia. En efecto, el núcleo está precesando a la frecuencia impuesta por el campo magnético externo B_0 más las pequeñas variaciones originadas por los otros núcleos y cargas eléctricas en movimiento de su entorno. El H del radical $-CH_3$ no tiene la misma frecuencia de precesión que el H del radical $-OH$. Si logramos enviar un pulso de radiofrecuencia con una frecuencia que sólo excite a los núcleos de los radicales $-OH$, La D medida en la FID sería únicamente la densidad del agua

Por otro lado la señal del agua ligada, debido a su gran dispersión de frecuencias dentro del voxel, es prácticamente imposible de detectar con lo que la señal de la imagen potenciada en D **depende básicamente de la densidad de agua libre en el voxel**

A modo orientativo podemos establecer la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en D:

BLANCO	↑ D
	AGUA LIBRE
	GRASA
	HUESO MEDULAR
	SUBS. GRIS
	SUBS. BLANCA
	MÚSCULO
	LIGAMENTOS
	HUESO CORTICAL
	AIRE
NEGRO	↓ D



Tomografía transversal potenciada en D.
La intensidad de la señal es proporcional a la D de núcleos de H. La sustancia gris aparece más intensa que la sustancia blanca. El LCR del sistema ventricular baja de intensidad por el movimiento. La grasa aparece intensa. La etiopatogenia del aumento de señal se debe al aumento de núcleos de H básicamente agua libre en el voxel por: edema/paso agua ligada a libre/ mayor espacio acelular.

Para obtener una imagen potenciada en D, uno de los procedimientos que puede realizarse, consiste en enviar pulsos de 90° separados un **TIEMPO DE REPETICIÓN (TR)** suficientemente largo para que la magnetización se restablezca. Después de cada pulso de 90° la amplitud inicial de la FID es proporcional a la D de núcleos del voxel que han entrado en resonancia.

Dos voxels con dos D distintas tendrán distinta intensidad. Podrán ser separadas sus señales haciendo que **durante la relajación** los campos magnéticos sobre los voxels sean distintos. Esto implica que podemos separar las señales mediante un análisis de frecuencias.

Esta secuencia de pulsos de 90° separados por un TR recibe el nombre de **SECUENCIA SATURACIÓN-RECUPERACIÓN** y se indica por $SR_{(TR)}$. Así por ejemplo $SR_{(2500)}$ implica una secuencia pulso SR con un TR de 2500 milisegundos.

En realidad la señal no puede recogerse en la antena receptora inmediatamente después de un pulso de radiofrecuencia ya que el sistema de recepción tendría que cambiar bruscamente para prepararse a recibir una señal de muy poca intensidad después de haber emitido un pulso de muy alta potencia. Ello implica que el sistema de recepción tiene que ponerse en "off" durante las emisiones. Aunque el cambio "on" a "off" del sistema puede hacerse de forma electrónica y puede ser muy rápido, algún tiempo de retardo es inevitable. Este tiempo de "delay" es un tiempo muerto que implicaría perder la parte inicial de la FID. Ello obliga a repetir varias veces el proceso y a recoger generalmente la señal en forma de ECO como veremos al estudiar las secuencias de pulsos.

5.2. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1.

Durante la Relajación los núcleos de H van liberando su exceso energético. Una vez finalizada la relajación el vector magnetización recuperará su valor inicial alineado con el campo magnético. Si estudiamos después de un pulso de RF, las variaciones en el tiempo de la proyección sobre el eje longitudinal (M_z) del vector magnetización (**RELAJACIÓN LONGITUDINAL**), cuando el valor de la proyección sea idéntico al valor inicial de M, la relajación habrá terminado. Por tanto el estudio de **LA RELAJACIÓN LONGITUDINAL (M_z) NOS DA IDEA DE LA RAPIDEZ CON QUE SE ALCANZA DE NUEVO EL ESTADO INICIAL.** (Fig. 5.4.)

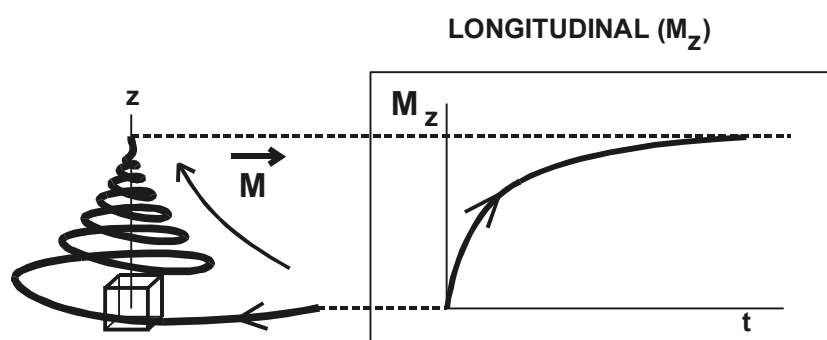


Fig 5.4.
Forma exponencial creciente de la relajación longitudinal. Cuando la proyección alcanza el valor de la magnetización inicial, la relajación ha terminado

La Relajación Longitudinal tiene la forma de una exponencial creciente regulada por una constante de tiempo expresada en milisegundos llamada **T1**. Cuanto menor es el valor de T1, más rápidamente se alcanza el estado de equilibrio, es decir, la relajación es más rápida. Por tanto **un T1 corto corresponde a una liberación rápida de energía.**

El T1 recibe el nombre de **TIEMPO DE RELAJACIÓN SPIN-RED, SPIN-LATEX, SPIN-PLASMA o TIEMPO DE RELAJACIÓN LONGITUDINAL** ya que viene determinado por el estudio de la proyección sobre el eje z . Se expresa en ms.

Matemáticamente la exponencial creciente viene regulada por la fórmula:

$$M_z = M (1 - k \exp(-t / T1))$$

donde: k es un valor que depende del pulso inicial.

De esta fórmula deducimos que si $k=1$, cuando el tiempo transcurrido a partir del pulso inicial (t) sea igual a T1, M_z/M será igual a $1 - \exp^{-1} = 1 - 0,37 = 0,63$, lo que equivale a decir que **el T1 es el tiempo que tarda la Magnetización en recuperar un 63% de su valor**. El T1 no es el tiempo que dura la relajación.

Desde el punto de vista biofísico la liberación energética es un intercambio energético del núcleo de H con el medio (interacción spin-lattice) con lo que el valor de T1 es fuertemente dependiente del tipo y movilidad de las moléculas con las que el H se relaciona. En efecto, la liberación energética de los núcleos se produce al existir en su entorno estructuras moleculares que utilizan para sus movimientos Brownianos de Rotación, Vibración ó Traslación, energías del mismo orden de magnitud que las que tienen que liberar los núcleos. Se comprende que **según sea el entorno molecular con que el núcleo de H se correlaciona exista una mayor o menor facilidad en la liberación energética**.

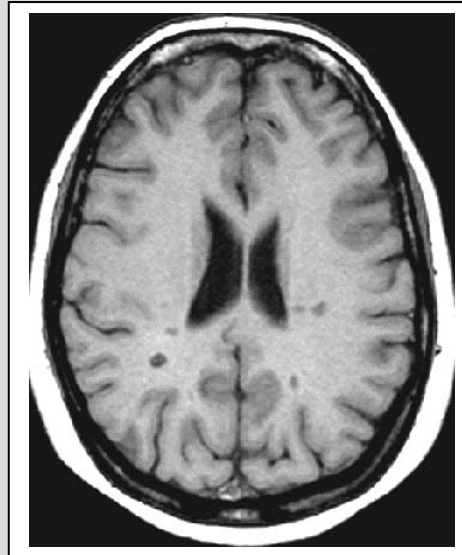
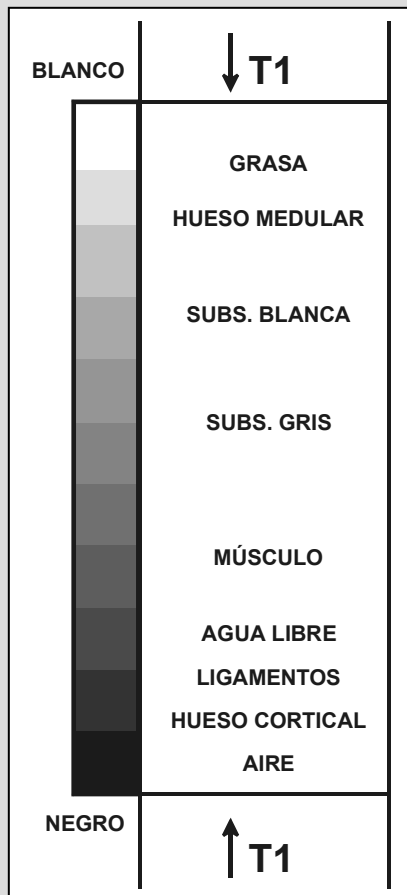
En las moléculas intermedias como los **lípidos**, el procedimiento más frecuente es la liberación energética intramolecular, (La energía absorbida por el núcleo de H se libera a la propia molécula en forma de energía de vibración, rotación o cinética) Por ello la liberación energética está muy facilitada y en consecuencia tienen un T1 corto. Por el contrario, en las moléculas de agua el proceso de liberación energética depende de la facilidad de correlacionarse con otras moléculas que puedan absorber la energía. Los medios en los que el Hidrógeno forma parte de moléculas pequeñas y móviles como el **agua libre**, ofrecen dificultades para que el H libere su energía. Cuando el agua forma parte de las capas de hidratación de las moléculas su posibilidad de relajación aumenta y su T1 disminuye.

Los valores del T1 son también fuertemente dependientes del campo magnético principal ya que éste impone la banda de frecuencias de trabajo y por lo tanto, en un mismo medio, la eficacia de la relajación varía. **Los valores del T1 aumentan con el valor del campo magnético**

Por otro lado la dependencia de los movimientos moleculares con la temperatura implican que los valores del T1 reflejen las variaciones térmicas locales. Actualmente una de las aplicaciones de la IRM se basa en aprovechar las variaciones de T1 para la monitorización de las pequeñas técnicas intervencionistas por acción térmica. La IRM es probablemente la mejor modalidad para la visualización directa e "in vivo" de los cambios térmicos locales.

Dejando aparte de la grasa que se caracteriza por tener un T1 corto, la señal que se obtiene de un voxel depende del H del agua. Si admitimos los dos estados del agua orgánica, el **agua libre** y el **agua ligada** formando capas de hidratación. El agua libre tiene un T1 muy largo por su gran movilidad, cuando el agua se liga a macromoléculas, pierde libertad, facilitándose la liberación energética y en consecuencia disminuyendo el valor del T1. La señal resultante del voxel dependerá en los tejidos orgánicos del grado de libertad del agua que conformará los diversos valores cromáticos de la imagen. Cuanto mayor es la libertad del agua, mayor es el valor del T1. En la mayoría de las patologías, aumenta el agua intersticial (agua libre) implicando un aumento del T1 del voxel.

Podemos establecer a modo orientativo la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en T1:



Tomografía transversal potenciada en T1 estándar

La intensidad de la señal es inversamente proporcional a la facilidad de relajación. La grasa con gran facilidad de relajación (T1 corto) aparece hiperintensa, el agua libre con mucha dificultad en la relajación (T1 largo) aparece hipointensa, La sustancia blanca tiene mayor facilidad en la relajación que la sustancia gris. La tabla interna en negro por baja densidad de núcleos de H se confunde con el LCR en negro por su T1 largo. La etiopatogenia de la disminución de intensidad implica T1 largos indicando mayor libertad en el agua del voxel con menores tiempos de correlación y mayor dificultad en la liberación energética.

Es evidente que voxels con la misma D pueden tener distinto valor de T1. Para poder obtener una imagen que contraste los voxels por la influencia del T1, un procedimiento que podríamos imaginar consiste en enviar un pulso de 90° sobre los diversos voxels, dejar pasar un cierto tiempo (τ) para que los núcleos liberen su energía según su entorno y leer el valor de sus respectivas relajaciones longitudinales. Si tienen T1 diferentes, leeremos valores diferentes y a través de una escala de grises podremos obtener una imagen potenciada en T1.

Imaginemos (Fig 5.5) tres voxels con el mismo valor de D , al enviar un primer pulso de 90° las tres magnetizaciones se vuelcan sobre el plano x,y . Al relajarse cada voxel lo hace según un $T1$ distinto. El que tiene mayor facilidad ($T1$ corto) alcanzaría el valor inicial mas rápidamente. Si transcurrido un corto tiempo (τ) leemos el estado de la relajación longitudinal M_z e imaginamos una escala de grises en la que la intensidad fuese proporcional al valor de M_z , al voxel con el $T1$ mas corto le correspondería una mayor intensidad. Por lo tanto, la intensidad de la señal sería tanto menor cuanto mayor dificultad en la relajación energética.

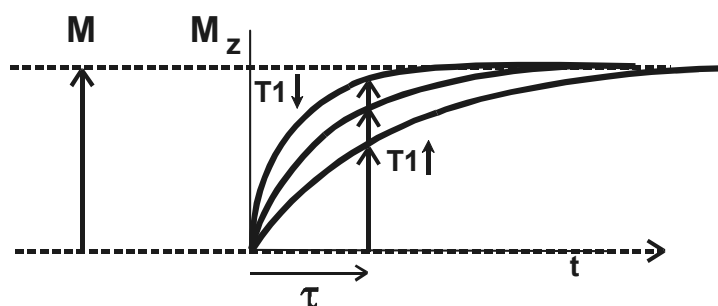
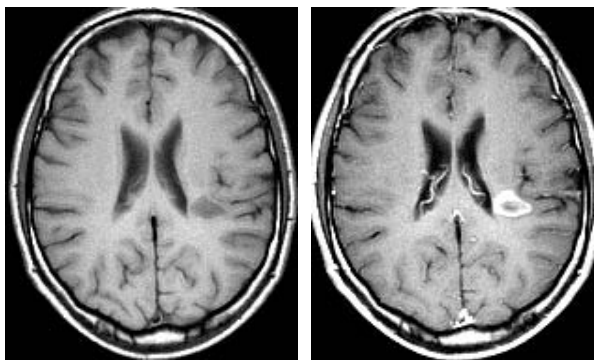


Fig. 5.5.
Tres curvas de relajación longitudinal distintas de tres voxels con la misma D . El voxel con un $T1$ menor tiene una relajación mas rápida. Al leer la señal después de un tiempo τ , obtenemos valores distintos que reflejan los distintos $T1$

La escala de intensidades en que podemos representar un mismo voxel depende en una imagen potenciada en $T1$, del valor del pulso inicial y del intervalo de lectura (τ) ya que si éste es muy largo todos los núcleos se habrán relajado y lo que leeríamos es el valor de la magnetización inicial (proporcional a la D). Ello implica que sea muy difícil dar una escala de referencia en las imágenes potenciadas en $T1$. **No obstante podemos considerar como una imagen estándar de referencia en $T1$ aquella en que los voxels con valores de $T1$ cortos se representan en gran intensidad por el contrario los voxels con valores de $T1$ largos tenderán al negro.** Es decir consideraremos una imagen estándar en $T1$ aquella en la que **LA INTENSIDAD DE LA SEÑAL ES INVERSAMENTE PROPORCIONAL AL VALOR DE $T1$ y por tanto directamente proporcional a la facilidad de la relajación energética.**

Si tenemos una imagen RM en que los líquidos en reposo aparecen en negro y la grasa aparece hiperintensa es una imagen potenciada en $T1$. No obstante al revés no es cierto ya que podemos tener una imagen potenciada en $T1$ en la que eligiendo el valor del pulso inicial y sobretudo el tiempo de lectura, se anule completamente el valor de la grasa.

Existen sustancias paramagnéticas que como el **GADOLINIO (Gd)** que facilitan la relajación de los núcleos de H suficientemente próximos. Estas sustancias también implican heterogeneidades del campo magnético en sus proximidades. Pero en imágenes potenciadas en $T1$, se detectará la presencia de la sustancia de contraste por que permite una liberación más rápida de energía a los núcleos de H con los que entra en contacto, acortando por lo tanto su $T1$. En imágenes estándar en $T1$ existirá un aumento de señal. Estas sustancias se utilizan como **SUSTANCIAS DE CONTRASTE** en RM. Fijémonos que el mecanismo de acción de la sustancia de contraste utilizadas en RM es muy distinto del mecanismo de las sustancias de contraste utilizadas en RX. En RX detectamos directamente el contraste por su mayor coeficiente de atenuación, en RM detectamos el contraste indirectamente por el efecto que causa sobre los núcleos de H. (Fig 5.6)



T1

T1- Gd

Fig 5.6.
Tomografía en T1 sin y con contraste (Gadolinio).

El Gd permite una relajación rápida (acorta el T1, incrementa la señal) de los núcleos de H de su entorno. Existe por tanto una rotura de la barrera hematoencefálica que permite al Gd ponerse en contacto con el H libre tisular

Un inconveniente que presenta la lectura de la relajación longitudinal es el hecho de que la antena receptora siempre tiene la dirección de máxima captación sobre el plano transversal. Por tanto no es posible una lectura directa y es preciso para leer en un momento determinado el valor de la relajación longitudinal enviarle un **pulso lector de 90° para volcarla sobre el plano transversal**. Por tanto diferenciaremos para obtener imágenes potenciadas en T1, un pulso inicial excitador inicial y un pulso lector separado un tiempo de lectura (τ). Si tomamos por ejemplo la secuencia **SATURACIÓN RECUPERACIÓN (SR)** formada por pulsos de 90° separados un tiempo de repetición TR y consideramos tan solo los dos primeros pulsos de 90°. El primero actuando como pulso excitador y el segundo pulso lector en el que medimos la señal, si el tiempo TR es suficientemente largo obtendríamos los valores de D, pero **a medida que vamos disminuyendo el TR vamos potenciando mas la imagen en T1**, ya que estamos midiendo la señal mientras los voxels se están relajando y por tanto valoramos la facilidad en la liberación energética.

Para obtener imágenes potenciadas en T1 una de las secuencias más utilizadas es la llamada **INVERSIÓN-RECUPERACIÓN (IR)**, que consiste en llevar un pulso excitador inversor de 180° y después de dejar relajar durante un cierto **TIEMPO DE INVERSIÓN (TI)** enviar un pulso de 90° para leer el estado de la magnetización obteniendo una FID sobre el plano x,y de la bobina. La secuencia se repite después de un **TIEMPO DE REPETICIÓN (TR)** enviando un nuevo pulso de 180°. (Fig 5.7.)

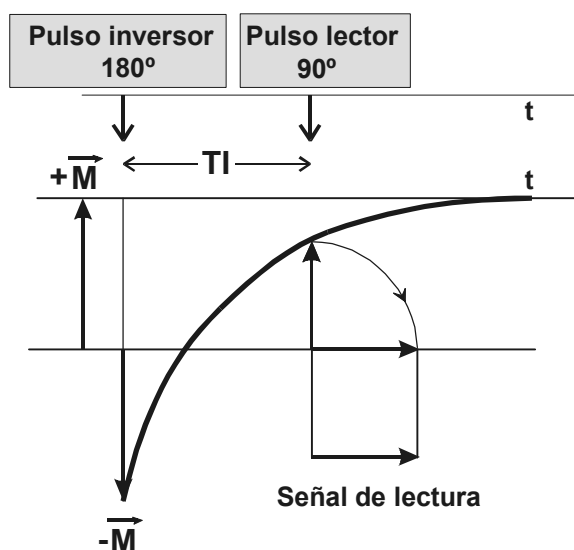


Fig 5.7.
Esquema de la secuencia INVERSIÓN-RECUPERACIÓN (IR).
Primeramente se envía un pulso inversor de 180°. Se dejan relajar los núcleos durante un tiempo TI y se lee la recuperación longitudinal de la magnetización enviando un pulso lector de 90°.

La intensidad de estas imágenes es variable para un mismo voxel dependiendo del tiempo que se realiza la lectura (TI). Si leemos después de un TI relativamente largo (por ejemplo con un TR de 2000ms y un TI de 600 ms en un campo magnético de 1.5T), nos encontraremos en la parte positiva de la curva, cuando la magnetización apunta hacia la parte positiva del eje z y los valores se representan como en una escala estándar T1. Pero si utilizamos un TI corto (por ejemplo un TI de 150 ms en un campo de 1.5T, manteniendo los restantes parámetros) obtendremos una imagen potenciada en T1 en la que la grasa aparecerá en negro. Esta secuencia se llama **STIR** (Short Time IR) y es una de las formas de anular la señal de la grasa en las imágenes RM. El Tiempo TI que anula la señal de la grasa depende del valor del campo magnético. De la misma forma podemos leer la magnetización longitudinal cuando la relajación del LCR cruce por el valor cero. Obtenemos entonces la secuencia **FLAIR** (Fluid Attenuated Inversion Recovery). (Fig 5.8)

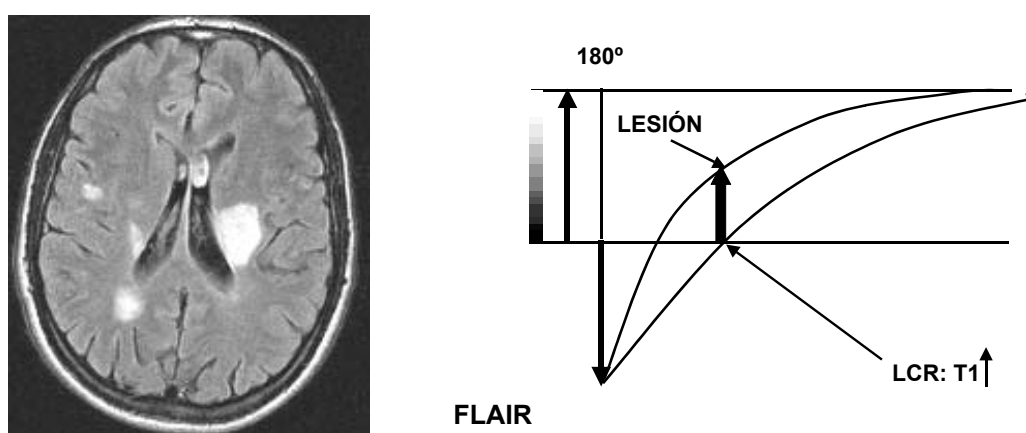


Fig 5.8. Imagen FLAIR

Después de un pulso inversor de 180° , los diversos tejidos se recuperan con sus diferentes T1 según la facilidad de relajación. El LCR con un T1 muy largo tiene una relajación difícil. La imagen se obtiene en el justo momento en que el LCR pasa por el punto de señal nula. Los núcleos de H de las lesiones periventriculares con un T1 más corto presenta señal, lográndose un alto contraste.

5.3. IMÁGENES POTENCIADAS EN T2 Y T2*

Aparte de la información sobre la facilidad en la relajación energética que nos suministra la relajación longitudinal (M_z), podemos obtener otra información relacionada con la estructura bioquímica del medio, estudiando las variaciones con el tiempo de la componente sobre el plano transversal x,y de la magnetización durante la relajación o **Relajación transversal ($M_{x,y}$)**. (Fig 5.9.)

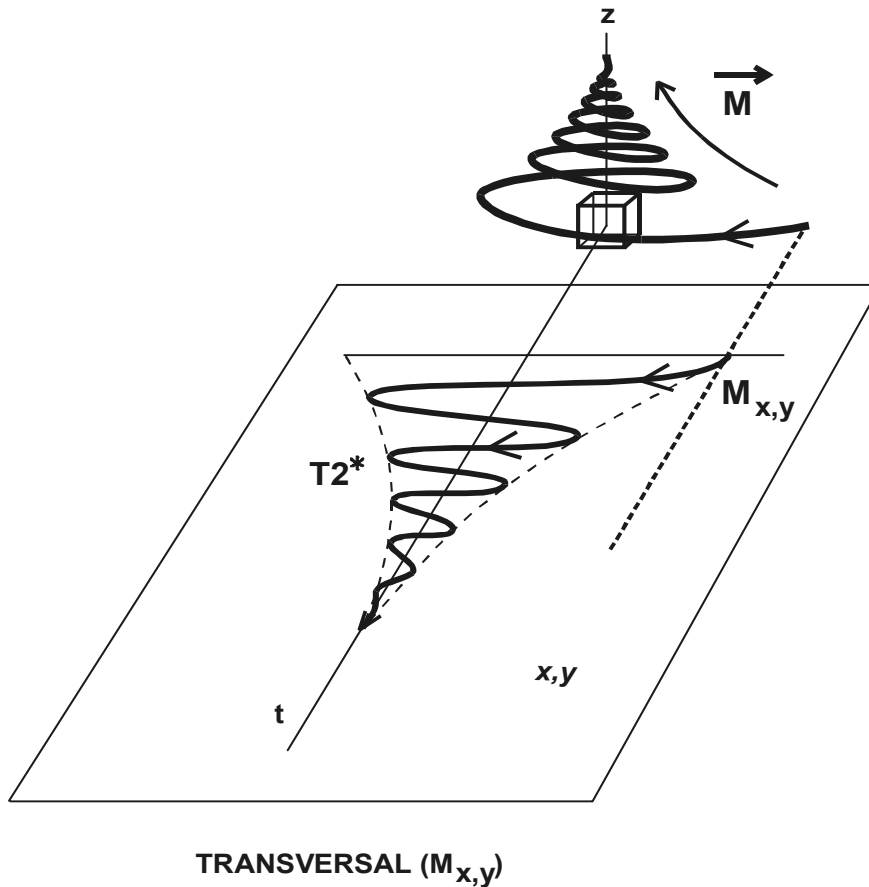
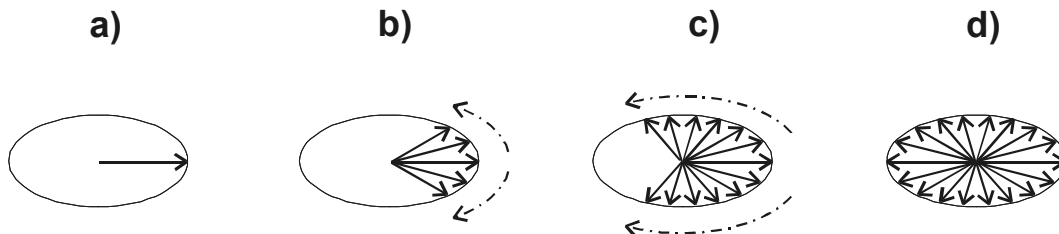


Fig 5.9. Estudio de la relajación transversal $M_{x,y}$ después de un pulso de 90° . A lo largo del tiempo (t) adopta una forma sinusoidal amortiguada.

Cuando $M_{x,y}$ sea igual a cero, implica que el vector magnetización se ha alineado sobre el eje z con el campo magnético principal. Recordemos que el vector magnetización no es más que la expresión resultante del comportamiento de los spins nucleares contenidos dentro del voxel. Cuando $M_{x,y}$ sea cero, implica que los spins nucleares han alcanzado su orientación al azar. Si representamos sobre el plano transversal la evolución de la proyección de los spins con el tiempo después de un pulso de 90° , observamos como, si inmediatamente después del pulso estaban en fase, a medida que pasa el tiempo, esta coherencia se va perdiendo, desfasándose progresivamente, debido a las diferencias en los campos magnéticos que individualmente perciben los núcleos del voxel. En la Fig 5.10. se observa el proceso desde un sistema de referencia móvil a la frecuencia de precesión.

Fig 5.10. Representación esquemática con el tiempo de la evolución de la proyección de los spins sobre el plano



transversal después de un pulso de 90° .

- a) Inmediatamente después (spins en fase)
- b) y c) Evolución en dos instantes de tiempo con desfases cada vez mayores
- d) Orientación al azar con resultante nula indicando la orientación sobre el eje z de la magnetización.

Durante la relajación, cada núcleo libera su exceso energético a una frecuencia que depende del campo magnético que **localmente percibe**, tal como expresa la ecuación de Larmor. El valor del campo magnético percibido por el núcleo, aparte del campo magnético externo, depende del entorno bioquímico en que se encuentra ya que todas las cargas eléctricas en movimiento de su entorno modifican localmente el valor del campo magnético. Esta influencia del entorno bioquímico se conoce como **interacción spin-spin**. Si los núcleos de H de un voxel estuvieran totalmente aislados (interacción spin-spin nula) y percibieran únicamente el campo magnético externo creado por el imán y suponiendo que su valor fuese perfectamente idéntico en todo el voxel, todos los núcleos de H liberarían su energía a la misma frecuencia y el proceso de relajación sería muy **sincrónico o coherente**. Por el contrario si los núcleos de H del voxel forman parte de radicales químicos distintos, los campos localmente percibidos son ligeramente distintos (interacción spin-spin no nula) lo que origina que cada núcleo libere la energía a frecuencias distintas originándose una relajación **asincrónica o incoherente**.

El sincronismo en la relajación del voxel depende por tanto de las heterogeneidades del campo magnético externo en el voxel y de características tisulares internas, función de la **composición y estructuración molecular** en el voxel. En particular es importante la presencia de iones que puedan alterar localmente el campo magnético percibido por los núcleos de H creando variaciones de la **susceptibilidad magnética** y si la influencia de estas cargas eléctricas actúan siempre de la misma forma sobre los núcleos o actúan de forma aleatoria. **En el agua libre debido a la movilidad de las moléculas, la resultante promedio de las variaciones magnéticas locales es prácticamente nula, con lo que la interacción spin-spin es de escasa trascendencia y tendremos una gran coherencia en la relajación.** Por el contrario, en los tejidos en los que el agua es básicamente ligada, los núcleos percibirán campos magnéticos distintos en función de las diferentes estructuras bioquímicas de sus alrededores lo que implicará una gran incoherencia (interacción spin-spin elevada) en la relajación de los núcleos, el espectro de las frecuencias de relajación del agua ligada es muy amplio, lo que implica una gran incoherencia y que la señal del agua ligada en el voxel se amortigüe rápidamente y no se capte en la antena receptora, **Es por ello que la señal refleja básicamente la relajación del agua libre.**

Cuando contemplamos la coherencia en la relajación de los núcleos de H del agua libre tenemos que considerar los factores que pueden intervenir. Básicamente el propio movimiento browniano implica por un lado un continuo cambio de orientación lo que origina diversas interacciones spin-spin. Por otro lado el movimiento de difusión de la molécula móvil del agua libre que permite el desplazamiento y por tanto el hecho de que los núcleos de H se encuentren en microcosmos magnéticos distintos y por tanto el movimiento de difusión favorece el asincronismo.

El sincronismo en la relajación nuclear del voxel se observa estudiando la **RELAJACIÓN TRANSVERSAL $M_{x,y}$** . En efecto, si dentro del voxel los núcleos tienen una relajación incoherente, cada núcleo emite a frecuencias distintas. Los spins de los núcleos que emiten a frecuencias más elevadas procesan a frecuencias más elevadas y en consecuencia las proyecciones sobre el plano transversal de sus spins, se adelantan respecto a los que emiten a frecuencias más bajas. Ello origina que el plano transversal se alcance rápidamente la orientación al azar. Por el contrario si dentro del voxel la relajación es muy coherente, todos los núcleos liberan la energía a frecuencias muy similares, lo que origina un gran sincronismo y muy poco desfase. En consecuencia se tardará mucho en que los spins alcancen la orientación al azar y por tanto el vector magnetización se verticalice.

La evolución de la magnetización transversal con el tiempo hasta que se anula, corresponde a una senoide a la frecuencia de relajación, amortiguada por una exponencial decreciente (Fig 5.9)

Este decrecimiento exponencial de la envolvente está regulada por un parámetro que llamamos $T2^*$ si se consideran todos los factores que influyen sobre el asincronismo de los núcleos o $T2$ si no se consideran ni la influencia de las heterogeneidades del campo magnético externo ni las variaciones locales magnéticas que actúan de forma fija sobre los núcleos. Por tanto $T2$ nos indica el asincronismo de los núcleos del voxel durante la relajación debido a las influencias spin-spin aleatorias que dependen de la composición y estructuración propias del tejido. Si suponemos un campo externo perfectamente homogéneo y un tejido sin variaciones magnéticas locales fijas, el $T2$ coincide con el $T2^*$. Por lo general el $T2^*$ siempre es menor que el $T2$ ya que cuando se contemplan todas las causas que pueden producir asincronismo la relajación es mucho más incoherente.

Si consideramos únicamente la relajación transversal de la magnetización en el voxel, como originada únicamente por los factores que intervienen en $T2$, la envolvente exponencial que regula el decrecimiento responde a la expresión

$$M_{x,y}(t) = M_{x,y}(0) \exp(-t/T2)$$

Cuando $t = T2$, $M_{x,y}(t) / M_{x,y}(0)$ es igual a $\exp^{-1} = 0.37$, lo que equivale a que el $T2$ es el tiempo que tiene que transcurrir para que la magnetización transversal pierda un 63% de su valor.

La constante $T2$ recibe el nombre de **TIEMPO DE RELAJACIÓN SPIN-SPIN O TIEMPO DE RELAJACIÓN TRANSVERSAL** ya que viene determinada por la proyección de la relajación sobre el plano x, y. Se expresa en **ms**. Una curva de Magnetización que decrece rápidamente, implica un valor de $T2$ bajo ($\downarrow T2$), indicando un gran asincronismo en la relajación (alta influencia spin-spin) (Fig. 5.11)

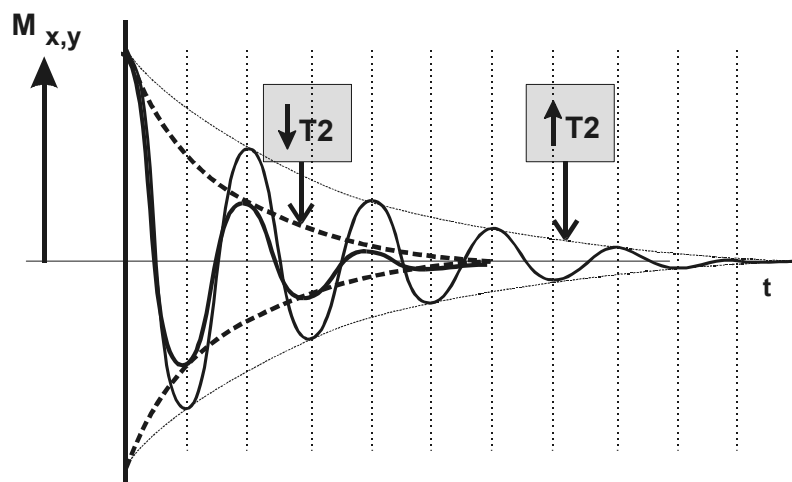
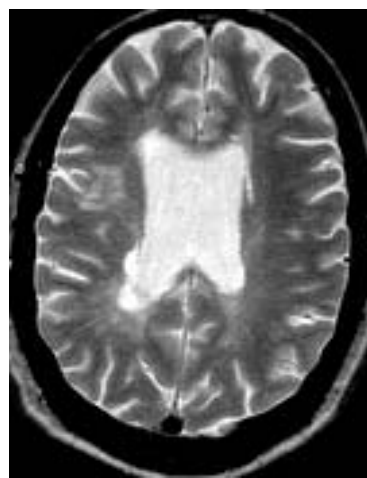
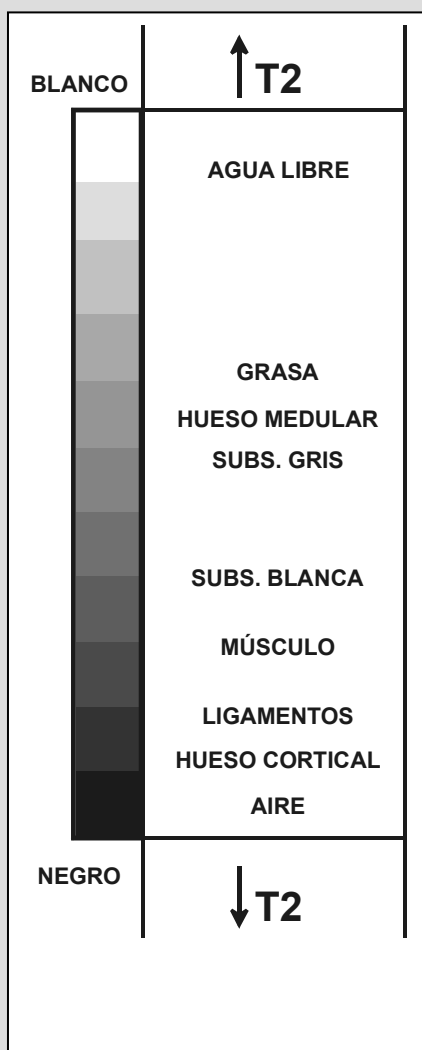


Fig. 5.11
Decrecimiento de las señales de la Magnetización Transversal en dos voxels con la misma magnetización inicial, después de haberles aplicado un pulso de 90° . El decrecimiento exponencial es tanto mayor cuanto menor es el valor del $T2$.

Podemos obtener una imagen en la que el contraste entre los voxels potencie su diferencia en los valores de $T2$. Esta **IMAGEN POTENCIADA EN $T2$** , nos dará idea, a través del sincronismo en la relajación de la estructuración molecular en el voxel. **EN UNA IMAGEN POTENCIADA EN $T2$, LA INTENSIDAD DE LA SEÑAL ES DIRECTAMENTE PROPORCIONAL AL VALOR DEL $T2$** . Es decir, a mayor señal mayor coherencia en la relajación, menor influencia entre núcleos, mayor desestructuración.

Los líquidos en reposo tienen una alta señal de resonancia en imágenes potenciadas en T2. **Una imagen en la que los líquidos aparecen en alta señal diremos que es potenciada en T2.** Cuanto mayor sea la intensidad de los líquidos tanto mayor es la potenciación en T2. **Si la imagen que obtenemos no está corregida de las heterogeneidades del campo magnético externo ni de los efectos de las variaciones de susceptibilidad fijas, obtendremos una imagen potenciada en T2* siempre que los líquidos aparezcan hiperintensos.**

A modo orientativo podemos establecer la siguiente escala de grises en una imagen estándar potenciada en T2



Tomografía transversal potenciada en T2

El LCR presenta una gran señal debido a su T2 largo indicando coherencia en la relajación. La sustancia blanca es hipointensa respecto a la sustancia gris mostrando una mayor incoherencia en la relajación

La etiopatogenia del aumento de señal en T2 indica un mayor grado de sincronismo en la relajación de los núcleos de H consecuencia de la influencia entre por pérdida de estructuración y/o mayor movilidad del agua libre

5.4 VALORES RELATIVOS DEL T1, DEL T2 Y DEL T2*

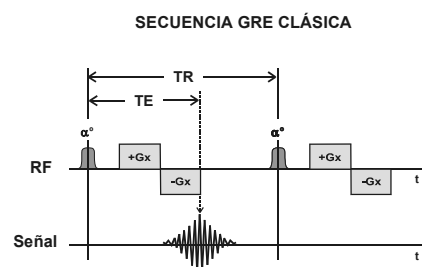
Los valores de T1 dependen mucho del valor del campo magnético ya que si aumentamos el valor de B_0 aumenta la frecuencia de las transacciones energéticas, mientras que las frecuencias internas de los movimientos moleculares no varían. Los valores del T2 son poco sensibles al cambio del campo magnético. En consecuencia **cuando se den valores de T1 o T2 debe indicarse el valor del campo magnético en que han sido calculados.**

Fijado el campo magnético, para un tejido biológico determinado, el valor de T2 es menor que el valor del T1. Por ejemplo en el LCR en un campo magnético de 1.5 el T2 es del orden de 300-500 ms, mientras que el T1 es del orden de 1500-2000 ms. En los líquidos puros el T2 tiende a los valores del T1. Los valores de T2 y del T1 en los tejidos orgánicos son muy variables. Por ejemplo el valor del T2 en las fibras colágenas puede ser del orden de los **microsegundos**, indicando un rápido desfaseamiento de los núcleos de H que básicamente corresponden a agua ligada. El agua ligada es indetectable de forma directa con las técnicas clásicas de IRM.

Para un mismo valor del campo magnético externo, los valores de T2* son siempre inferiores a los valores de T2, al tener en cuenta todos los factores que influyen sobre el asincronismo de los núcleos.

6

LAS SECUENCIAS DE PULSOS CLÁSICAS



En cualquier imagen tomográfica por RM, aparte del valor básico de la densidad (D) de núcleos de H del voxel, existe en mayor o menor grado la influencia de los parámetros de la relajación. Mediante el uso de **secuencias de pulsos** podemos hacer que prevalezca uno de estos parámetros en el contraste de la imagen, lo que equivale a **potenciar la imagen en un parámetro determinado**.

Las secuencias de pulsos consisten en módulos básicos formados por pulsos de RF de valores concretos separados intervalos de tiempo adecuados. Estos módulos se repiten a lo largo de la obtención de la imagen con un **TIEMPO DE REPETICION (TR)**.

Vimos en el apartado 5.1. que la secuencia **SATURACIÓN RECUPERACIÓN (SR)**, el **módulo básico**, consistía en pulsos de 90° separados un tiempo TR. La secuencia se especifica como **SR_{TR}**

También vimos en el apartado 5.2 como secuencia **INVERSIÓN REPETICIÓN (IR)** estaba formada por un pulso inversor inicial de 180° seguido después de un **TIEMPO DE INVERSION (TI)** de un pulso lector de 90° . Después de dejar relajar los núcleos, se volvía a iniciar el módulo con un nuevo pulso inversor de 180° . El tiempo entre los dos pulsos de 180° constituye el tiempo de repetición TR. La secuencia se especifica como **IR_{TI/TR}**.

El diseño de las secuencias de pulsos es uno de los objetivos fundamentales en el avance de la RM. Aparte de obtener potenciaciones distintas sobre un mismo plano tomográfico, su interés reside en la posibilidad de lograr tiempos de exploración cada vez mas cortos. Ello ha dado origen al desarrollo de numerosas secuencias de pulsos con multitud de variantes y con nombres distintos según las casas comerciales. De todas formas las dos secuencias consideradas como "clásicas", fundamentales en la historia de la RM son la **SECUENCIA SPIN-ECHO (SE)** y la **SECUENCIA GRADIENT-ECHO (GRE)**.

Vamos a dedicar este capítulo a estas dos secuencias, mientras dejaremos para el capítulo de **SECUENCIAS RAPIDAS** el desarrollo de las modernas secuencias capaces de lograr imágenes con resoluciones temporales del orden de los milisegundos pero que, por más complicadas que nos parezcan, tan sólo pueden lograr señal generando ecos bien mediante pulsos por emisión de radiofrecuencia (ECOS POR RADIOFRECUENCIA O ECOS DE SPIN) o generando ecos mediante gradientes magnéticos (ECOS DE GRADIENTE).

6.1. LA SECUENCIA SPIN-ECO: SE.

La secuencia clásica **SE** consiste en enviar un **primer pulso de 90°** que excita los núcleos del voxel. Después de dejar relajar los núcleos un cierto tiempo ($TE/2$) durante el cual los spins se desfazarán, se envía **un pulso de 180°** de tal forma que invierta la posición de los spins respecto al campo magnético. Transcurrido exactamente un nuevo intervalo de tiempo $TE/2$ se recoge la señal. Después de un tiempo TR se vuelve a repetir el proceso. En la Fig 6.1. se indica la secuencia SE de forma esquemática.

SECUENCIA SE CLÁSICA

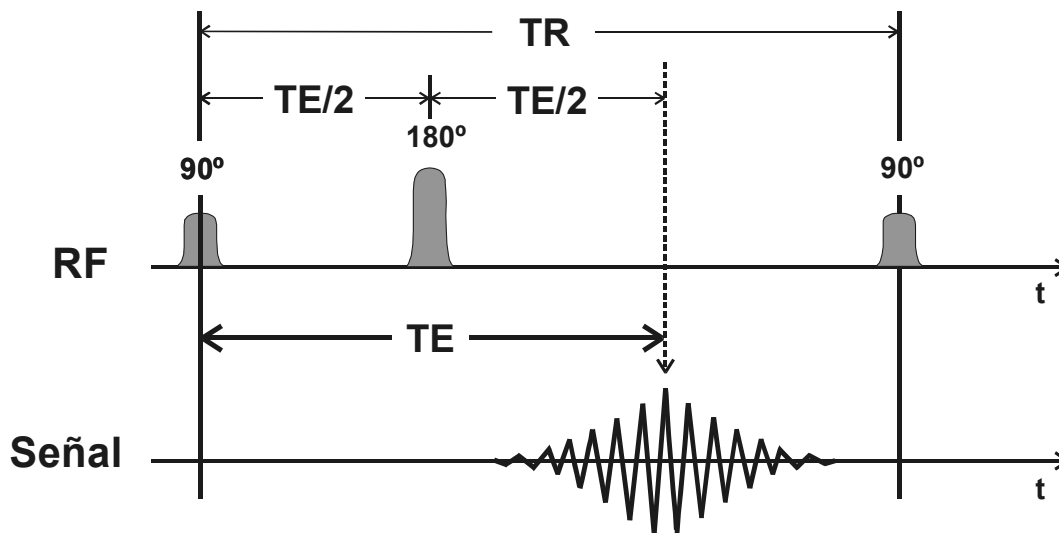


Fig 6.1: Esquema de la secuencia $SE_{TE/TR}$

Si analizamos lo que ocurre a lo largo de la secuencia (Fig 6.2), observamos que al enviar el pulso inicial de 90° la magnetización M del voxel se ha volcado sobre el plano transversal y los spins están en fase (posición a). Inmediatamente después, debido a las variaciones en el campo magnético localmente percibido por los núcleos, cada núcleo empieza la relajación a una frecuencia propia, lo que trae como consecuencia que unos núcleos se adelanten y otros se retrasen. Estas variaciones son debidas por un lado a irregularidades en la homogeneidad del campo magnético externo y por otro a las interacciones con el entorno bioquímico (interacciones spin-spin). Como consecuencia, después del pulso inicial de 90° y tomando como representación un sistema de referencia móvil a la frecuencia de precesión, se ha indicado en la Fig 6.2 con la letra A uno de los núcleos que se retrasa (simbolizando el retraso en sentido antihorario) y con la letra B uno de los múltiples núcleos que se adelantan (simbolizando el adelanto en sentido de la agujas del reloj). Al cabo del tiempo $TE/2$ estos núcleos presentan un desfase (posición b de la figura) y en consecuencia la magnetización inicial (M) ha disminuido (el desfase implica una resultante menor). Como se han considerado todos los factores que influyen sobre el desfase, el decrecimiento de la magnetización obedece al valor de $T2^*$.

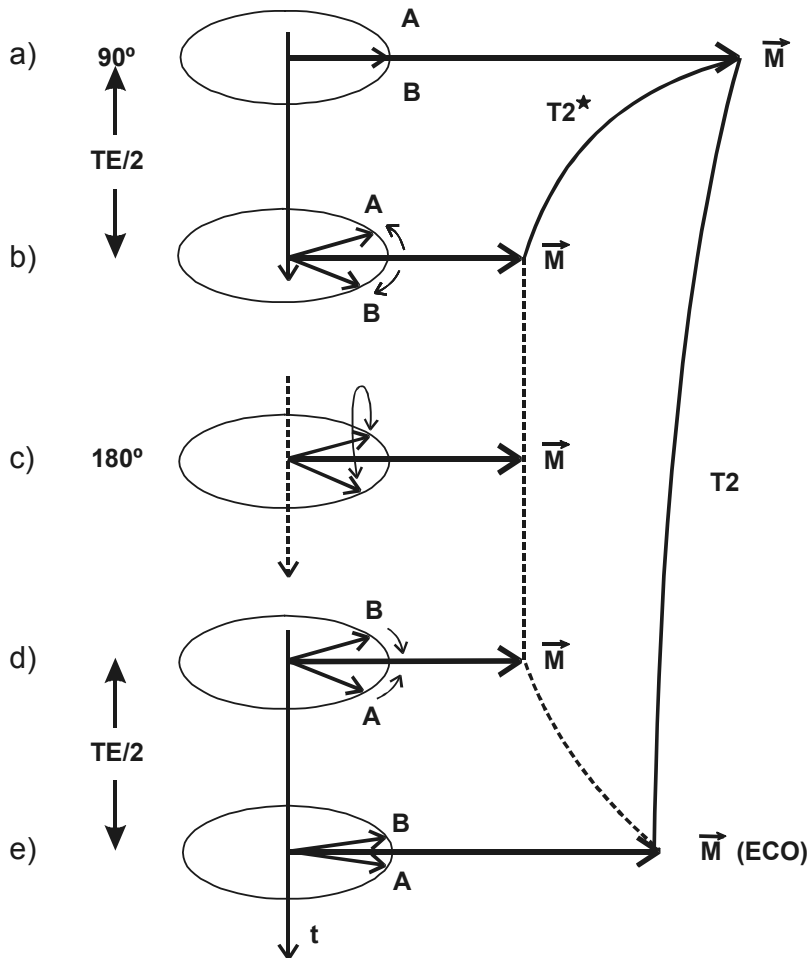


Fig 6.2.
Después del pulso de 90° , el valor de M decrece por el efecto spin-spin y las heterogeneidades del campo magnético ($T2^*$). Después de enviar un pulso de 180° , invertimos el efecto de la heterogeneidades y de las interacciones que actúan de forma fija sobre los núcleos y transcurrido el tiempo TE el valor que medimos de la M únicamente refleja el decrecimiento debido a la interacción spin-spin regulada por $T2$

Si después de un tiempo (denominado $TE/2$) enviamos un pulso de 180° de tal forma que invierta la posición de los spins respecto al campo magnético, los spins A que se habían retrasado quedan ahora, al invertir su posición, adelantados en el mismo ángulo de desfase (posición d respecto a la posición b) y lo mismo ocurre con los spin B que se habían adelantado, ahora quedan atrasados. El valor de la Magnetización resultante es el mismo. Aunque se haya invertido la posición de los spins, las causas que originaban el desfase continúan actuando. Aquellas causas que por actuar de una **manera fija** implicaban un retraso en los spin (actuaban disminuyendo la frecuencia de relajación) continúan retrasando los spin y por tanto los núcleos B continúan por esta causa retrasándose en sentido antihorario. De la misma forma los núcleos A que se habían adelantado por causa de que percibían de una manera fija un campo magnético local mayor, continúan adelantándose en sentido horario pero ahora parten de una situación retrasada. Por tanto los spins van a refasarse (A y B se acercarán). Evidentemente si dejamos transcurrir exactamente el mismo tiempo $TE/2$, los spin nucleares se encontrarían en la posición inicial, es decir en fase (posición e). Esto sería cierto si las causas que originan el desfase actuaran siempre de la misma forma (por ejemplo heterogeneidades del campo magnético externo, interacciones fijas,) es decir que siempre en el mismo lugar implicaran la misma variación. Sin embargo las interacciones spin-spin aleatorias no se corrigen por el pulso de 180° y por lo tanto después del tiempo TE los spins presentan un cierto desfase y la Magnetización ha disminuido respecto a la inicial en un valor que depende de $T2$, es decir un valor corregido de las heterogeneidades magnéticas fijas. **La ventaja de la secuencia SE es que permite corregir las heterogeneidades del campo magnético.** La señal obtenida se denomina eco por similitud de la inversión con la reflexión de un eco.

Una vez recogida la señal se deja relajar la Magnetización y al cabo de un tiempo de repetición TR se repite la secuencia. Debido a que el tiempo TR es mucho mayor que el tiempo TE, una posibilidad muy útil en la práctica es obtener varios ecos dentro del mismo TR. Para ello después del primer eco se deja transcurrir de nuevo un tiempo TE/2 de desfase y se vuelve a enviar un pulso refasador de 180°, recogiendo un nuevo eco al cabo de un tiempo TE/2 y así sucesivamente (Fig 6.3). Cada uno de estos ecos tiene un TE más largo. Podemos hablar de una imagen obtenida en el segundo o en el enésimo eco. Una imagen con TE = 60 ms, puede ser obtenida con un primer eco de 60 ms o con un segundo eco de una secuencia SE con TE = 30 ms. La calidad de imagen es ligeramente distinta en función de la exactitud de los pulso de radiofrecuencia.

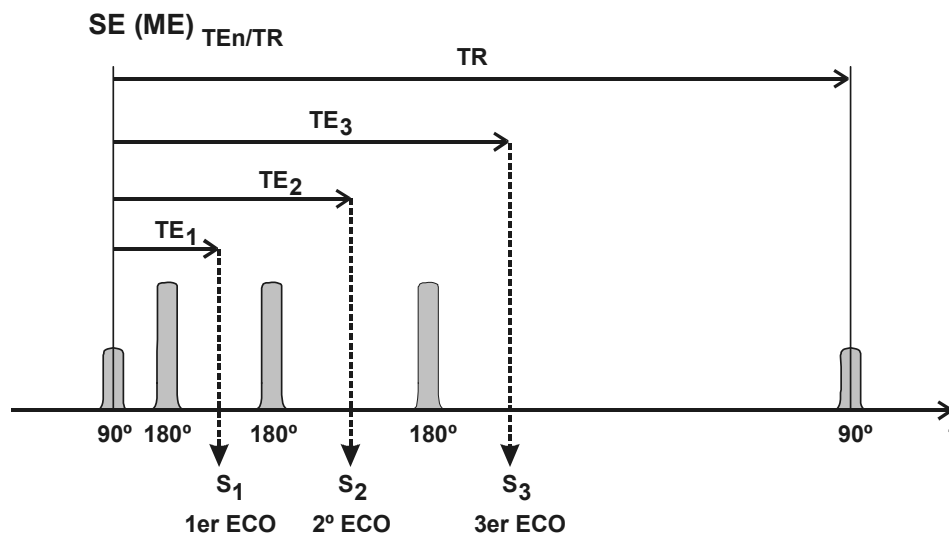


Fig 6.3.
Esquema de la secuencia SE con múltiples ecos (ME) en los que puede obtenerse la señal.

Cuando existen heterogeneidades del campo magnético, si se mantienen fijas en el tiempo y en el espacio, son corregidas mediante secuencias SE. Es decir las **secuencias SE no son influenciadas por los problemas que implican variaciones de susceptibilidad magnéticas fijas**. Por ejemplo los microcambios de susceptibilidad magnética en el interior del hueso trabecular implican un desfase en los núcleos de H de la médula ósea que al actuar de forma fija, pueden ser corregidos mediante secuencias SE, mientras que se obtendrá una menor señal si se utilizan secuencias que potencien en T2*.

En las imágenes obtenidas mediante la secuencia SE, la potenciación de la imagen viene regulada por TE y TR. Hemos de partir de la base de que en toda imagen SE:

- Están presentes los tres factores D, T1 y T2.
- Cuanto mayor es el TE, mayor es la potenciación en T2.
- Cuanto menor es el TR, mayor es la potenciación en T1.

Como regla general (Fig.6.4):

	TE corto	TE largo
TR corto	Imagen potencia en T1	Contraste mixto
TR largo	Imagen potenciada en D	Imagen potenciada en T2

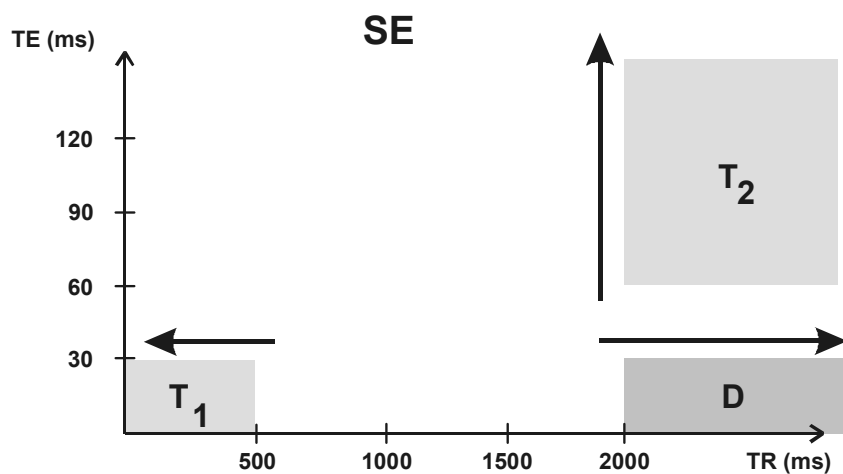


Fig 6.4
Potenciación
orientativa de las
imágenes SE. Clásicas

En la Fig 6.5 se muestra sobre un mismo plano tomográfico las tres potenciaciones básicas obtenidas variando los parámetros TE y TR en la secuencia clásica SE. El campo utilizado es de 1,5 T

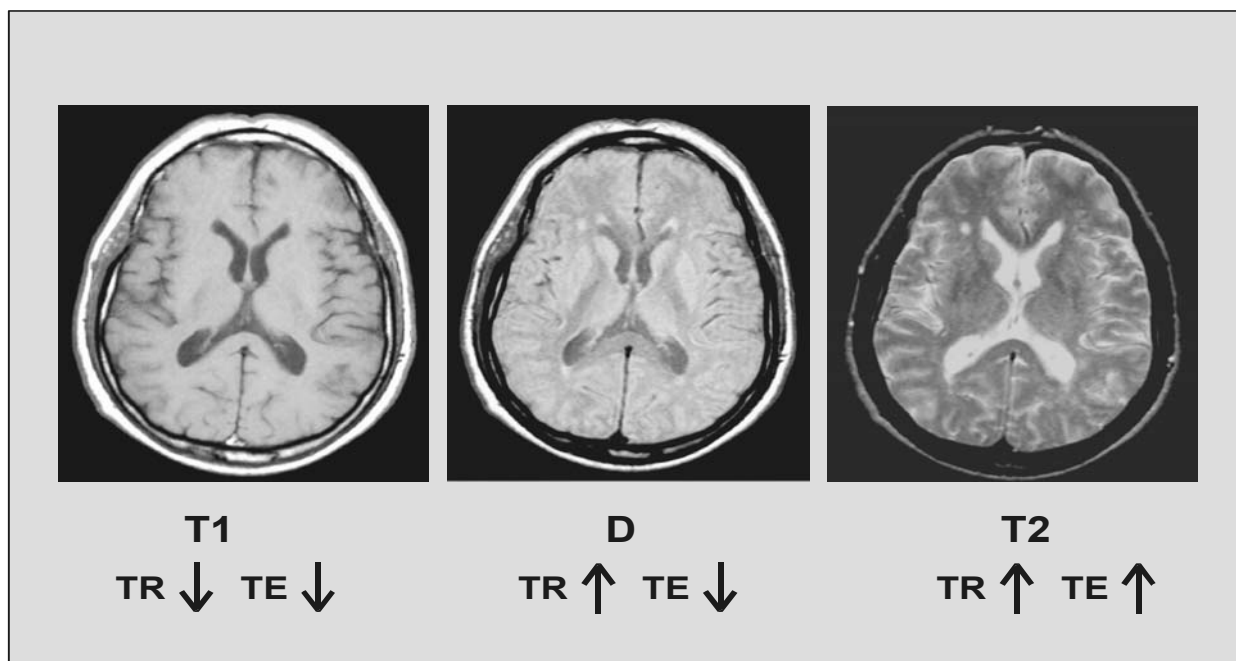


Fig 6.5: Las tres potenciaciones clásicas sobre un mismo plano tomográfico. Campo de 1,5 T

T1: Imagen potenciada en T1 (TE: 17ms, TR: 600 ms)

D : Imagen potenciada en D de núcleos de H (TE: 20ms, TR 2200 ms)

T2: Imagen potenciada en T2 (TE: 80ms, TR: 2200 ms). Esta imagen se obtiene como segundo eco dentro del mismo TR que la imagen en D

La imagen T2 tiene menor señal /ruido pero por lo general posee una mayor resolución de contraste. Obsérvese la variación de señal en la pequeña zona lesional en la profundidad de la sustancia blanca fronto-parietal junto al asta anterior del ventrículo lateral der. Aunque la imagen T2 es más ruidosa la sensibilidad es mayor. La imagen D indica un aumento de la D de núcleos de H. La falta de contraste en T1 nos indica poco agua libre en la lesión. La imagen T2 indica un aumento del asincronismo concordante con desestructuración.

Como puede observarse en la Fig 6.5 el contraste entre dos tejidos depende mucho de los parámetros elegidos. Unos parámetros TE, TR inadecuados puede hacernos perder la resolución de contraste. En toda imagen, a efectos comparativos i de seguimiento de una misma patología, deben indicarse ambos parámetros y el campo magnético en que se ha obtenido la imagen.

Como idea esquemática y en un campo de 0,15 T, se indican en la Fig 6.6 las variaciones relativas de intensidad de señal para diversos tejidos biológicos utilizando secuencias que potencian en T1, D y T2.

	↑ D	↓ T1	↑ T2	
BLANCO	AGUA LIBRE	GRASA	AGUA LIBRE	BLANCO
	GRASA	HUESO MEDULAR		
	HUESO MEDULAR	SUBS. BLANCA	GRASA	
	SUBS. GRIS	SUBS. GRIS	HUESO MEDULAR	
	SUBS. BLANCA		SUBS. GRIS	
	MÚSCULO	MÚSCULO	SUBS. BLANCA	
	LIGAMENTOS	AGUA LIBRE	MÚSCULO	
	HUESO CORTICAL	LIGAMENTOS	LIGAMENTOS	
NEGRO	AIRE	HUESO CORTICAL	HUESO CORTICAL	NEGRO
	↓ D	↑ T1	↓ T2	

Fig 6.6.

Representación esquemática de las intensidades de diversos tejidos biológicos según la potenciación de la imagen en la secuencia SE clásica.

Una imagen con grasa hiperintensa y agua libre hipointensa es una imagen T1

Una imagen con líquidos estáticos hiperintensos está potenciada en T2.

Destaquemos:

a) Un grupo de tejidos que aparecen siempre hipointensos en cualquier potenciación. Todos ellos se caracterizan por tener una densidad de núcleos de H baja. Por ejemplo, el hueso cortical, las calcificaciones (diferenciar de osificación con formación de médula ósea) La imagen aérea será también por este motivo hipointensa. Los ligamentos, meniscos y tendones se incluyen dentro de este grupo de tejidos hipointensos.

b) Un grupo de tejidos que presentan siempre una señal que los coloca dentro de los grises intermedios. Destaquemos en este grupo a la Substancia Blanca y la Substancia Gris. En imágenes Pot D existe un ligero aumento de señal a favor de la Substancia Gris por su mayor densidad en núcleos de H. La situación se invierte en las imágenes Pot T1, donde la Substancia Blanca aparece más hiperintensa que la Substancia Gris por tener un T1 más corto. En T2 por el contrario la Substancia Blanca aparece más hipointensa que la sustancia gris por tener un T2 más corto. Dentro de este grupo intermedio también colocaremos el tejido muscular, con un comportamiento uniforme arrojando una débil señal característica en las imágenes Potenciadas en T2.

c) El tejido graso que en la secuencias SE clásicas siempre arroja una buena señal de resonancia, en especial en imágenes T1 donde se coloca en la parte más alta de la escala cromática. En las secuencias actuales debe irse con cuidado ya que existen secuencias potenciadas en T1 con anulación de la señal de grasa (recordemos la secuencia STIR) o bien técnicas con supresión espectral de la grasa. De la misma forma se comporta la médula ósea grasa, aunque la señal global de la médula ósea depende de la proporción médula grasa/médula hematopoyética en el voxel

d) Por último hay que hacer notar el comportamiento de los líquidos en reposo o el agua libre. En Pot D se sitúan en la parte alta de la escala. En Pot T1, debido a su largo T1, aparecen hipointensas en la parte baja de la escala y finalmente en Pot T2 son hiperintensos en la parte más alta de la escala de grises, por su T2 elevado. Evidentemente estas señales varían según si se trata de agua libre o si está formando soluciones acuosas en las que la concentración y la constitución de las sustancias contenidas influyen de forma distinta en la intensidad de las imágenes. Cuando en un voxel existe agua libre y ligada, la señal dependerá de su proporción.

La estrategia en IRM consiste en programar las potenciaciones óptimas en las imágenes para obtener el mejor contraste entre las estructuras a estudiar. Para ello el técnico en RM debe estar dirigido lo mejor posible en la orientación diagnóstica. Por ejemplo, no podemos utilizar una imagen estándar potenciada en T1 para contrastar líquidos (en negro por su T1 largo) de ligamentos (en negro por su baja densidad de D). Un estudio RM tiene que contener imágenes de diferente potenciación a fin de lograr una mayor aproximación diagnóstica.

6.2. SECUENCIA GE ó GRE (GRADIENT RECALLED ECHO) o FE (FIELD ECHO)

En las secuencia SE clásicas, los tiempos de obtención son del orden de los minutos ya que enviar un pulso inicial de 90° y después otro de 180° requiere tiempo y además hay que recuperar la magnetización entre cada TR. Uno de los objetivos permanentes en el uso clínico de la RM es el disminuir los tiempos de obtención. Para obtener imágenes más rápidas en secuencia SE podríamos tratar de utilizar tiempos TR mas cortos, sin embargo este acortamiento implicaría problemas de contraste en la imagen al potenciarla hacia T1.

Otra posibilidad sería el tratar de obtener imágenes sin tener que utilizar el pulso de 180° . Para ello una vez enviado el pulso inicial con un ángulo α° , tendríamos que poder obtener una medida mientras los núcleos se están desfasando. Una manera de lograrlo es interferir en el proceso normal de desfasamiento de los spins, potenciando mediante un **gradiente de desfase** (con lo que la señal disminuiría), para después, invirtiendo el gradiente (**gradiente de refase**), hacer aumentar la señal hasta el valor que le correspondería por su decaimiento normal en T2*. Con ello se puede detectar fácilmente una señal (**ECO DE GRADIENTE**) que permitirá hacer una imagen con los valores de la relajación de los núcleos del voxel. Este conjunto de dos gradientes (DESFASE, REFASE) de igual amplitud y tiempo de aplicación pero de signos opuestos recibe el nombre de **GRADIENTE BIPOLAR**, como vimos en el capítulo 2.3. (Fig 6.7)

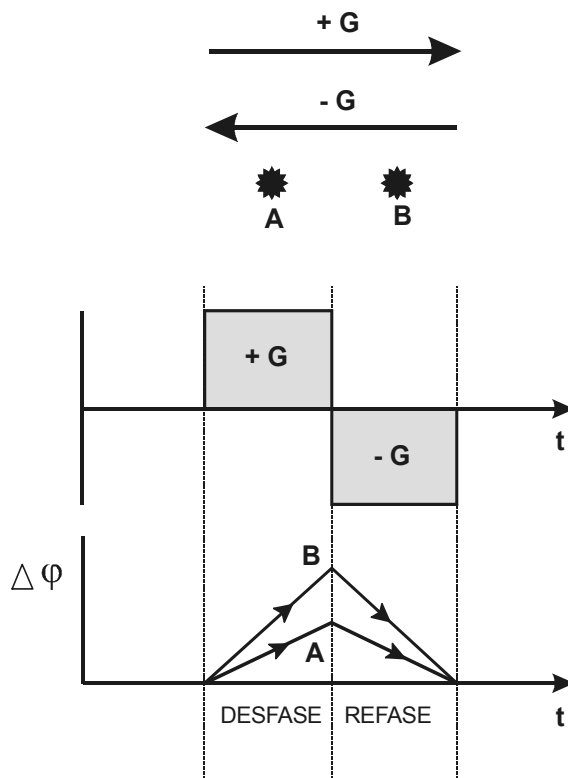


Fig 6.7.

Efecto de un gradiente bipolar en las fases de los spins.

Si sobre dos núcleos A y B aplicamos un Gradiente +G durante un cierto tiempo, el núcleo B sometido a un campo magnético mayor se adelanta respecto al núcleo A, creándose un desfase. La diferencia de fase entre ellos ($\Delta\phi$) aumenta.

Si se invierte el gradiente (-G) y se aplica durante el mismo tiempo, el efecto es contrario ya que es ahora el núcleo A el que va a mayor frecuencia, con lo que se produce el refase y al cabo del mismo tiempo se encuentran totalmente en fase ($\Delta\phi = 0$) lo que permite obtener un eco.

El conjunto de +G, -G constituye un **gradiente bipolar**.

A estas secuencias con un α^0 - pulso inicial y un gradiente bipolar, se las denomina **SECUENCIAS GRADIENT ECHO (GE) o GRADIENT RECALLED ECHO (GRE) o FIEL ECHO (FE)**. Es esquema se muestra en la Fig 6.8. y en la fig 6.9. se estudia lo que sucede con los spins. Estas secuencias se suelen denominar clásicas.

SECUENCIA GRE CLÁSICA

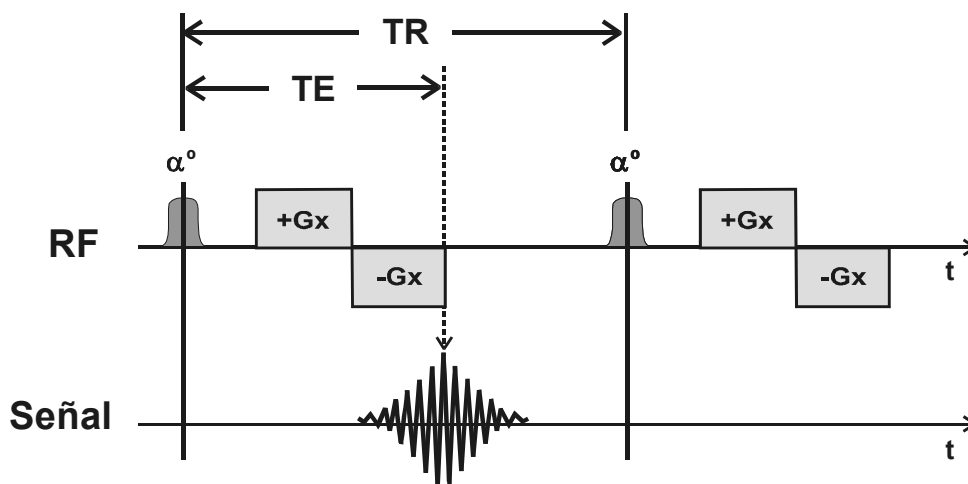


Fig 6.8.

Esquema de la secuencia GRE/GE/FE

Después de un pulso inicial de α^0 , se aplica un gradiente bipolar (+Gx,-Gx) par obtener un eco de gradiente. El tiempo entre el pulso inicial y la recogida del eco se llama TE.

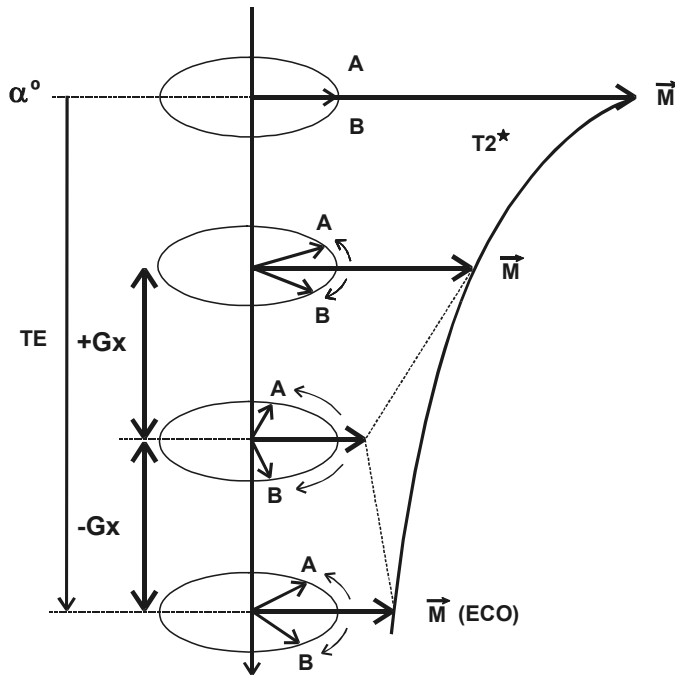


Fig 6.9. Estudio de la secuencia GRE. Después de un pulso inicial de α° , el valor de M decrece por el efecto spin-spin y las heterogeneidades del campo magnético (por tanto según $T2^*$). Si activamos un gradiente bipolar (+Gx,-Gx), el gradiente +Gx actúa durante un cierto tiempo aumentando el desfase y por tanto M disminuirá. Al invertir el gradiente (-G) y actuar durante el mismo tiempo, produce el refase de los spins, anulando el efecto de +Gx, con lo que la M crece hasta el valor que tendría si se hubiese decrecido según $T2^*$ pero de esa forma podemos detectar fácilmente una señal (ECO DE GRADIENTE).

En las secuencias GRE, el valor del TE continua siendo el tiempo entre el pulso inicial y la recogida de eco de gradiente. La obtención de la señal de eco mediante una inversión de gradientes (gradiente bipolar) permite la recogida de señal con TE muy cortos con lo que también los tiempos TR pueden ser mas cortos y en consecuencia, los tiempos de adquisición son mucho menores que en las secuencias SE.

Mediante secuencias GRE la potenciación de la imagen es un fenómeno muy complejo que depende críticamente de los valores **del pulso inicial, del valor del TE y del valor del TR**

Se denominan **potenciadas en T1-GRE**, cuando los líquidos en reposo aparecen **hipointensos** y **potenciadas en T2*** cuando los líquidos aparecen **hiperintensos**. Mediante secuencias GRE podemos logra imágenes potenciadas en T2* pero con tiempos mucho menores que la T2 SE.

POTENCIACIÓN DE LAS IMÁGENES GE/GRE/FE

	T1	T2*		D
TR (ms)	↑ 200-400	↓ 20-50	↑ 200-400	↑ 200-400
TE (ms)	↓ 8-15	↓ 8-15	↑ 30-60	↓ 8-15
α°	↑ 45-90	↕ 30-60	↓ 5-15	↓ 5-15

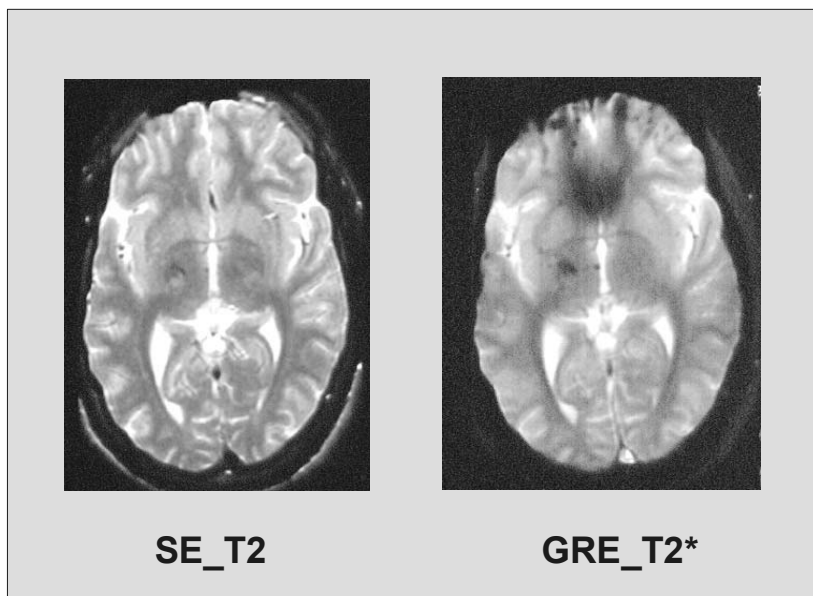
Fig 6.10. Tabla orientativa de los valores de los tres parámetros que intervienen en la secuencia GRE clásica para la obtención de las diversas potenciaciones de la imagen.

En la Fig 6.10. se indican a modo orientativo los distintos valores de los tres parámetros que permiten potenciaciones en T1-GRE, D-GRE y T2*- GRE. Llama la atención los tiempos TR mucho más cortos que los utilizados en las secuencias SE. Para obtener imágenes T1 el ángulo α es alto y el TE es bajo. Las potenciaciones en T2* pueden lograrse con valores de TR muy pequeños, que permiten obtenciones muy rápidas.

Al no corregirse las heterogeneidades externas como ocurría en la secuencia SE, la secuencia GRE/GE/FE potenciará en T2*, no en T2. En general estas imágenes son más artefactuadas y con más ruido que las SE.

La presencia de elementos metálicos en la zona a explorar (prótesis, clips..) produce cambios locales en el valor del campo magnético (variaciones de susceptibilidad) lo que implica que los núcleos de H del voxel perciban campos magnéticos distintos y por tanto el desfase aumente. Al actuar de forma fija, este desfase se corrige en las secuencias SE mediante el pulso de 180°, mientras que no se corrige en las secuencias GRE. En consecuencia las imágenes aparecen con pérdida de señal y mucho más artefactuadas en las secuencias GRE. Por lo que siempre que sea posible, en presencia de elementos metálicos habrá que evitar las secuencias GRE.

Las secuencias GRE son de utilidad en multitud de casos no tan solo por su rapidez sino por ser más sensibles a los cambios en la susceptibilidad magnética, la presencia de iones que distorsionan el campo magnético produciendo variaciones de susceptibilidad magnética son fácilmente detectables, independientemente de si estas variaciones actúan de una forma fija o aleatoria. De esa forma por ejemplo (Fig 6.11) pueden observarse la caída de señal originada por la presencia de hemosiderina como secuela antigua de una hemorragia.



*Fig 6.11.
Paciente con lesión neuronal difusa como consecuencia de un traumatismo craneal antiguo. Las imágenes GRE presentan zonas difusas hipointensas debidas a la variación de susceptibilidad demostrando la presencia de hemosiderina como secuela de una hemorragia. En la secuencia SE estas alteraciones son corregidas mediante el pulso de 180°.
De: RM_IDI. Vall d'Hebron*

Las secuencias GRE, aparte de ser secuencias más rápidas que las SE, producen menor depósito energético ya que utilizan menos emisión de RF en especial al eliminar el pulso de 180°. Por ello, presentan menos problemas con los límites aconsejados para el depósito energético en las exploraciones. Por otro lado al obtener el eco mediante la acción de los gradientes son mucho más ruidosas que las SE.

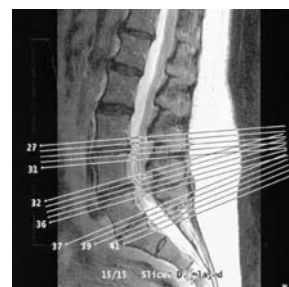
En la tabla siguiente se resumen algunas diferencias entre las secuencias clásicas:

SECUENCIAS CLÁSICAS

	SPIN ECHO SE	GRADIENT/FIELD ECHO (GE/GRE/F)E
ECO	Spin (radiofrecuencia)	Gradiente
Depósito Calórico	↑ (limitaciones)	
Ruido		↑ (Gradientes)
Parámetros	TE,TR	α^0 ,TE,TR
Potenciación	D.T1,T2	D,T1,T2*
Rapidez		↑↑↑
Heterogeneidades	Corrige	No corrige
Susceptibilidad magnética		Muy sensible

7

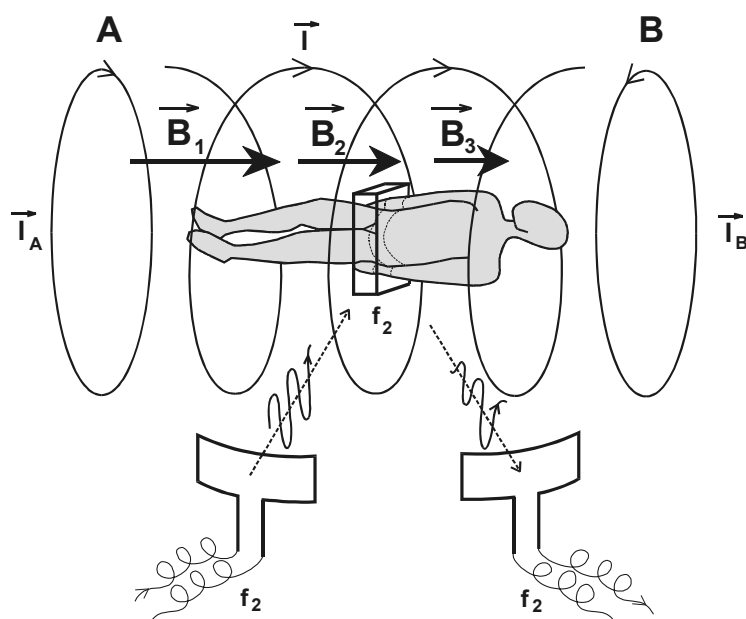
SELECCIÓN DEL PLANO TOMOGRÁFICO



Una de las grandes ventajas que aporta la RM como método de imagen es **la posibilidad de obtener una imagen tomográfica en cualquier dirección del espacio**. Para ello hay que tener presente que según la ecuación fundamental de Larmor, para excitar selectivamente los núcleos en un determinado plano basta lograr que el campo magnético que perciban sea el mismo ya que en estas condiciones, todos ellos entrarían en resonancia con una emisión de RF a la frecuencia de resonancia.

Si el campo magnético fuese uniforme dentro del imán todos los núcleos absorberían la energía de RF a la misma frecuencia. Para lograr una excitación selectiva por planos hay que instaurar una **variación uniforme del campo magnético según la dirección perpendicular a los planos elegidos, lo que constituye un GRADIENTE MAGNÉTICO en aquella dirección**.

Los GRADIENTES MAGNÉTICOS se crean mediante pares de bobinas recorridas por corrientes continuas en sentidos contrarios. (Fig.7.1)



*Fig 7.1:
Selección del plano tomográfico.
Las dos bobinas A y B crean un gradiente magnético en la dirección cráneo-caudal. Cada plano axial percibe un campo magnético distinto y por tanto sus núcleos precesarán por planos a frecuencias distintas. Tan sólo será excitado el plano que entre en resonancia con la frecuencia f_2 de la emisión de radiofrecuencia.*

Si colocamos una bobina (A) en el extremo caudal de la bobina principal y hacemos que sea recorrida por una corriente continua (I_A) en el mismo sentido que la del bobinado principal (I), la bobina A crea un campo magnético que en cada punto se **suma** vectorialmente al campo magnético principal. A medida que nos vamos alejando, la influencia del campo magnético de la bobina A sobre el principal es cada vez menor, lográndose una variación del campo magnético con la distancia (Gradiente Magnético). Esta variación con la distancia puede ser reforzada colocando en el extremo opuesto una segunda bobina (B) recorrida por una corriente (I_B) en sentido contrario. Ello crea un campo magnético que en cada punto se **resta** vectorialmente al campo magnético de la bobina principal. Este conjunto de dos bobinas recorridas por corrientes en sentidos contrarios crea un gradiente magnético cráneo-caudal. Una vez establecido este gradiente, todos los núcleos sobre un plano perpendicular al gradiente (en este caso, todos los núcleos sobre un plano TRANSVERSAL o AXIAL del paciente) percibirán el mismo valor del campo magnético y por tanto tendrán la misma frecuencia de precesión, la cual será ligeramente distinta de sus planos adyacentes. Para excitar selectivamente un plano basta con emitir la RF a la frecuencia de precesión adecuada. Los otros planos no entrarán en resonancia. Para obtener una imagen tomográfica de otro plano transversal basta con cambiar la frecuencia de emisión sin tener que desplazar al paciente. Se ha establecido mediante los gradientes magnéticos una codificación espacial cráneo-caudal ya que a cada frecuencia le corresponde un plano transversal.

De la misma forma, colocando una bobina en la parte anterior del paciente y otra en la parte posterior logramos establecer un gradiente magnético antero-posterior y por lo tanto una codificación de frecuencias que proporcionará planos coronales. Por último, creando gradiente de derecha a izquierda lograríamos tomografías sagitales.

Mediante tres pares de bobinas que crean los gradientes magnéticos en las tres direcciones del espacio, se pueden lograr no solamente tomografías transversales, sagitales o coronales, sino que enviando las intensidades de corriente adecuada a las bobinas, se consiguen gradientes en cualquier dirección del espacio y en consecuencia tomografías de obtención directa en las direcciones más adecuadas para el diagnóstico sin tener que movilizar al paciente. El conjunto de las bobinas de gradientes (Fig 7.2), están colocadas en los tomógrafos de cuerpo entero formando el llamado **cilindro de gradientes** que se coloca por dentro del cilindro que contiene el conductor creador del campo magnético principal. Dentro de este cilindro se colocará la antena emisora de cuerpo y dentro el paciente.

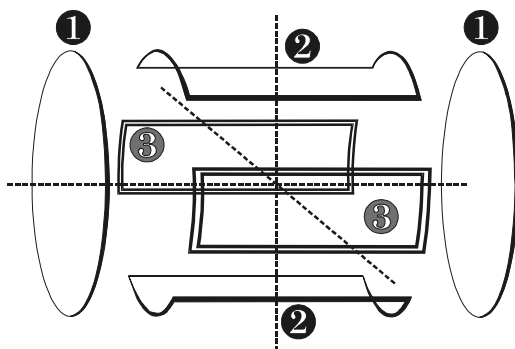


Fig 7.2

Bobinas de gradiente.

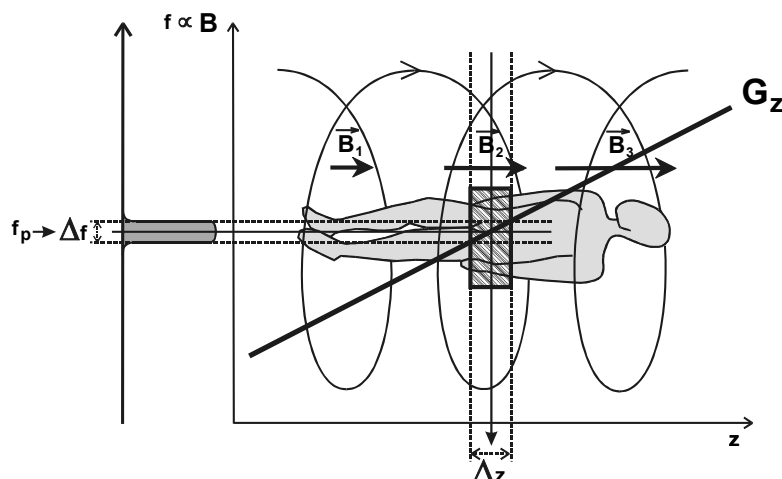
Los tres pares de bobinas están colocadas en los tomógrafos de cuerpo entero sobre un cilindro llamado cilindro de gradientes dentro del cual se colocará la antena de cuerpo y el paciente. Al indicar al ordenador la orientación del plano tomográfico, se enviarán a conjunto de bobinas las intensidades de corriente adecuadas para crear un gradiente perpendicular a la orientación diseñada.

Al seleccionar una determinada orientación del plano tomográfico, el ordenador enviará al conjunto de bobinas las intensidades de corriente adecuadas para crear un gradiente magnético perpendicular a la orientación diseñada. En cada punto el valor del campo magnético es la suma vectorial del principal más los creados por los tres pares de bobinas.

Los gradientes magnéticos de selección del plano tomográfico se activan únicamente durante la excitación, generalmente durante el primer pulso de la secuencia utilizada, siendo quitados inmediatamente para proceder a la obtención de la señal de relajación que como veremos tiene que ser codificada espacialmente mediante el establecimiento de nuevos gradientes a lo largo de los lados del plano elegido. Ello implica que la entrada y salida de los gradientes se realice en microsegundos y por tanto se hable de **PULSOS DE GRADIENTE**.

Los pulsos de gradiente implican una variación del campo magnético muy rápida y por tanto inducen fuerzas electromotrices dando lugar a vibraciones sónicas audibles que originan el típico **ruido de los gradientes**. La potencia y la frecuencia de este ruido depende de la secuencia y es molesto para los pacientes que deben ser advertidos de esta circunstancia dándoles protectores acústicos que van desde simples algodones en los oídos hasta auriculares de protección. También hay que advertirlos al comienzo de la secuencia para evitar sobresaltos. En algunas secuencias el nivel de ruido puede sobrepasar los 100 decibelios, lo que puede ocasionar sin la adecuada prevención, hipoacúsias transitorias.

El establecimiento de un gradiente magnético implica que en el espacio ocupado por el voxel exista una variación de frecuencias. Por tanto cada voxel vendrá determinado por un intervalo de frecuencias centrado alrededor de una frecuencia media de resonancia. Cuando enviamos el pulso excitador este lleva implícito una amplitud de banda alrededor de la frecuencia principal, que cubre todo el intervalo del voxel. Por tanto un pulso excitador sobre un gradiente implica la excitación de todo un plano de voxels (Fig 7.3).



*Fig 7.3.
Determinación del corte tomográfico.
Una vez establecido el gradiente G_z , se envía un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión correspondiente al centro del plano. El ancho de banda de este pulso Δf implica la excitación de los núcleos sobre un grosor Δz .*

La dirección del gradiente de selección del plano es siempre perpendicular al plano elegido. El gradiente de selección del plano se representa como G_z . En el caso de la fig 7.3 la dirección de G_z es la del eje z (es la dirección donde existe la variación del valor del campo magnético). El valor del campo magnético en cada punto viene representado por el valor de las ordenadas de la recta G_z .

El grosor del plano de corte puede regularse mediante la amplitud del pulso excitador manteniendo el gradiente. Pero la forma habitual es manteniendo la amplitud del pulso de radiofrecuencia, variar el valor del gradiente (la pendiente de G_z). Lo cual consiste simplemente en modificar las intensidades de las corrientes eléctricas por las bobinas. (Fig 7.4). El valor máximo alcanzable por los gradientes $G_{m\acute{a}x}$ fija el grosor mínimo del corte. (Ver capítulo 2.3)

Disminuir el grosor del corte implica evidentemente disminuir el tamaño del voxel y por tanto quedarnos con menos H en consecuencia disminuimos la señal. Ello puede solventarse aumentando el número de adquisiciones (NA), lo cual implica aumentar el tiempo de adquisición y por tanto el riesgo de que el paciente se mueva degradando la imagen.

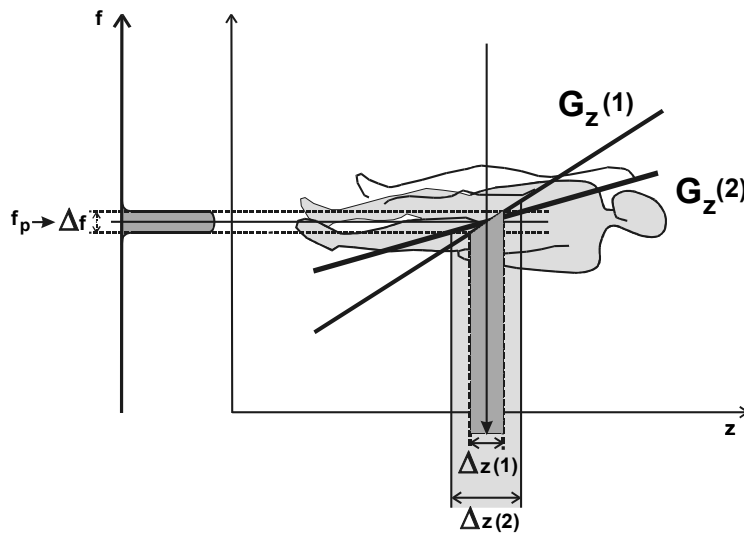


Fig 7.4.

Si mantenemos la misma amplitud del pulso de radiofrecuencia excitador Δf , al aumentar el gradiente (aumentar la pendiente de la variación del campo magnético con la distancia z) (pasar de $G_z(2)$ a $G_z(1)$), disminuimos el grosor del plano tomográfico ($\Delta z(1) < \Delta z(2)$)

Así como la selección del plano tomográfico se realiza en la excitación, la dimensión de la zona a visualizar (Campo de visión o Field of view: FOV) se determinará durante la relajación, admitiendo en la antena receptora tan sólo la señal de los voxels comprendidos en la zona determinada. Ello permitirá además obtener imágenes con campos de visión en cualquier punto del plano seleccionado es decir FOV desplazados del isocentro del imán **"off-center" variable**.

Los gradientes de selección del plano están activados muy poco tiempo (del orden de los milisegundos). Ello permite que durante la relajación del plano y dentro del tiempo TR de la secuencia puedan ser activados otros planos, con lo que nos encontramos con una **técnica multiplanar y a su vez multidireccional dentro de una misma adquisición**. De esta forma podemos obtener por ejemplo en una exploración de columna lumbar tomografías oblicuadas según los diferentes discos en la misma adquisición. (Fig 7.5.).

Por lo general las exploraciones se diseñan a partir de tomografías rápidas (scout view o escanogramas) obtenidas inicialmente en cualquier dirección del espacio. Por ejemplo en una exploración craneal, se obtienen inicialmente aprovechando la versatilidad de los gradientes, una imagen transversal, sagital y coronal en segundos sobre el lugar marcado por la luz de centraje al entrar el paciente en el imán. A partir de estas imágenes rápidas se plantea el resto de la exploración adaptándose a la posición en que se ha colocado el paciente.

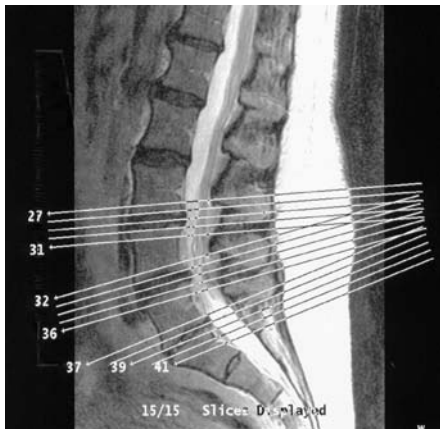
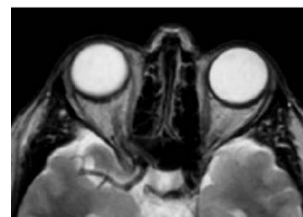


Fig. 7.5.

Utilización de la capacidad multiplanar y multidireccional en una exploración lumbar. Cada línea indica donde va a obtenerse una imagen tomográfica. Todos los planos se van a obtener en la misma secuencia. La orientación de los planos se realiza en la consola sobre una imagen sagital de obtención rápida (scout view o escanograma)

8



RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

Una vez realizada la excitación selectiva del plano y cerrado el gradiente de selección del plano G_z da comienzo la relajación de los núcleos. Durante la relajación se obtiene en la antena receptora una señal eléctrica que convenientemente analizada, permitirá obtener la imagen. Cuando la antena capta la señal, en ella concurren señales de relajación procedentes de todos los núcleos del plano. Para poder reconstruir la imagen es preciso un método que permita individualizar la señal que proviene de cada voxel. Ello se logra mediante **un sistema de gradientes magnéticos perpendiculares aplicados sobre el plano tomográfico durante la relajación** que establecerán una identificación espacial de la situación de los núcleos en el plano mediante una codificación por frecuencias y por fases de tal forma que realizando un análisis matemático (análisis de Fourier) de la señal recogida en la antena receptora podamos identificar la señal individual que corresponde a cada voxel del plano tomográfico.

8.1. RECONSTRUCCIÓN POR DOBLE ANÁLISIS DE FOURIER.

Es el método actualmente utilizado para la obtención de imágenes 2D. Opera con dos gradientes perpendiculares que entran en juego durante la relajación. Estos gradientes se establecen a lo largo de los lados del plano tomográfico. Uno de ellos (G_y) codificará en fases, el otro (G_x) codificará en frecuencias (Ver Fig 8.1)

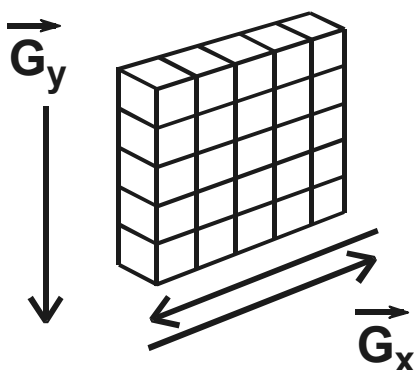


Fig 8.1.
Orientación de los gradientes de codificación de fase G_y y de frecuencia G_x establecidos durante la relajación a lo largo de los lados del plano tomográfico.

Cuando la relajación va a empezar, después de cerrar el gradiente de selección del plano (G_z), se abre un gradiente a lo largo de uno de los lados (G_y). **Por filas** perpendiculares a la dirección del gradiente, todos los núcleos de la misma fila perciben la misma frecuencia. Los núcleos sobre la fila con un campo magnético mayor se relajan a una frecuencia mayor por lo que se adelantan en fase respecto a los núcleos de la fila que perciben un campo magnético menor. Si al cabo de un cierto tiempo (t_y) (Fig 8.2) quitamos el gradiente G_y , queda un desfase entre filas que depende de la fila. **Se ha establecido mediante el gradiente G_y una codificación espacial de la filas a través de la fase.** El gradiente G_y recibe el nombre de **Gradiente de codificación de fase o Phase-Encoding Gradient.**

El desfase originado por G_y permitiría identificar filas. Falta dentro de cada fila identificar la señal de los diferentes voxels. Para ello se utiliza un gradiente G_x perpendicular al anterior que se llama **Gradiente de codificación de frecuencias (Frequency-Encoding Gradient).** El gradiente G_x implica que **por columnas** perpendiculares a la dirección del gradiente, todos los núcleos se relajan a la misma frecuencia. Por tanto dentro de cada fila cada núcleo se relajará a una frecuencia distinta en función de la columna que ocupe. Ahora bien, como G_x actúa durante un tiempo (t_x) implica que dentro de cada columna aquellos núcleos bajo un campo magnético mayor se relajan a una frecuencia mayor por lo que se crearía también un desfase debido a G_x , que se añadiría al que ya había creado G_y y por tanto alteraría la codificación realizada de fase. Para corregir esta alteración producida en la fase por la presencia de G_x y que las columnas queden diferenciadas únicamente por las frecuencias, el gradiente G_x es un gradiente bipolar ($-G_x, +G_x$) (ver Capítulo 2.3.). El primer lóbulo ($-G_x$) se aplica a lo largo un tiempo t_x en el que se realiza la codificación de frecuencias y el desfase consecutivo por lo que $-G_x$ recibe el nombre de **dephase lobe o Gradiente de desfase.** La aplicación del segundo lóbulo ($+G_x$) del gradiente bipolar invierte el sentido de la acción del gradiente sobre los spins pero manteniendo la misma frecuencia con lo que, los que se habían adelantado ahora van en sentido contrario y al cabo del mismo tiempo de aplicación (t_x), todos los spins vuelven a encontrarse en fase. Este segundo lóbulo del gradiente ($+G_x$) recibe el nombre de **readout lobe o readout gradient o Gradiente de lectura** ya que generalmente se aplica cuando va a recogerse el ECO al ser al final de t_x , el momento de máximo refase y por lo tanto de máxima señal. Por lo general este segundo lóbulo se deja actuar otro tiempo t_x para recoger el eco completo (fig 8.2)

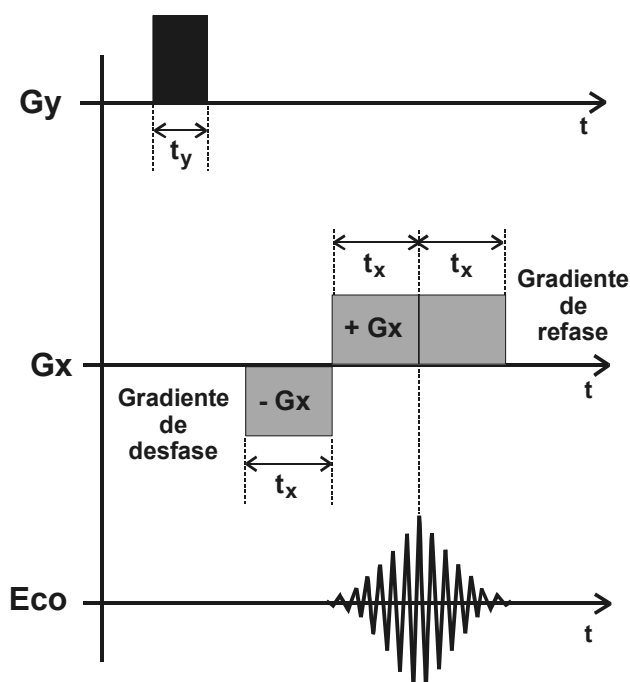


Fig 8.2.

Diagrama temporal de la intervención de los gradientes de codificación de fase G_y durante el tiempo t_y , y del gradiente bipolar de codificación de frecuencias: Lóbulo de desfase ($-G_x$) durante el tiempo t_x y lóbulo de refase ($+G_x$) durante el tiempo t_x , al final del cual existe la máxima señal del eco. El gradiente de refase se prolonga un t_x mas para poder recoger el decaimiento del eco.

Por tanto, la aplicación del un gradiente G_y y de un gradiente G_x bipolar, permite una codificación espacial de la señal de los núcleos del plano en filas y columnas mediante la fase y la frecuencia de la relajación. En la antena receptora se recogerá la señal que proviene de todo el plano, pero la señal llevará implícita una codificación espacial.

Si en el plano estuviese formado por una sola fila, bastaría con una codificación de fase (un solo valor de G_y) para identificar la señal de cada voxel. Si el plano está constituido por dos filas, habría que repetir el proceso: Activar la codificación de fase mediante G_y y activar la codificación de frecuencias mediante el gradiente bipolar G_x . Pero ahora hay que resolver un número doble de incógnitas que antes (hay doble número de voxels) por lo tanto tenemos que obtener un juego de valores distintos. Ello se consigue variando el valor del gradiente de codificación de fase G_y . Es decir, si tuviésemos dos filas recogeríamos dos señales correspondientes a codificaciones de G_y distintas. Siguiendo este razonamiento, es evidente que tendremos que **repetir todo el proceso cambiando el valor del gradiente codificador de fase G_y** tantas veces como indique el valor de la Dim-Fase. Estos valores se denominan **valores de codificación de G_y (phase encoding steps)**.

En resumen, en la obtención de la imagen mediante doble transformada de Fourier, por cada codificación se recoge una señal S_1 que corresponde al juego del gradiente bipolar de G_x y a un valor del G_y (G_{y1}) (Fig 8.3). Esta señal se digitaliza y almacena. Seguidamente se vuelve a repetir el ciclo con los mismos valores de G_x pero variando G_y (G_{y2}). El eco recogido S_2 se digitaliza y almacena, volviéndose a repetir el proceso tantas veces como indique la Dim-Fase. El conjunto de datos almacenados ordenadamente constituye el **ESPACIO K**. A partir de los datos del Espacio K, mediante un proceso matemático llamado TRANSFORMACIÓN DE FOURIER, sensible a la amplitud, frecuencia y fase, se reconstruye sobre una escala de grises el valor de la señal en el pixel correspondiente.

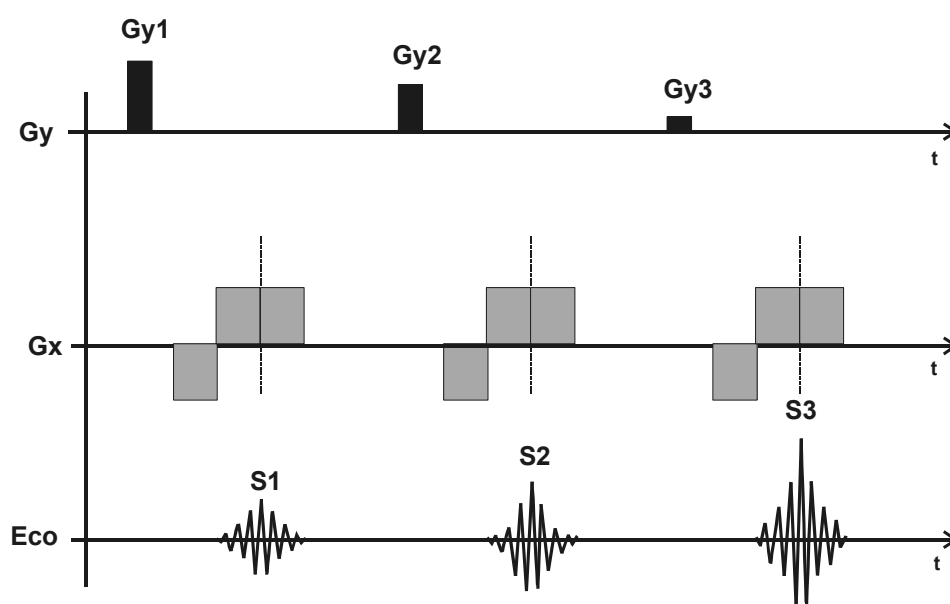


Fig 8.3. Obtención de los datos para la reconstrucción por doble transformada de Fourier.

Para la obtención de la imagen entran en juego dos gradientes perpendiculares: El gradiente codificador de frecuencias G_x (Es bipolar para corregir el desfase que produce) y el gradiente codificador de fase G_y . Para cada línea de voxels el gradiente bipolar G_x es el mismo, mientras que varía el gradiente codificador de fase G_y : (G_{y1} , G_{y2} , G_{y3} ,...), lo que permite obtener tantas señales (S_1, S_2, S_3, \dots) como valores de G_y indique la Dim-fase que hemos seleccionado. Cada una de estas señales se digitaliza y almacena en el llamado Espacio K. Una vez adquiridas todas las señales, mediante un procedimiento matemático (Transformación de Fourier) podremos obtener la imagen.

Los valores de codificación del gradiente de fase G_y , se toman la mitad positivos y la otra mitad los mismos valores pero negativos. Por ejemplo una matriz de adquisición con una DIM-Fase de 256, tendrá 128 valores positivos y 128 valores negativos. Cada uno de estos steps de codificación corresponde a un valor concreto del G_y en Gauss/cm. Este valor de G_y se calcula de tal forma que toda la DIM-Fase del FOV sea cubierto por un número de ciclos enteros. Por ejemplo: Si no se aplica ningún G_y (step o valor de codificación 0) no se produce desfase entre las filas. Si se aplica el valor de codificación +1, el valor real de G_y es tal que se crea a través de la imagen un desfase de $+360^\circ$ entre la primera fila y la última. Si se aplica el valor de codificación $G_y = -1$ se crea un desfase entre la primera fila y la última de -360° . Si se aplica el valor de codificación $G_y = +2$, la diferencia de fases a través de las filas se ha ampliado a 720° . Para el máximo valor de codificación, se calcula G_y de tal forma que la resolución espacial máxima en la dimensión de la codificación de la fase sea cuando dos filas contiguas estén separadas por un desfase de 180° ($\frac{1}{2}$ ciclo).

La manera esquemática de representar la necesidad de recoger tantas señales como indica la dimensión de fase, se muestra en la fig 8.4. El gradiente de codificación de fase G_y aparece dividido en tantos steps (tantos como la Dim-fase), la mitad con valores positivos y la otra mitad con valores negativos. La secuencia se repite manteniendo los mismos valores de codificación de frecuencia pero variando la codificación de fase y recogiendo para cada uno de ellos una señal.

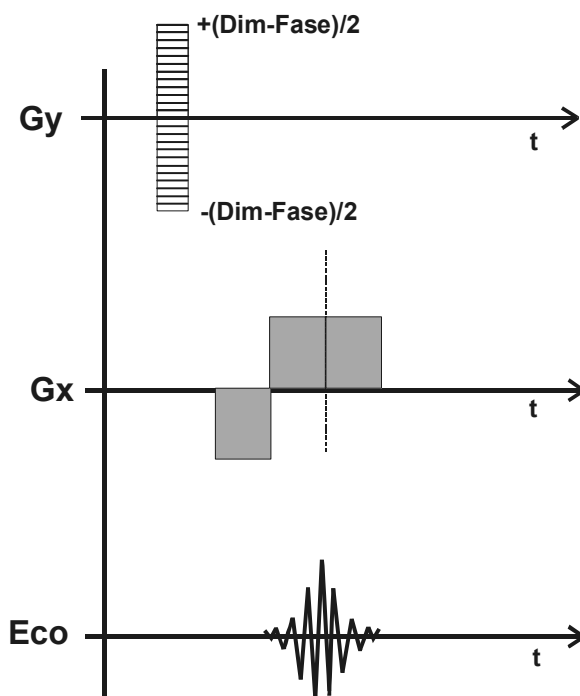


Fig 8.4.

Diagrama esquemático de la recogida de todas las señales necesarias para la reconstrucción del plano tomográfico. A cada step en el gradiente de codificación de fase G_y le corresponde la obtención de un eco. En cada obtención el valor del gradiente de codificación de frecuencia G_x no varía. Se tienen que recoger tantos ecos como valores indique la Dim-Fase.

Los valores que va tomando el gradiente de codificación de fase a lo largo de la secuencia no tienen por qué ser consecutivos. Por el contrario las nuevas tecnologías de los gradientes permite dar valores previamente programados según las necesidades de las secuencias. También en algunos casos se aprovechará las semejanzas que representa obtener un eco con un gradiente $+G_y$ o $-G_y$.

8.2. DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL.

La señal recogida por la antena receptora es una señal analógica de radiofrecuencia que hay que transformarla (digitalizarla) en valores discretos para poder almacenarla (conversión analógica/digital: C(A/D)). Antes de digitalizarla, al ser una señal del orden de los microvolts debe pasarse por un preamplificador con unas ganancias del orden de los 80 dB. Después se le sustrae la señal de referencia correspondiente a la frecuencia nominal de trabajo y se la convierte en una **señal de audiofrecuencia** que es la que se digitaliza. Ello implica que la banda de lectura del receptor trabaje en el orden de los kHz. Por ejemplo si la señal de entrada en el receptor contiene frecuencias entre -32 kHz y +32 kHz. Diremos entonces que la amplitud de banda de frecuencias de la señal es de ± 32 kHz. Esta amplitud de banda se llama **BANDWIDTH: BW**.

La amplitud de banda: BW indica que frecuencias serán admitidas en el receptor. Fuera del intervalo marcado por la BW, las frecuencias serán rechazadas. Como la codificación de frecuencias implica una relación de la frecuencia con la situación en el plano, establecer una BW equivale (bajo un gradiente determinado) a delimitar la zona que vamos a representar. Es decir, fijar el CAMPO DE VISION o **FOV**. **El FOV queda fijado por el gradiente y la BW**. Un determinado FOV puede alcanzarse con gradientes elevados y BW amplias o con gradientes bajos y BW estrechas. (Fig 8.5.)

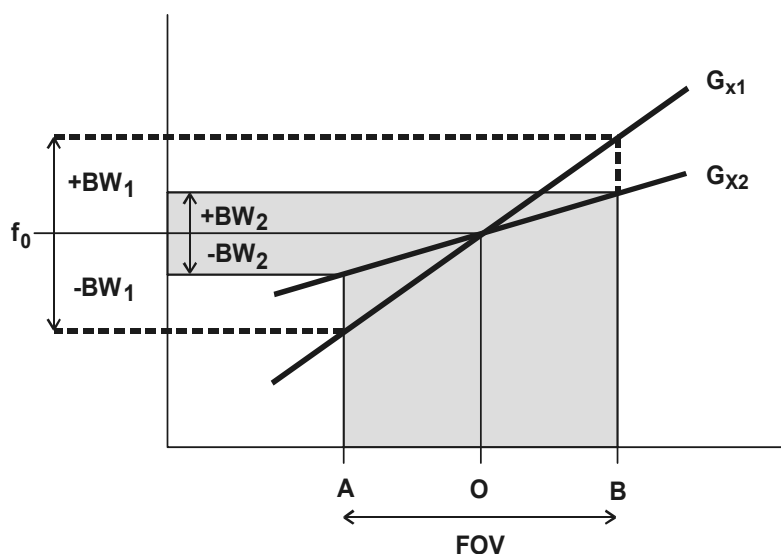


Fig 8.5 :

Relación entre el FOV, la BW y el valor del Gradiente.

Si tenemos una BW amplia ($\pm BW_1$) alrededor de la frecuencia principal f_0 , el receptor sólo puede recibir frecuencias dentro de esta banda. Si se ha establecido el gradiente G_{x1} en el receptor entrarán las señales de los núcleos comprendidos entre A y B (FOV). Para obtener la imagen del mismo FOV con un gradiente menor (G_{x2}) tenemos que trabajar con una BW mas estrecha ($\pm BW_2$).

Si utilizamos gradientes bajos, la diferencia de frecuencias entre los núcleos de un lado y otro de la imagen disminuye lo que permite utilizar una banda de frecuencias pequeña. Cada pixel de la imagen corresponderá a un menor intervalo de frecuencias.

Si queremos FOV pequeños con BW amplias tenemos que tener gradientes elevados.

Para un determinado FOV, cuanto menor es la BW, menor es la amplitud del gradiente de codificación de frecuencias utilizado y la señal se codifica empleando un número menor de frecuencias.

Hay que tener en cuenta que aparte de la señal a leer, existe también un **ruido**. Este ruido se presenta con un rango amplio de frecuencias aleatorias. En consecuencia cuanto mayor sea la BW mayor será el ruido que penetrará en nuestro receptor. Utilizando BW pequeñas, la señal la leemos igualmente y tendremos menor ruido al eliminarse el que queda fuera de la banda de lectura. En consecuencia:

Cuanto menor es la BW utilizada mejor cociente señal/ruido.

La relación aproximada es: $S/R \propto 1/\sqrt{BW}$

La digitalización de la señal obtenida en la antena corresponde a una conversión de una señal analógica a una digital: C(A/D). Se hace midiendo el voltaje de la señal a intervalos de tiempo determinados y representando estos voltajes como valores digitales. **El número de lecturas la fijamos al fijar la DIM-frec de la matriz de adquisición.** El tiempo de muestreo, es decir, el tiempo que permanece abierto el receptor para captar la señal viene dada por el número de muestras por intervalo de tiempo para captar una muestra. Este intervalo de tiempo es inverso de la frecuencia de muestreo.

Disminuir la amplitud de la banda de lectura implica aumentar el tiempo de muestreo. En efecto, la BW del receptor define cuantas frecuencias van a ser usadas para codificar la señal en la dirección de las frecuencias. Este número se expresa en Kiloherz (KHz) como \pm un número (BW) desde el centro de frecuencias marcado durante el preescan. Por ejemplo si el centro de frecuencias de una imagen es 100 KHz y la BW del receptor es de ± 16 KHz, Va a trabajarse para la codificación de la señal con frecuencias entre 84 KHz y 116 KHz, anulando toda las señales fuera de esta banda.

En teoría de señales se demuestra que, para tener una correcta representación digital, la frecuencia del muestreo (número de lecturas / tiempo de lectura) tiene que ser como mínimo dos veces la amplitud de la banda de frecuencias en que se ha codificado la señal, es decir dos veces la BW.(Teorema de Nyquist)¹.

Por tanto,

Frecuencia mínima de lectura de la señal (frecuencia de Nyquist) = 2BW

Tiempo de lectura de la señal = DIM-frec / 2BW

Fijémonos que:

Al disminuir la BW, aumentamos el tiempo de lectura de la señal.

En secuencias rápidas se utilizarán BW amplias para disminuir en lo posible los tiempos. Ello implica por otro lado como hemos visto, aumentar el ruido.

Las frecuencias presentes en la señal pero superiores a la de Nyquist serán interpretadas incorrectamente en su representación digital y aparecerán como contribuciones a frecuencias más bajas creando un problema de "undersampling", lo que dará origen al fenómeno de "**WRAP-AROUND**" o "**ALIASING**" o **DOBLAMIENTO DE LA IMAGEN EN LA DIRECCIÓN DE LA FRECUENCIA** y ocurre cuando un objeto se extiende mas allá del FOV en la dirección de la codificación de frecuencia. (Fig8.6)

¹El teorema de Nyquist indica que par una digitalización no ambigua de una señal periódica tiene que ser muestreada al menos dos veces por período. Es decir tiene que muestrearse a una frecuencia al menos doble de la señal a digitalizar.

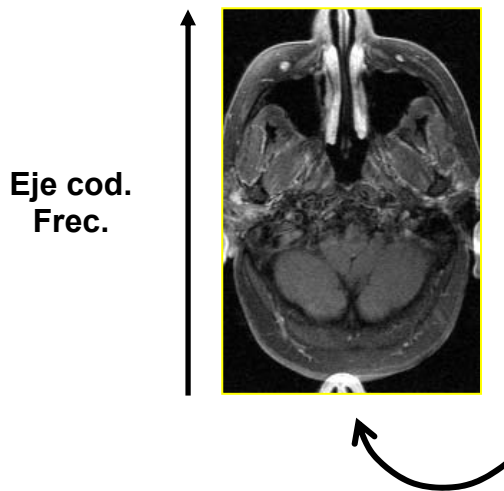


Fig 8.6.
Artefacto de doblamiento en la dirección de frecuencia

8.3. EL DESPLAZAMIENTO QUÍMICO ENTRE EL AGUA Y LA GRASA

($\delta_{\text{grasa,agua}}$, WATER-FAT SHIFT: WFS)

La imagen de Resonancia Magnética se debe al núcleo de H y básicamente a los núcleos de H del agua (en sus distintos estados: libre, ligada) y de la grasa. Es decir a los núcleos de H que se encuentran en radicales Hidroxilo (- OH) del agua y a los núcleos de H que se encuentran en radicales - CH₂ - ó - CH₃ de las grasas. Estos entornos bioquímicos diferentes implica que la frecuencia de Resonancia del H del agua (f_{agua}) sea diferente de las frecuencias de Resonancia del H en los radicales grasos (f_{grasa}), aunque estén sometidos al mismo campo magnético externo.

Normalmente, como veremos en el capítulo sobre Espectroscopia, las diferencias de frecuencias (en este caso: $f_{\text{grasa}} - f_{\text{agua}}$), se expresan de forma relativa a una de ellas que se toma como valor de referencia (por ejemplo la f_{agua}). El cociente resultante: $(f_{\text{grasa}} - f_{\text{agua}}) / f_{\text{agua}}$ se conoce como **DESPLAZAMIENTO QUÍMICO ENTRE LA GRASA Y EL AGUA (CHEMICAL SHIFT : $\delta_{\text{grasa,agua}}$)(WATER-FAT SHIFT:WFS)**. Como la diferencia es muy pequeña, se multiplica por 10^6 para trabajar con valores mas manejables y se expresa en partes por millón (ppm):

$$\delta_{\text{grasa,agua}} (\text{ppm}) = 10^6 (f_{\text{grasa}} - f_{\text{agua}}) / f_{\text{agua}}$$

De esta forma el desplazamiento químico es independiente del valor del campo magnético externo. El Desplazamiento químico del H de la grasa respecto al del agua es de aproximadamente - 3.5 ppm, es decir la f_{grasa} es menor que la f_{agua} . En IRM se toma como referencia la frecuencia del H del agua para el tunning. Como en la reconstrucción de la imagen a cada frecuencia le corresponde una posición, los H de la grasa al tener una frecuencia mas baja, aparecen desplazados hacia el lado de las frecuencias menores del gradiente de codificación de frecuencias. Cuando el desplazamiento es mayor que el tamaño del pixel aparece una suma de señal en el pixel de frecuencias menores, mientras disminuye la señal en el voxel original. Esto origina lo que se conoce como **ARTEFACTO DEL DESPLAZAMIENTO QUÍMICO o CHEMICAL SHIFT ARTIFACT** .

Imaginemos (Fig .8.7.) un volumen con agua rodeado de dos volúmenes con grasa, alineados en la dirección del gradiente de codificación de frecuencia. (G_x). Al aplicar el gradiente si tomamos la frecuencia del agua como referencia, la grasa presenta una frecuencia menor con los volúmenes de grasa aparecen en la imagen desplazados hacia las regiones de campo magnético menor, dando lugar a una superposición de señales en la zona del agua limitante con el volumen de grasa de la dirección del gradiente y por el contrario, la grasa situada en la dirección contraria al gradiente se desplaza del volumen del agua.

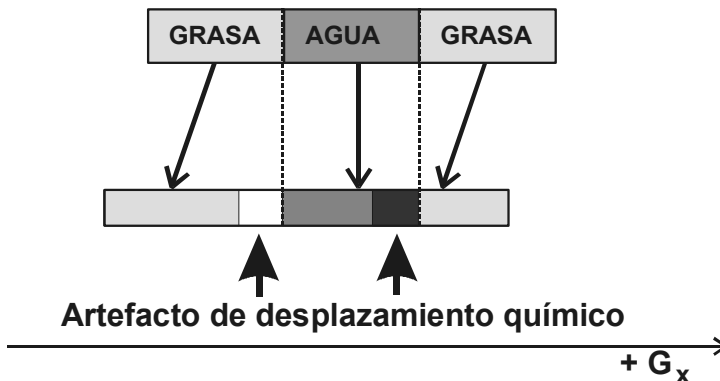


Fig. 8.7.

Artefacto de desplazamiento químico.

Asumiendo la frecuencia del H del agua como referencia, la grasa aparece desplazada siempre hacia la zona de frecuencias menores originando una solapamiento de señal en el lado del volumen de agua con frecuencias mayores y una separación en lado opuesto es decir en sentido contrario a la dirección del gradiente de codificación de frecuencias.

La diferencia de frecuencias entre la grasa y el agua aumenta al aumentar el campo magnético, con lo que la diferencia en la colocación espacial en la imagen que da origen al artefacto de desplazamiento químico aumente con el valor del campo magnético.

Otro factor que afecta al artefacto de desplazamiento químico es el valor de la **BW**. En efecto, para un mismo FOV, hemos visto que disminuir la BW, implicaba disminuir el valor del gradiente de codificación de frecuencias (ver Fig 8.5), con lo que el desplazamiento correspondiente a una misma diferencia de frecuencias aumenta.

En consecuencia, disminuir la BW, manteniendo el FOV , (lo que equivale a disminuir el valor del gradiente de codificación de frecuencia), aumenta el artefacto del desplazamiento químico.

Algunas veces en lugar de expresar el BW utilizado se da el valor del desplazamiento químico WFS.

Para un FOV determinado si aumentamos el WFS, equivale a disminuir la BW (mayor cociente (señal/ruido), menor rapidez en la lectura de la señal)

Otro factor que aumenta el desplazamiento químico es (manteniendo la BW) aumentar el FOV. Esto es consecuencia de lo visto anteriormente. Si aumentamos el FOV manteniendo la BW, implica disminuir el gradiente para que un espacio mayor sea codificado con la misma banda de frecuencias, en consecuencia una misma diferencia de frecuencias se representa con un mayor desplazamiento espacial.

En consecuencia:

Aumentar el FOV, manteniendo la BW, lo que equivale a disminuir el gradiente de codificación de frecuencia, aumenta el artefacto de desplazamiento químico.

Por último, si disminuimos la DIM-frec, manteniendo FOV y BW, implica aumentar el artefacto de desplazamiento químico ya que aumenta el tamaño del pixel.

En resumen:

EL ARTEFACTO DE DESPLAZAMIENTO QUÍMICO entre el agua y la grasa, (Fig 8.8) se produce como consecuencia del desplazamiento en la posición de la grasa hacia las frecuencias menores. Aparece en las interfases agua-grasa/grasa-agua. Se caracteriza por un aumento de señal en un lado y una disminución de la señal en el otro siempre en la dirección de la codificación de frecuencias.

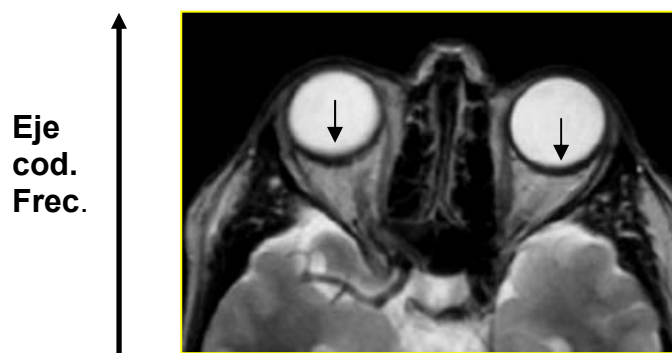


Fig 8.8

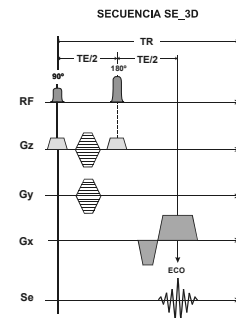
Artefacto por desplazamiento químico entre el agua y la grasa

El artefacto de desplazamiento químico **disminuye** si:

- El **campo magnético disminuye**
- Si **la BW aumenta** (manteniendo FOV constante)
- Si **FOV disminuye** (manteniendo BW constante)
- Si **DIM-frec aumenta** (manteniendo FOV y BW)

9

DIAGRAMA DE UNA SECUENCIA



Resumiendo hasta aquí, hemos visto que la obtención de una imagen RM es un proceso enormemente complejo. Se precisa un pulso de radiofrecuencia para excitar a los núcleos, si queremos que éstos núcleos pertenezcan a un determinado plano, tendremos que establecer previamente el pulso de gradiente de selección del plano. La señal se recogerá en forma de eco mediante pulsos de radiofrecuencia o en forma de eco de gradiente mediante pulsos de gradiente, pero previamente habrá que codificarla en frecuencia y en fase mediante la acción de los pulsos de gradiente correspondientes. Todo ello en el tiempo suficientemente rápido para que no decaiga la señal. Además se tiene que regular el valor y el tiempo de los pulsos así como la entrada en juego de los distintos componentes de hardware que intervienen en el proceso para cerrar el receptor cuando se emite el pulso emisor o abrir el receptor con la banda de ancho apropiada y en el momento adecuado.

Toda esta complejidad viene controlada mediante programas informáticos que regulan todos los aspectos de hardware involucrados en la obtención de la imagen. Estos programas informáticos configuran realmente **la secuencia** utilizada en la obtención de la imagen. De la configuración de la secuencia dependerán los tres parámetros básicos en la obtención de la imagen, la resolución de contraste, la resolución espacial y la resolución temporal.

Por desgracia no hay un estándar de nomenclatura y cuando una casa comercial introduce una nueva secuencia o una variante le suele dar un nombre nuevo. Ello implica una verdadera complejidad para comparar imágenes obtenidas con secuencias de casas comerciales distintas.

Para representar las distintas secuencias se suele utilizar **diagramas temporales** donde se indican en el tiempo la puesta en acción de los elementos básicos del hardware utilizados en la secuencia. Con ligeras diferencias según los autores, todos los diagramas se basan en representar los tiempos sobre el eje horizontal. Como mínimo se necesitan cuatro líneas de tiempo, cada una corresponde a un componente de hardware distinto. La separación vertical de las líneas de tiempo es puramente a efectos de visualización. El eje de tiempos en la parte superior se utiliza para representar la puesta en acción del emisor de Radiofrecuencia. Los otros tres ejes de tiempo corresponden a cada uno de los gradientes: El Gx o de selección del plano (G_{section}), el Gy o de codificación de fase (G_{phase}) y el Gz o de codificación de frecuencia (G_{readout}). Pueden añadirse líneas temporales para indicar por ejemplo la recepción de la señal en el convertidor analógico/digital.

La actividad de un componente particular como la entrada en acción de un determinado gradiente se indica como un área por encima o por debajo del eje horizontal. La distancia máxima al eje indicaría el valor máximo ($G_{\text{máx}}$) y tendría valor a efecto comparativo con los pulsos de gradiente de su mismo eje. El sentido positivo o negativo estaría indicado como un área hacia arriba o hacia abajo del eje. La forma del pulso de gradiente puede simplificarse como un rectángulo o puede recordarnos la forma del gradiente (por ejemplo trapezoidal). La forma de representar el pulso de radiofrecuencia es muy variada, aunque esquemáticamente se dibuja como una simple onda hacia arriba.

De una manera muy esquemática se muestra en la Fig 9.1. un diagrama de la secuencia SE de un solo plano:

SECUENCIA SE CLÁSICA

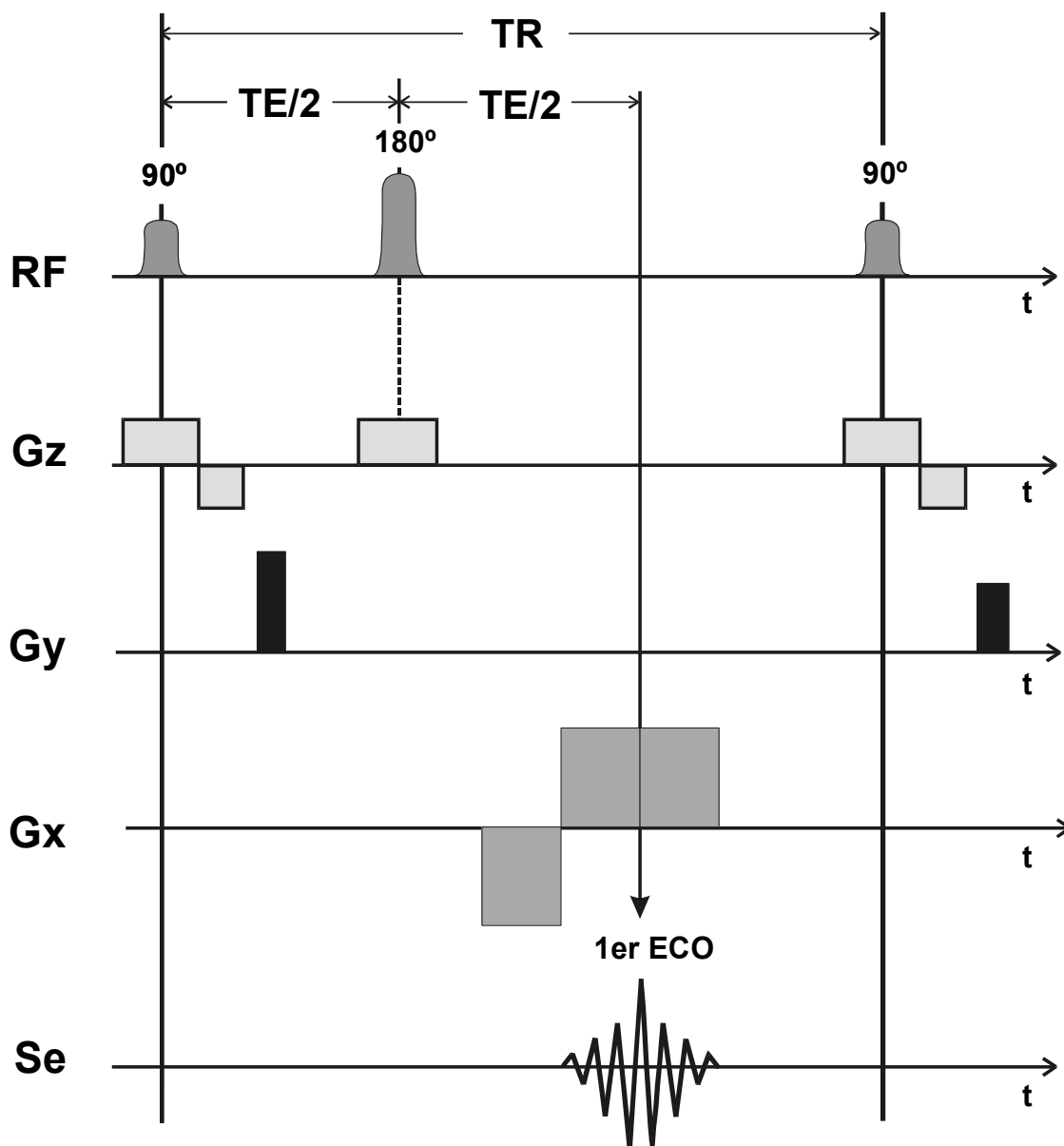


Fig.9.1

Diagrama simplificado para la obtención de una imagen RM en una secuencia SE.

En primer lugar programaríamos los valores de TE y TR adecuados para lograr la potenciación que deseamos. Evidentemente tenemos que indicar al ordenador la dirección del plano, su grosor, la dimensión de la matriz de adquisición (DIM-fase x DIM-frecuencia), las dimensiones del FOV (cuadrado o rectangular) y otros parámetros que podemos programar. El ordenador interpretará como eje z el perpendicular a la dirección del plano a representar.

Lo primero que se crea es un **pulso de gradiente** en la dirección de z, que se llama **GRADIENTE DE SELECCIÓN DEL PLANO (Gz)**. Una vez establecido este Gz con el valor determinado por el grosor del plano elegido, se envía el **primer pulso de radiofrecuencia (RF)**. Este pulso de una frecuencia adecuada a la del centro del plano, produce la resonancia de todos los voxels del slab (plano de voxels), su efecto en la secuencia SE es desviar la magnetización 90°. Una vez terminada la excitación, cesa también el Gz. Para compensar la diferencia de fases dentro del plano originada por el gradiente, se invierte el gradiente (-Gz) durante un tiempo mitad. Al final los núcleos están excitados y corregidos en fase para que pueda actuar el gradiente de codificación de fase.

Durante la relajación se establece un **GRADIENTE DE CODIFICACIÓN DE FASE (Gy)** según uno de los lados del plano. Este Gy varía (en la secuencia SE clásica con cada TR) y puede tomar tantos valores como la dimensión de la DIM-fase. Una vez terminada la codificación de fase, la codificación de frecuencia puede realizarse antes o después del pulso de 180°. Optaremos en el esquema por la codificación posterior al pulso de 180°.

Transcurrido un tiempo TE/2 se establece de nuevo el Gz para enviar el pulso de RF de 180° selectivamente sobre el plano excitado. (Aquí no es necesario la corrección de fase ya que está dada por el mismo pulso de 180°). Se deja transcurrir otra vez un tiempo TE/2 y se recoge la señal (Se) habiendo establecido previamente el **pulso del gradiente de CODIFICACIÓN DE FRECUENCIA (Gx)**, (recordemos que en este caso es forma bipolar) de tal forma que el receptor se abre cuando empieza el **segundo lóbulo del pulso de CODIFICACIÓN DE FRECUENCIA (Gx)** y se recoge la máxima señal del eco justo en la mitad del tiempo que permanece abierto el receptor. La secuencia expira al cabo del tiempo TR.

La secuencia se vuelve a repetir tantas veces como indica la dimensión de la fase de la matriz de adquisición. Cada una de estas repeticiones empieza con un pulso Gz y termina al terminar el TR. Toda la sucesión de acontecimientos que se repiten a lo largo de cada secuencia configura el **módulo básico** (o **loop**) que permite identificar la secuencia. Lo único que varía en cada uno de estos módulos es el valor de la codificación de fase. Esta variación se representa por el área de Gy con rayas horizontales representando los distintos valores de codificación de fase que el gradiente adoptará desde el inicio al final de la adquisición. Por tanto Gy se representará por un área que constará de líneas horizontales que representarán desde el valor (+DIM_fase/2) a (-DIM_fase /2). En la Fig 9.2 se muestra el módulo que representa la secuencia SE. Los gradientes se han indicado en forma trapezoidal.

La duración total es por lo tanto el producto del valor de TR(ms) por DIM-fase. Algunas veces se repiten las medidas varias veces con el fin de aumentar el cociente señal/ruido. Ello se indica como el número de excitaciones (Number of Excitations: NEX). Por tanto, si hemos indicado un número determinado de NEX, el tiempo total que dura la secuencia es:

$$t = TR (ms) \cdot DIM-fase \cdot NEX$$

Desde que recoge el eco hasta que termina el TR hay tiempo suficiente para obtener nuevos ecos. Por ejemplo con un TR de 2000 ms, si el tiempo de eco es de TE= 60 ms, después de adquirir la señal y dentro del mismo TR, si volvemos a poner el gradiente de selección de plano y enviamos un pulso inicial pero de frecuencia diferente, excitaremos un plano paralelo al anterior. Si repetimos los valores de codificación de fase y de frecuencia, obtendremos un eco que corresponderá a un plano diferente. Podemos recoger dentro de un mismo TR información sobre tantos planos como nos permita el valor del TR. Cuanto menor es el TR, menor es el número de planos que podremos realizar. A esta forma de adquirir las imágenes se le denomina **adquisición multiplanar en 2D**.

SECUENCIA SE_2D CLÁSICA

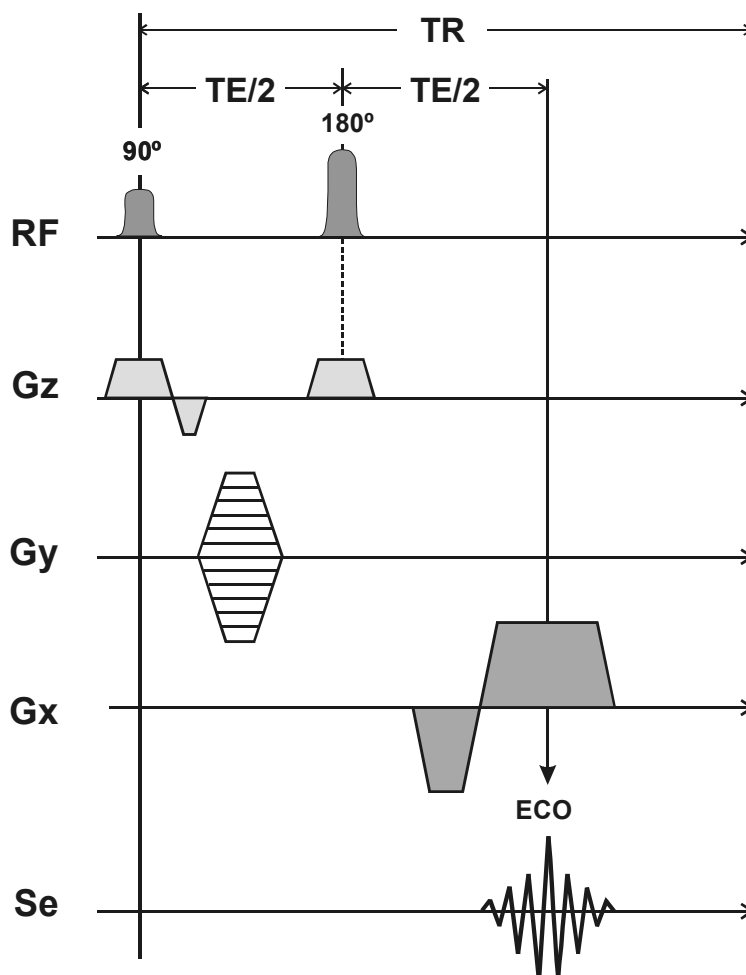


Fig 9.2.

Otra forma de representar la secuencia SE_2D

El diagrama corresponde al módulo básico de la secuencia.

Cada una de las rayas horizontales en Gy corresponde a un TR.

En una adquisición 2D multiplanar, podemos dentro del mismo TR obtener planos en diferente orientación espacial. Para ello basta cambiar además de la frecuencia del pulso el valor del gradiente de selección del plano, con ello realizamos una **adquisición 2D multiplanar multidireccional**. Por ejemplo en el estudio de los diferentes discos lumbares. Podemos dentro de cada TR obtener las líneas del espacio K correspondientes a imágenes con la inclinación de los diferentes discos.

Por último hay que señalar que el valor de los diferentes gradientes G_y de codificación de fase no tienen porque ser sucesivos (por ejemplo: +256,+255,+254,...) ya que a tecnología de los gradientes permite programarlos según requiera la secuencia.

Otra forma de adquisición de imágenes RM es en 3D o imágenes volumétricas. En las adquisiciones 2D, existe una limitación en el grosor del plano ya que no debemos olvidar que la señal proviene de los núcleos de H y al disminuir el grosor nos quedamos con menos protones y por tanto habrá un momento en que el cociente S/R será inapropiado. Por otro lado en la técnicas 2D hay que dejar una separación entre los planos para evitar el efecto de solapación de los pulsos de radiofrecuencia. En las técnicas 3D en cada pulso se excita todo un volumen de tejido. Durante la relajación de este volumen aparte de las codificaciones de fase sobre el eje y, y de la codificación de frecuencia sobre el eje x, que en este caso abarcan todo el volumen, se introduce una segunda codificación de fase sobre el eje z (de selección del plano). Cada codificación sobre el eje z corresponderá a una **partición**. El número de particiones se indica durante la planificación de la secuencia.

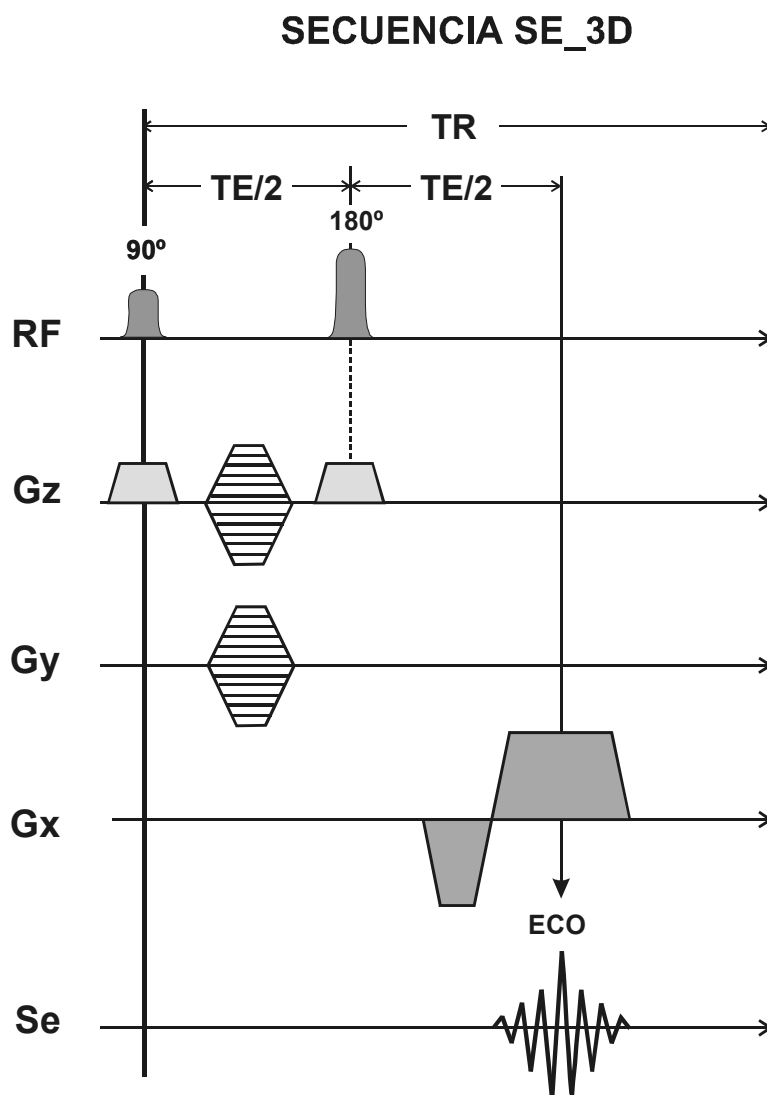


Fig 9.3. Esquema de una secuencia SE-3D.

Existen dos codificaciones de fase durante la relajación del volumen excitado. Una codificación en la dirección del gradiente de selección de plano G_z , que dará lugar a las particiones. Una segunda codificación de fase en la dirección de G_y y la codificación de frecuencia en G_x . Los valores de los gradientes de codificación de fase actúan independientemente y cambian de valor cada vez que se ejecuta un TR. La compensación de fase debido al gradiente de selección del plano durante la excitación se tiene en cuenta al dar los valores de codificación de fase en G_z .

En una adquisición 3D las dimensiones del voxel corresponde a las fijadas en las Dim-fase y Dim-frec y la tercera dimensión viene fijada por el nº de particiones elegido. Podemos en adquisiciones 3D trabajar con voxels isométricos (presentan igual dimensión en las tres direcciones).

Una vez adquiridas los datos, podemos utilizar técnicas de reconstrucción de imágenes, logrando por ejemplo representar tomografías 2D en cualquier dirección del espacio (si la adquisición ha sido isométrica) con grosores de corte que elegimos en la reconstrucción y pueden ser mucho mas finos que los obtenidos en 2D. También podemos utilizar las técnicas de segmentación, reconstrucción de superficie,.. que se aplican a las imágenes 3D.

El inconveniente es que el tiempo de obtención se alarga ya que hay que multiplicarlo por el número de particiones.

El tiempo de medida en una adquisición 3D viene dado por:

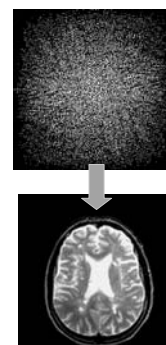
$$t_{3D} = TR \text{ (ms)} \cdot \text{DIM-fase} \cdot \text{NEX} \cdot \text{n}^\circ\text{-particiones}$$

Otro inconveniente es el tiempos de ordenador necesario para la reconstrucción. Por último cabe indicar que si la secuencia es en base SE, el depósito calórico implica limitaciones en el número de particiones. La tendencia actual es cada vez mas a trabajar con adquisiciones 3D.

En la Fig 9.3 se representa una secuencia SE en adquisición 3D.

10

EL ESPACIO K



Tal como hemos visto en el diseño de una secuencia SE con un solo eco, se recoge una señal en cada TR. Después de cada TR se repite la secuencia variando el valor del GRADIENTE DE CODIFICACIÓN DE FASE. Se obtendrán por tanto tantas señales como valores de la codificación del gradiente de fase (DIMENSIÓN DE FASE EN LA MATRIZ DE ADQUISICIÓN= **DIM-FASE**). Cada una de ellas es digitalizada mediante tantos valores como indica la DIMENSIÓN DE FRECUENCIA EN LA MATRIZ DE ADQUISICIÓN (**DIM-FREC**).

Los valores digitalizados de cada eco se almacenan constituyendo una **línea (fila,view)** de un espacio donde van a guardarse ordenadamente todos los ecos con los que se forme la imagen. **El conjunto de datos ordenados, formado por los valores digitalizados de los ecos con los que se va a obtener la imagen, constituyen el denominado ESPACIO K o ESPACIO DE FOURIER.** También, como en cualquier técnica de imagen, al conjunto de datos almacenados de los que se obtendrá la imagen, reciben el nombre de **RAW DATA**. Al ser un conjunto de datos ordenados (matriz de números) podemos imaginar el ESPACIO K como formado por filas y columnas. Se suele tomar como número de filas, el número de codificaciones del gradiente de fase (**DIM-FASE**). Es decir en cada codificación de fase se llena una fila y se designa por **Ky** la fila. El número de columnas viene dado por el número de valores en que se digitaliza el eco (**DIM-FREC**), constituye por lo tanto el número de valores que hay en cada fila y cada columna se representa por **Kx**.

A modo de ejemplo, imaginemos que en una secuencia SE con un solo eco, utilizamos una matriz de adquisición de 256 (fase) x 256 (frecuencia). Esto indica que la imagen se obtendrá mediante 256 valores en el gradiente de fase (G_y variará, por ejemplo, desde el valor que corresponde a $G_y = +128$ hasta el valor que corresponde a $G_y = -128$) y el muestreo de cada eco generará 256 valores. En el primer TR colocaremos el valor del $G_y = +128$ en el gradiente de fase (Fig 10.1.A), con esta codificación se generará una señal de eco (ECO +128). Una vez digitalizado este eco dará lugar a 256 valores que se depositaran ordenadamente llenando lo que será la línea mas externa del espacio K (línea $K_y = +128$). Una vez terminado el TR, se cambia el valor del gradiente de codificación de fase ($G_y = +127$) obteniendo el eco correspondiente (ECO +127) y llenándose la línea siguiente del espacio K ($K_y = +127$). Se continua en cada TR variando los valores del gradiente de fase. Por ejemplo (Fig 10.1.B), con el valor del gradiente $G_y = +3$, se recoge el ECO= +3, que llena la línea $K_y = +3$. Continuando con el proceso, el gradiente de fase tomaría los valores correspondientes a $G_y = +2, +1, -1, -2, \dots$ hasta (Fig 10.1.C) el último de los 256 valores que corresponde a $G_y = -128$ que dará lugar al ECO -128 y que una vez digitalizado llenará al última línea del espacio K ($K_y = -128$) en el otro extremo del espacio K.

El conjunto de los K_y (256). K_x (256) valores depositados ordenadamente en el ESPACIO K constituyen los RAW DATA con los que se genera la imagen final mediante las TRANSFORMACIONES DE FOURIER (Fig 10.1.D).

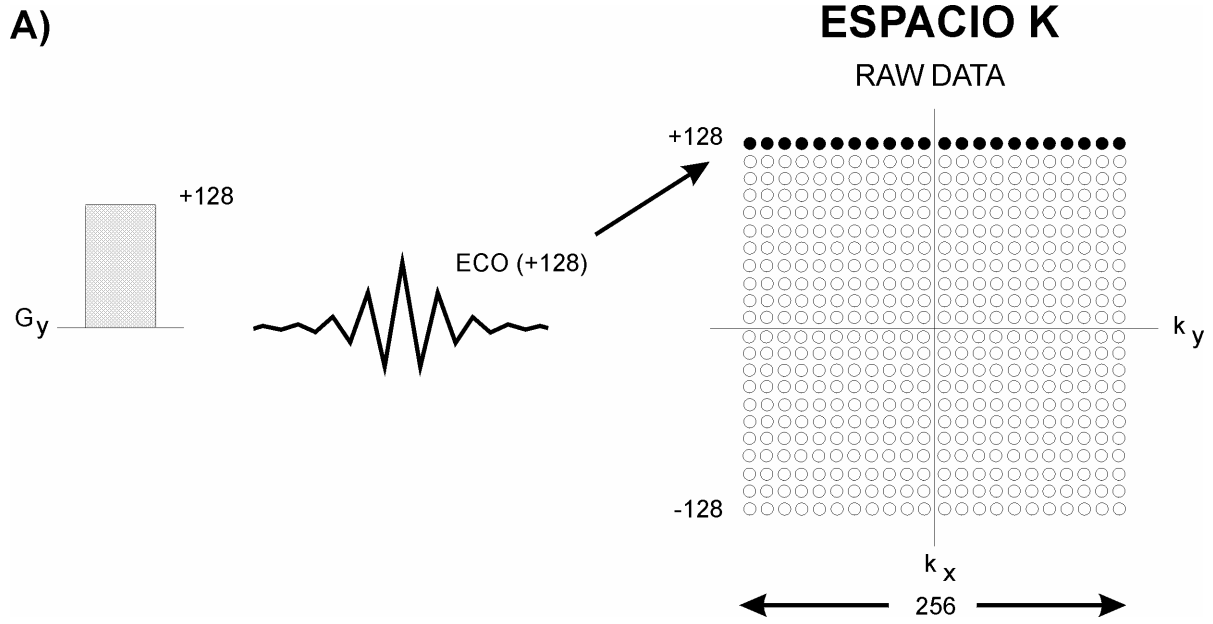


Fig 10.1.A : LLenado de la primera línea del espacio K ($K_y=+128$).
 En el primer TR de la secuencia se aplica el valor $G_y=+128$ en el gradiente de codificación de fase.
 El primer eco obtenido (ECO +128) se digitaliza en 256 valores y se deposita ordenadamente en la línea mas externa del espacio K.

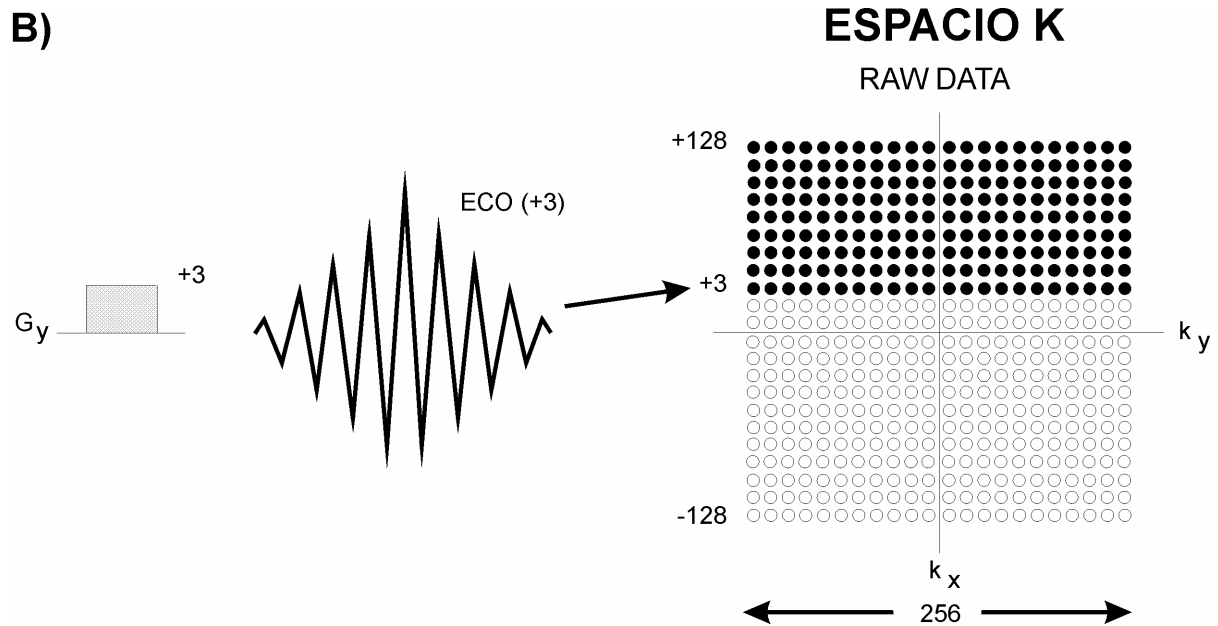


Fig 10.1.B: LLenado de la línea $K_y=+3$.
 En cada TR se va cambiando el valor de G_y obteniéndose el eco y llenándose secuencialmente las líneas del espacio K. en la Fig se muestra el espacio K llenado cuando se deposita el ECO +3.

C)

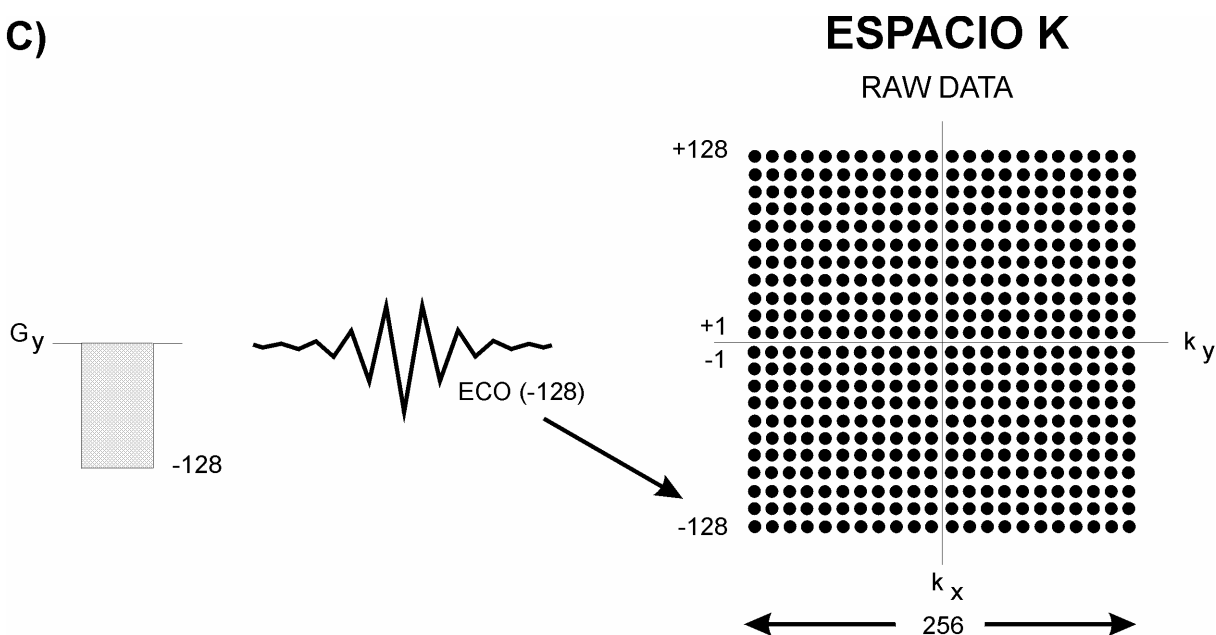


Fig 10.1.C: Llenado de la última línea del espacio K ($K_y = -128$). La obtención de datos termina cuando se llena el espacio K. Como hemos supuesto una imagen con una matriz de obtención de 256 en la DIM-FASE, el espacio K queda cubierto con el eco obtenido en la codificación $G_y = -128$.

D)

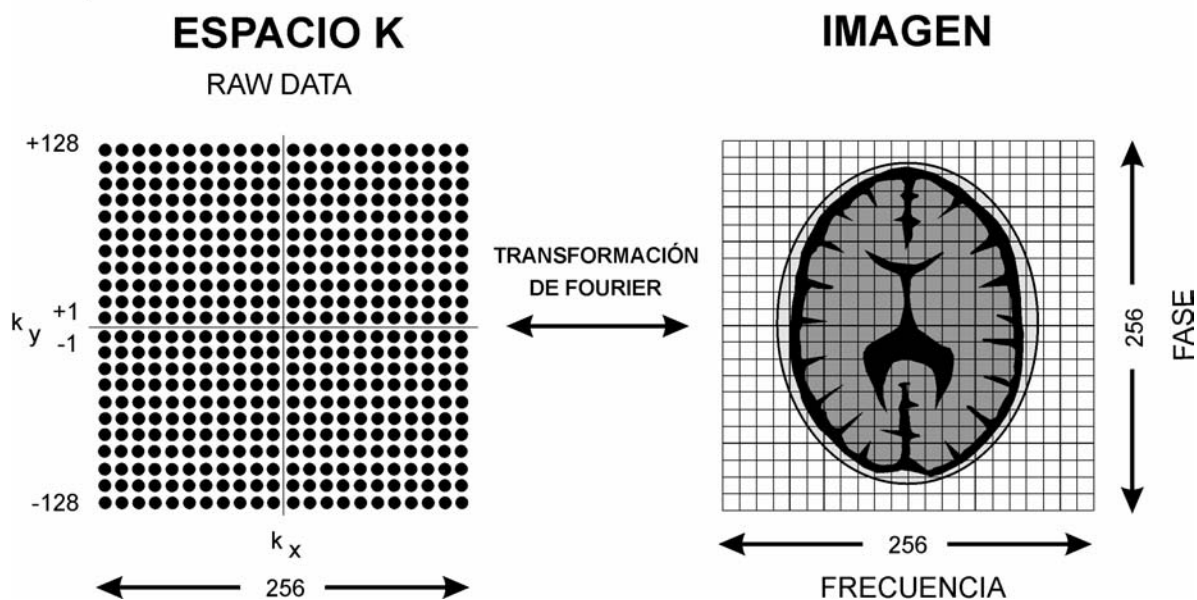


Fig 10.1.D: Equivalencia ESPACIO K - IMAGEN. Una vez llenado el espacio K, contiene un conjunto de $k_y(256)$ por $k_x(256)$ valores que constituyen los RAW DATA de la imagen. Con estos valores se genera la imagen a través de las transformaciones matemáticas de Fourier que convierten el espacio K en imagen y viceversa. El espacio K y la imagen contienen idéntica información en diferente formato.

No debe confundirse el espacio K con la imagen final formada por 256 filas x 256 columnas de pixels. Los valores del espacio K darán lugar a la imagen final después de realizarse una doble transformación inversa de Fourier que permita identificar cada valor de gris en su posición en la imagen. Por tanto **del espacio K se generará la imagen**. Puede pasarse de la imagen final a los valores del espacio K y viceversa mediante las transformaciones de Fourier. Por las propiedades de las transformaciones de Fourier, cada valor del espacio K interviene en la imagen final y aunque la información contenida en el espacio K es equivalente a la información de la imagen, la forma de la información es completamente distinta. En la imagen convencional cada pixel representa la señal en aquella región. En el espacio K la imagen está representada como un conjunto de frecuencias y el valor de cada punto del espacio K está relacionado con su contribución al conjunto de frecuencias.

10.1. ORGANIZACIÓN DEL ESPACIO K.

Es importante observar la forma de "**llenado**" o "**trayectoria de llenado**" del espacio K. Si continuamos con el ejemplo de una secuencia SE con un solo eco y una matriz de adquisición de 256x256, se generaran 256 ecos uno dentro de cada TR. Cada uno de ellos se obtiene con valores distintos del gradiente de codificación de fase Gy. Este gradiente está programado para que tome tantos valores como la DIM-FASE (256). En el ejemplo que hemos supuesto estos valores los tomaba de forma secuencial decreciente como puede realizarse en las secuencias clásicas: El primer valor del Gy correspondería, por ejemplo, al valor más elevado del gradiente (+128) y el eco correspondiente Eco (+128) llenaría la fila mas externa del espacio K ($K_y = +128$). El Gy disminuiría un determinado valor (valor Gy= +127) y el Eco (+127) llenaría la fila siguiente del espacio k ($K_y = +127$). De esta forma se organizaría el espacio K. Las filas centrales ($K_y = +1$, $K_y = -1$), estarían ocupadas por los ecos con valores de Gy más bajos (valores correspondientes a +1, -1) y la última fila ($K_y = -128$) correspondería al eco obtenido con el máximo valor negativo del Gy.

Esta "**forma secuencial**" de llenado del espacio K implica que los ecos obtenidos con frecuencias bajas (valores bajos en la codificación del gradiente de fase) ocupan el centro del espacio K, mientras que las altas frecuencias ocupan la periferia. Teniendo en cuenta que los gradientes de mayor valor causan mas desfase (ya que implican mas variación en las frecuencias y por tanto mayor variaciones en las fases) es evidente que en la parte central del espacio K se almacenan las mayores intensidades de señal, mientras que en la parte periférica las intensidades de la señal es menor al obtenerse con valores de gradiente elevados y por lo tanto causando mayor desfase. Por otro lado las señales obtenidas con gradientes mayores intervienen en la definición de la imagen. (Ver Nota 10.1) Por lo tanto **las filas externas del espacio K contribuyen a la resolución espacial de la imagen**. (Fig 10.2). En consecuencia:

La zona central del ESPACIO K contiene la **RESOLUCION DE CONTRASTE**, mientras que las zonas periféricas continen la **RESOLUCION ESPACIAL**. Esta concepción del espacio K es fundamental en el juego entre definición de imagen y contraste que tiene lugar en las secuencias. Si llenamos la porción central del espacio K mediante los ecos obtenidos con valores bajos del gradiente de codificación de fase, aseguramos una buena señal y un buen contraste. Si queremos obtener una buena definición espacial debemos asegurar la parte periférica del espacio K con los ecos obtenidos mediante valores elevados en el gradiente de codificación de fase. (Ver Fig 10.3)

NOTA 10.1.

Independientemente de la forma de llenado del espacio K, por convenio, se colocan siempre los valores de los ecos obtenidos con los gradientes de fase menores en la parte central del espacio K.

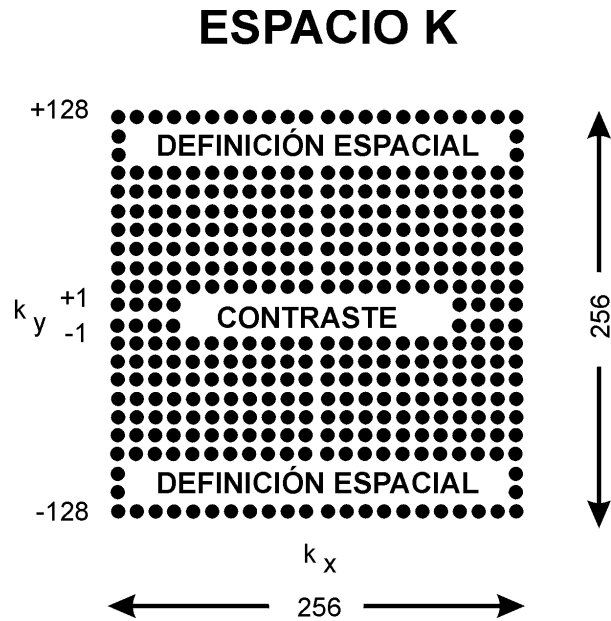


Fig 10.2.
 Organización del espacio K.
 Las líneas centrales obtenidas con los valores menores de Gy (bajas frecuencias) contribuyen principalmente al contraste en la imagen, mientras que las líneas periféricas, obtenidas con los valores mayores de Gy (frecuencias altas) contribuyen principalmente en la resolución espacial.

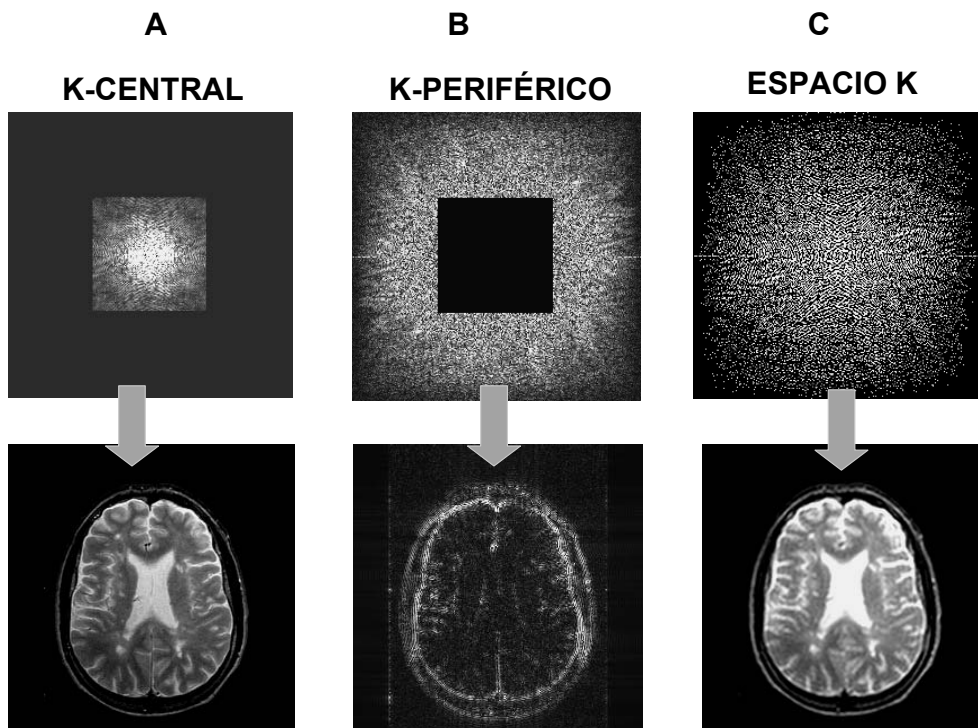


Fig 10.3. Imágenes obtenidas con datos utilizando: A) Únicamente la parte central del Espacio K. B) Únicamente la parte periférica del Espacio K y C) Todo el espacio K.
 RM_ Vall d'Hebron.

Nota 10.2.

Si queremos aproximarnos a una forma geométrica, mediante sumación de funciones seno, las frecuencias más bajas nos acercan rápidamente al valor del área, mientras que los términos de frecuencia superior nos permiten delimitar la forma. Si por ejemplo tenemos un objeto rectangular, la mitad de una función seno es una representación pobre de la forma pero da una buena aproximación del área. Si le sumamos una función seno de frecuencia superior, la función resultante da una mayor aproximación a la forma del objeto. (Fig 10.4)

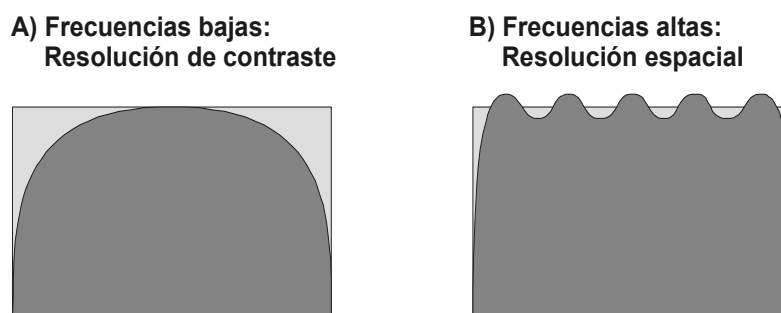


Fig 10.4. Aproximación al área de un rectángulo, mediante funciones seno.

En a) Utilizamos únicamente una función simple seno. Es evidente que la forma de la función seno no se acerca mucho a la **forma** del rectángulo, pero su área representa una importante aproximación a su **contenido**.

En b) hemos añadido a la función en a) varias funciones seno de frecuencia superiores. La forma (definición espacial) se acerca mucho más al perfil del rectángulo y evidentemente también el área pero la proporción en que estas funciones añadidas contribuyen a definir la forma es mucho más importante que su aportación para valorar el área.

10.2. PROPIEDADES DEL ESPACIO K.

Tal como se obtienen los ecos y se ordenan los datos en el espacio K, implica que el espacio K presenta una particular forma de simetría en relación a la disposición de sus datos, de manera que los valores de un punto del espacio K, pueden ser calculados a partir de los valores que se encuentran en el punto simétrico respecto al origen (Fig 10.5). Es decir, la intensidad de la señal de un punto correspondiente a la parte creciente del ECO obtenido mediante un gradiente positivo de fase, es el valor especular (simétrico respecto al origen) del obtenido en la parte decreciente del ECO obtenido en la codificación negativa del mismo valor del gradiente de fase. Esta forma de simetría se denomina **SIMETRÍA CONJUGADA o SIMETRÍA HERMITIANA o SIMETRÍA ESPECULAR**.

Esta simetría en el espacio K permite que podamos llenar el espacio K (condición indispensable para obtener la imagen mediante las transformaciones de Fourier) pero con solo obtener realmente la mitad del espacio K y llenar el resto mediante el cálculo. Por otro lado la simetría del espacio K implica que no existan errores de codificación de fase. Como esto en la práctica no ocurre, para lograr una mayor aproximación en los valores calculados, se obtienen siempre de forma directa un poco más de la mitad del espacio K. Las líneas extras se utilizan para corregir los posibles errores. Evidentemente cuantas más líneas se obtengan de forma directa más perfección existirá en los datos calculados.

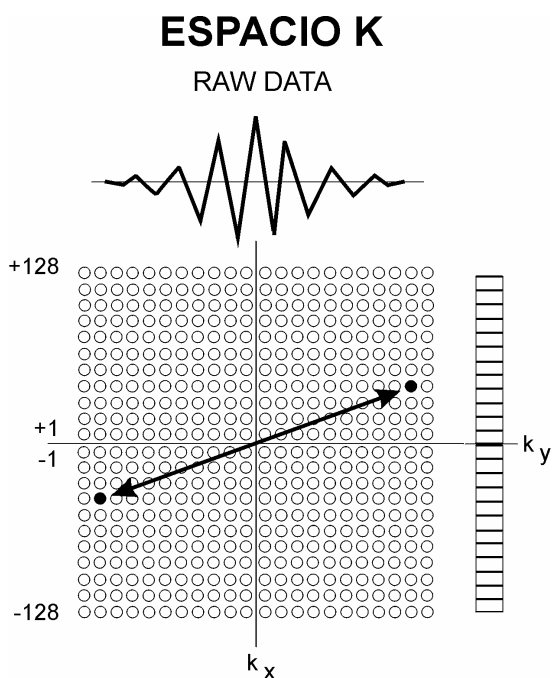


Fig 10.5. Simetría Hermitiana en el espacio K. Los datos de una mitad del espacio K pueden ser calculados mediante los valores de los datos que ocupan una posición simétrica respecto al centro del espacio K.

Esta simetría del espacio K es utilizada en la práctica para reducir el tiempo de obtención de las imágenes, bien llenando menos líneas (NEX FRACCIONADO), bien digitalizando menos valores en el eco (ECO FRACCIONADO).

a) NEX FRACCIONADO

Si el llenado del espacio K se realiza como hemos visto antes, de forma "secuencial", la mitad inferior del espacio K puede ser deducido de los valores de la mitad superior. (Fig 10.6). Evidentemente se gana en tiempo ya que se codifican menos valores de gradiente, pero se pierde en Señal/Ruido. Esta opción técnica se conoce con el nombre de **NUMERO DE EXCITACIONES VARIABLES (VARIABLE-NEX, NEX FRACCIONADO, HALF-NEX, HALF FOURIER, PARTIAL FOURIER PHASE ENCODING,.....)**

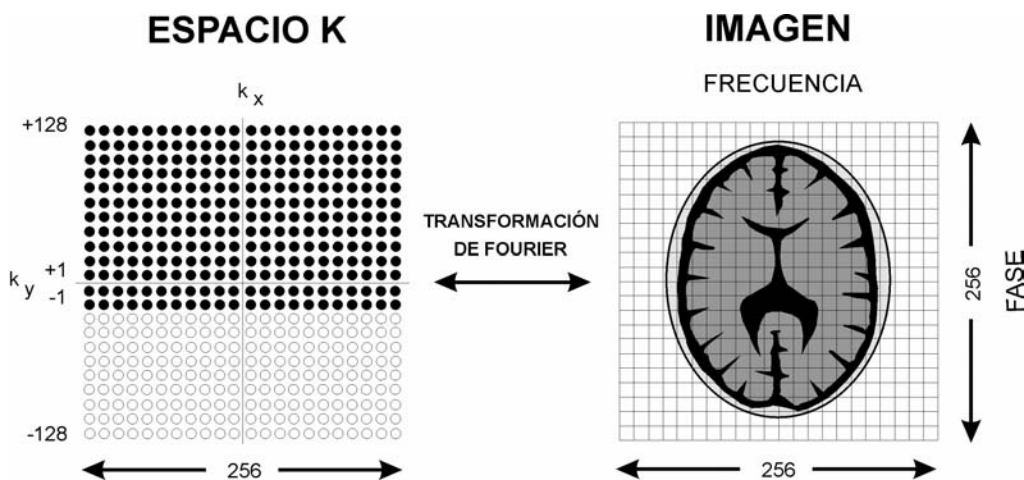


Fig 10.6. Opción NEX-FRACCIONADO: Tan sólo una parte de las líneas del espacio K se llenan mediante codificaciones del gradiente de fase. El resto de datos se logran matemáticamente aprovechando la simetría del espacio K.

b) Opción ECO FRACCIONADO.

En cada fila del espacio K se digitaliza una señal de ECO. Esta señal presenta una cierta simetría derecha-izquierda a lo largo de las filas ya que la señal de eco tiene aproximadamente una forma simétrica respecto a su máximo valor que corresponde a la parte central de la fila, lo que se conoce como "simetría de lectura". Ello permite que aprovechando la simetría Hermitiana del espacio K, se pueda calcular la mitad izquierda a partir de los valores de la mitad derecha

En base a esta simetría puede obtenerse una imagen muestreando no toda la señal de eco, sino tan solo una parte (Fig 10.7). Esta opción se conoce con el nombre de **ECO FRACCIONADO, PARTIAL FOURIER FREQUENCY ENCODING...** Presenta la ventaja de poder utilizar TE mucho mas cortos ya que no hay que leer toda la señal. Al disminuir los TE implican menos potenciación del T2 en las imágenes y por lo tanto obtener menos contraste en T2. Otras ventajas de la utilización de ecos fraccionados son la disminución de los artefactos de susceptibilidad y de flujo. El cociente Señal/Ruido disminuye ya que muestreamos menos, no obstante la disminución en T2 puede compensar esta pérdida de señal. El uso de ecos fraccionados permite reducir TE y en consecuencia TR y por tanto obtener secuencias mas rápidas.

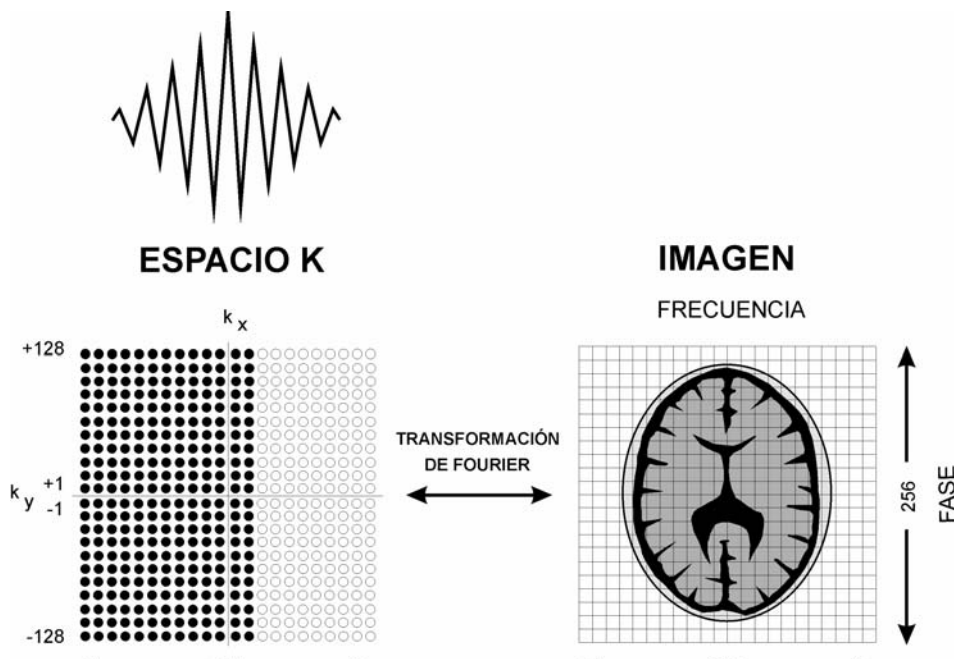


Fig 10.7. Opción ECO-FRACCIONADO

Aprovechando la simetría en la señal del eco, el espacio K se llena parcialmente mediante el muestreo de un poco mas de la mitad del eco en cada codificación de fase. El resto del espacio K se logra mediante obtención matemática.

10.3. TRABAJANDO EN EL ESPACIO K.

Los datos almacenados en el espacio K sirven para representar la imagen final. Entre la obtención de los datos y la presentación pueden realizarse una serie de manipulaciones que actúan básicamente sobre la resolución espacial. Tomemos un FOV regular fijo y como referencia una matriz de adquisición de 256 (FASE) x 256 (FRECUENCIA), esto determina un voxel de referencia que llamaremos $V(1 \times 1)$. El espacio K contendrá 256 filas (FASE) X 256 columnas (FREQ) y la imagen final tendrá 256 filas X 256 columnas de pixels cuadrados de valor de referencia $P(1 \times 1)$. (Fig 10.8)

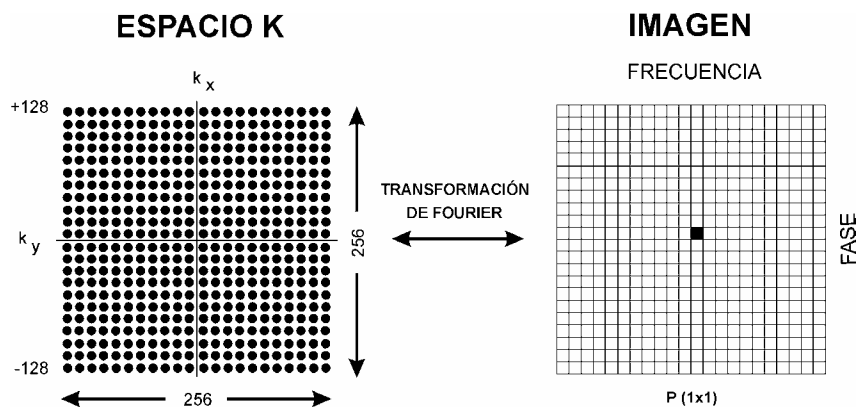


Fig 10.8.
Opción:
Matriz cuadrada
256x256

Si disminuimos la matriz de adquisición en la DIM-FASE a la mitad (128), para el mismo FOV el voxel es de valor $V(2X1)$, El número de líneas del espacio K se ha reducido a la mitad (128 X256) y si tenemos que representar la imagen del mismo FOV el pixel es rectangular de valor $P(2X1)$ con lo que se ha perdido resolución espacial en la dirección de fase, si bien se ha reducido el tiempo a la mitad. (Fig 10.9)

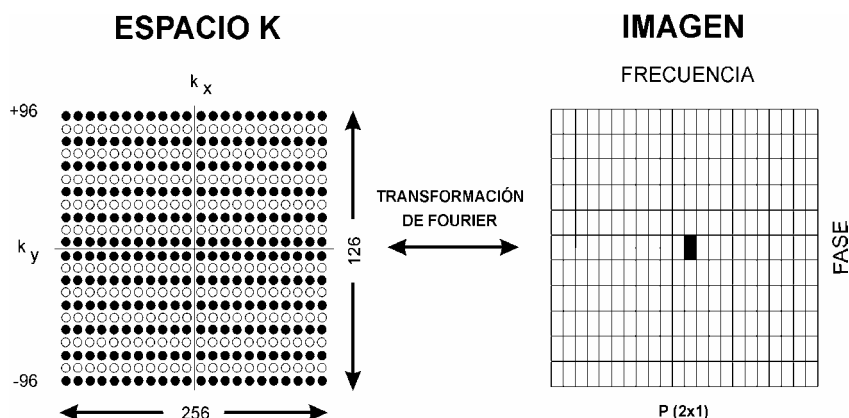


Fig 10.9.
Opción: Matriz
rectangular
128 x 256

Si las dimensiones del objeto a representar permiten utilizar parte del FOV (FOV RECTANGULAR), de tal forma que centrado en el objeto, este nos quede englobado por ejemplo con la mitad de FOV, podríamos utilizar una matriz de obtención de 128 X256, es decir codificando la mitad de los valores de gradiente de fase. Espacio K (128X256) y representarla utilizando una matriz de 256 x256 pero ocupando sólo los 128 filas centrales en la dirección de fase. De esta forma obtenemos un $P(1X1)$ es decir la misma resolución espacial que la de 256X256 pero con la mitad de tiempo. La imagen aparecerá centrada ocupando la mitad de la pantalla en la dirección de la fase. (Fig 10.10)

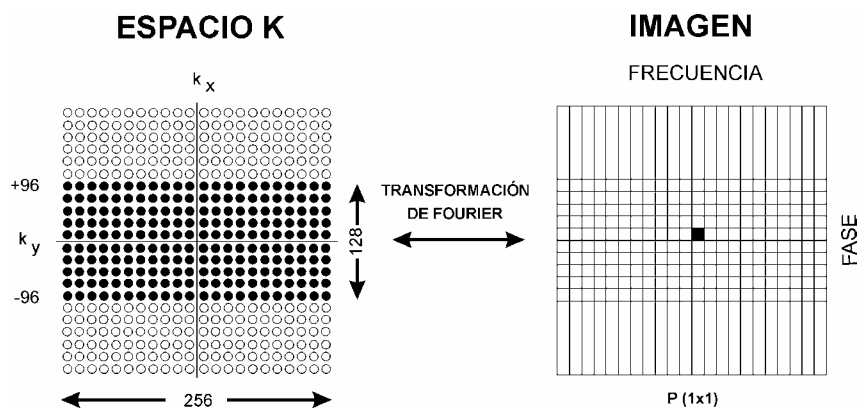


Fig 10.10.
Opción:
FOV rectangular

Si utilizamos una matriz de 512×512 significa doblar el tiempo de exploración ya que doblamos el número de codificaciones de fase y por tanto el número de TR empleados. Por otro lado muestreamos la señal con doble número de valores de frecuencia. El vóxel es $V(.5X.5)$ con lo que tenemos mucha menos señal. El espacio K es de 512×512 y la imagen tiene una mayor resolución espacial $P(.5X.5)$.

Si el objeto tiene mayor dimensión que el FOV seleccionado, dará lugar a los fenómenos de WRAP-AROUND o ALIASING o DOBLAMIENTO, tanto en la dirección de la fase como en el de la frecuencia. El artefacto que aparece es debido a que partes de la anatomía que se encuentran fuera del FOV son trasladadas al interior del FOV. Vimos al estudiar el ancho de la banda de lectura que podríamos evitar el doblamiento en la dirección de frecuencia mediante un OVERSAMPLING en la dirección de la frecuencia, que consistía en doblar el número de valores en la dimensión de frecuencia mientras que el FOV se expande al doble. Al representar en la imagen real se presentan únicamente los valores centrales, con lo que se mantiene la resolución espacial en la dirección de la frecuencia sin penalización en el tiempo. Una manera de evitar el doblamiento en la dirección de la fase es hacer un OVERSAMPLING en la dimensión de fase, doblando el número de adquisiciones en la dirección de fase ($512 - \text{FASE}$) expandiendo al doble el FOV. El espacio K es de 512 en la dimensión de fase. Pero en el momento de representar la imagen tan solo se presentan los 256 valores centrales de la codificación de fase con lo que la resolución es de $P(1x1)$ y se evita el artefacto de doblamiento en fase, aunque el tiempo de adquisición sería el doble, en la práctica se reduce el NEX a la mitad con lo que sale igual de tiempo. (Fig 10.11)

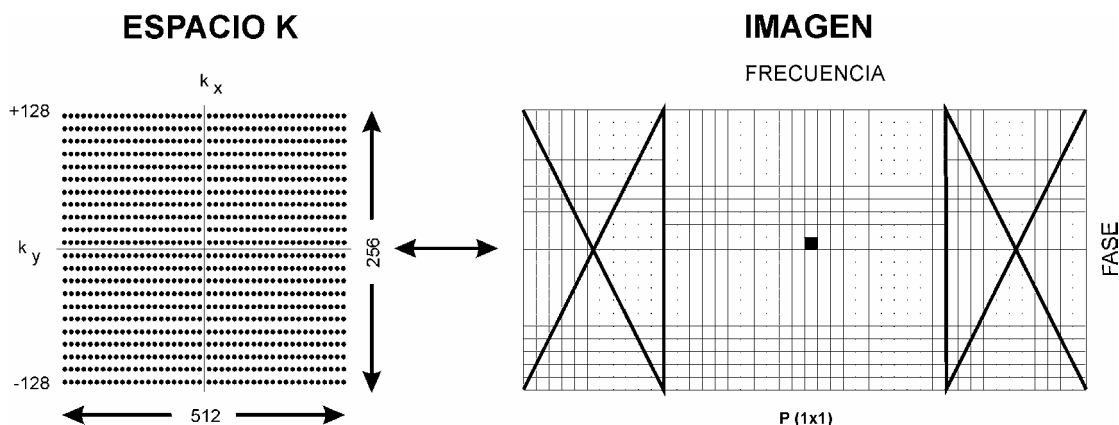


Fig 10.11.

Opción: No Frequency-wrap ó Oversampling

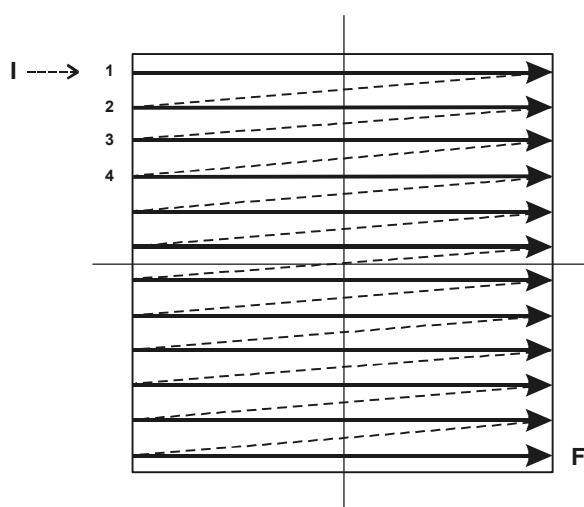
10.4. FORMAS DE LLENADO DEL ESPACIO K.

El espacio K constituye una de las herramientas de trabajo más versátiles en la generación de imágenes RM. Según manipulemos la forma de llenado, la cantidad de información almacenada o el reordenamiento de esta información, podemos tener distintos productos finales de una misma imagen con tiempos muy distintos.

Lo único que se precisa para obtener una imagen es llenar la totalidad del espacio K, condición imprescindible para que pueda realizarse la transformación de Fourier. Ahora bien, hemos visto que el llenado de todo el espacio K puede ser por obtención directa de la digitalización de los ecos o bien con tan solo un poco más de la mitad de datos directos si aprovechamos las propiedades simétricas del espacio K, con el consiguiente ahorro de tiempo penalizando el cociente señal/ruido.

También hemos comentado que podemos dar énfasis en un determinado contraste si los datos correspondientes los emplazamos en la parte central del espacio K ya que la parte periférica correspondía a la definición espacial de la imagen. La habilidad de colocar los datos correspondientes a un eco digitalizado en una determinada línea del espacio K, vienen regulados por el valor del gradiente de codificación de fase. Con los gradientes menores se llena la parte central mientras que con los gradientes de fase mayores se llena la parte periférica. Pero en realidad se puede colocar un dato en la línea que se quiera del espacio K con tan solo obtener el eco con el gradiente de codificación de fase apropiado. Es más, se puede obtener todos los datos del espacio K de la forma que se quiera y después, reordenarlos haciendo por ejemplo que las señales que se obtienen más artefactuadas se trasladen a la parte periférica del espacio K y por lo tanto no influyan de forma acusada sobre el contraste. Estas técnicas de **REORDENAMIENTO DEL ESPACIO K** se utilizan para evitar artefactos periódicos como los respiratorios.

La forma en que se llena el espacio K a lo largo de una secuencia recibe el nombre de **TRAYECTORIA EN EL ESPACIO K**. La forma histórica de llenar el espacio K, se llama **FORMA SECUENCIAL STANDARD**, regulada por los valores consecutivos del gradiente de codificación de fase, desde los valores mayores positivos a los mayores negativos, lo que implica llenar primeramente la línea más externa positiva del espacio K y seguir con la línea siguiente y sucesivamente hasta llenar la última línea más externa en la parte negativa de Gy (Fig 10.12.). Puede hacerse un llenado secuencial al revés, utilizando primeramente las codificaciones de fase más negativas. Cada línea se llena empezando por el mismo lado. Esta forma de llenado puede utilizarse en las secuencias estándar SE o GR en la que cada línea corresponde a un eco que se obtiene en un TR. Es decir, en cada TR se llena una línea.



*Fig 10.12.
Esquema del llenado secuencial estándar del espacio K.
Se inicia en el punto I correspondiente a la línea más externa y se van llenando las líneas sucesivas siempre empezando por el mismo lado.
Termina el llenado en el punto F.
En trazo continuo el llenado de datos.
En trazo discontinuo el seguimiento de los cambios de posición.*

Una variante del llenado secuencial se realizó al intentar llenar todo el espacio K en un solo TR. Se iniciaba la secuencia con un primer pulso y se obtenían un tren de ecos previamente codificados con el Gy, con lo que cada eco dentro del mismo TR se depositaba en una línea distinta. La señal se desvanecía rápidamente (dependiendo del tejido, en promedio 100 ms) con lo que las primeras líneas del espacio K recogían la máxima señal. Inicialmente se llenaba por la línea más externa como en el llenado secuencial estándar, pero al llegar a la parte central del espacio K, responsable del contraste, ya se había perdido mucha señal. Para obtener el máximo contraste se aplicó la variante del **LLENADO SECUENCIAL CON SCROLLING** (Fig 10.13.) que permitía empezar el llenado por la parte central. (Secuencias RARE modificadas)

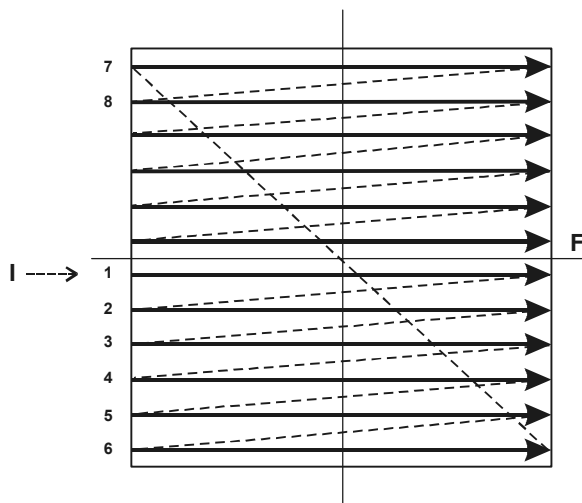


Fig 10.13.

Esquema del llenado secuencial con scrolling del espacio K.

I: Inicio del llenado, F final.

En línea continua la toma de datos.

En línea discontinua los cambios de posición.

El llenado empieza por la parte central del espacio K.

Otra forma de llenar el espacio K empezando por la parte central es el llamado **LLENADO CONCÉNTRICO DEL ESPACIO K**. (Fig 10.14.). Se suele utilizar en secuencias que necesitan un llenado muy rápido del espacio K. Antes de empezar la secuencia rápida de llenado, se suele preparar el tejido mediante pulsos apropiados para obtener potenciaciones en T1 o T2-T2*.(SECUENCIAS: MAGNETIZACIÓN PREPARED GRADIENT ECHO). Por tanto la potenciación de la imagen se hace en la preparación del tejido y la secuencia sirve para llenar de forma rápida el

espacio K necesario para reconstruir la imagen. El TR es muy corto y se llena una línea en cada TR.

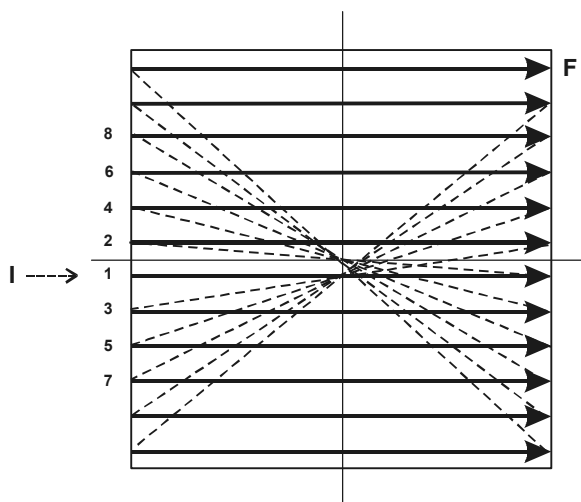


Fig 10.14.

Esquema del llenado concéntrico del espacio K.

I: punto de partida, F final.

En línea continua el llenado de datos.

En línea discontinua, los cambios de posición.

Cada línea se llena en un TR.

El espacio K se llena después de haber preparado previamente el tejido.

Existen secuencias que llenan varias líneas del espacio K en un mismo TR, lo que origina una reducción en el tiempo de llenado. Dentro del mismo TR se obtiene un tren de ecos y antes de cada eco se cambia la codificación del gradiente de fase. Como a lo largo del mismo TR cada eco se obtiene con un TE mas largo, es importante que en cada TR la señal del eco del tren de ecos, con que queremos salga potenciada la imagen (TE efectivo), llenen las líneas centrales del espacio K para que se mantenga la potenciación de la imagen. Ello obliga a un **LLENADO SEGMENTADO DEL ESPACIO K**. El espacio K se divide en franjas o segmentos y los ecos correspondientes al TE efectivo de cada TR se colocan en los segmentos centrales. (Fig 10.15). Esta forma de llenado se utiliza en las secuencias FAST-TURBO SPIN ECHO.

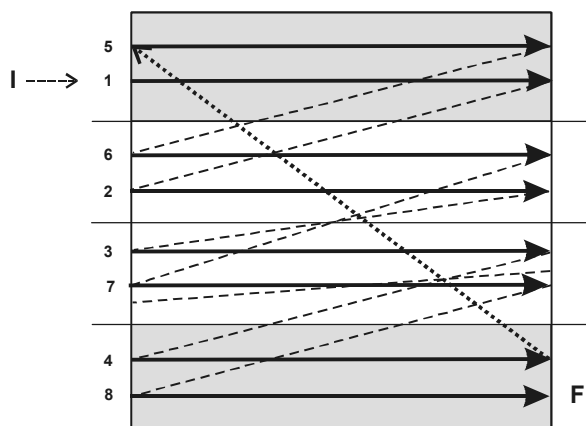


Fig 10.15.

Esquema de llenado segmentado del espacio K.

Se simula un tren de cuatro ecos, siendo entre el 2° y el 3° el TE Efectivo en que se potenciará la imagen. En el ejemplo las ocho líneas del espacio K se llenan en 2 TR.

La primera línea (1) correspondiente al primer eco se lleva a la parte periférica, mientras que el segundo eco del primer TR se lleva al segmento central (línea 2), al igual que el tercer eco (línea 3). El último del TR se lleva a la parte periférica (línea 4). Lo mismo se repite para los cuatro ecos del segundo TR. (a partir de la línea 5)

I: Inicio, F: Final. En Línea continua el depósito de datos. En línea a trazos el cambio de posición dentro de cada TR.

En línea a puntos el cambio de TR.

Una forma de llenado muy rápida del espacio K consiste en adquirir las líneas en forma de zig-zag. Es decir, no como en las formas que se han descrito hasta ahora en la que todas las líneas se llenaban de izquierda a derecha, sino que se llena una de izquierda a derecha y la siguiente de derecha a izquierda. Esta forma de llenado está íntimamente relacionada con el desarrollo de la nueva tecnología de los gradientes. Los gradientes tienen que permitir alternancias de valores positivos a valores negativos de forma muy rápida para lograr la forma de llenado en zig-zag. Después de cada alternancia se llena una línea del espacio K. Esta forma de llenado en zig-zag se utiliza en la secuencia **ECHO-PLANAR IMAGING (EPI)**.

La idea inicial de las secuencias EPI consiste en llenar todo el espacio K mediante un tren de ecos recogido dentro de un único TR. (SINGLE SHOT EPI o SNAP SHOT EPI) Si por ejemplo se utilizara una DIM-FASE de 128 tendría que obtenerse un tren de 128 ecos uno en cada una de las 128 alternancias que debería realizar el gradiente de codificación de frecuencia (96 alternancias positivas y 96 negativa). Es evidente que si una de las ventajas es la rapidez, uno de los inconvenientes es la pérdida de señal estableciéndose una incompatibilidad entre ambos factores que debe solventarse mediante el propósito clínico del estudio. Por otro lado desde el punto de vista técnico se requerían gradientes que tuviesen no solo amplitudes apropiadas sino SLEW-RATES adecuados. Una solución intermedia consistía en llenar el espacio K con gradientes oscilantes pero utilizando varios TR lo cual alargaba un poco el tiempo total pero permitía mejor calidad. Este llenado en varios TR se conoce como MULTI SHOT EPI o INTERLEAVED EPI. Haciendo todas las combinaciones posibles entre gradientes resonantes o trapezoidales (llenados BLIP) y llenados single o multi shot, obtenemos los diversos nombres comerciales de los llenados EPI. En la Fig 10.16. mostramos como sería un llenado SINGLE SHOT RESONANT EPI mientras que en la Fig 10.17. mostramos como sería un llenado MULTI SHOT BLIPPED EPI.

En la actualidad, el dominio sobre la tecnología de gradientes permite multitud de formas para llenar el espacio K. Una de las formas que está adquiriendo protagonismo, en especial por su aplicación a las exploraciones Angio-RM es el LLENADO ESPIRAL DEL ESPACIO K. (Fig 10.18) Consiste en que tanto el gradiente de codificación de fase como el de frecuencia sean resonantes de forma sinusoidal pero de amplitudes crecientes partiendo de cero. De esta forma los datos en el espacio K se llenan en forma de una espiral que partiendo del centro del espacio K va adquiriendo amplitudes cada vez mayores hasta llegar a la periferia. Generalmente se utilizan de dos a diez espirales. Cada espiral se adquiere en un TR. La ventaja está que el valor mayor de la señal, al inicio de cada espiral se deposita en el centro del espacio K, es decir en la zona de máximo contraste.

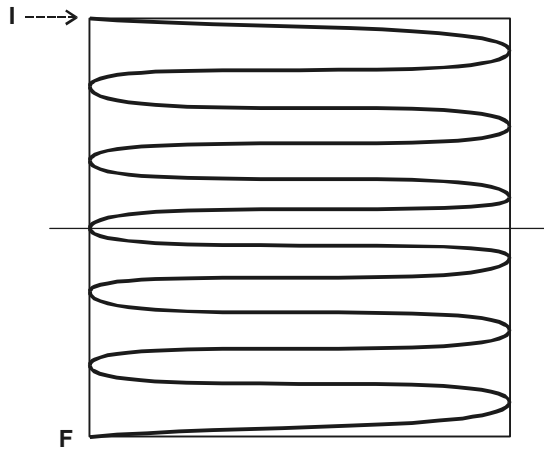


Fig 10.16.
Esquema del llenado del espacio K utilizando una forma EPI SINGLE SHOT RESONANT.
I: Inicio. F: Final.
En línea continua la adquisición de datos.

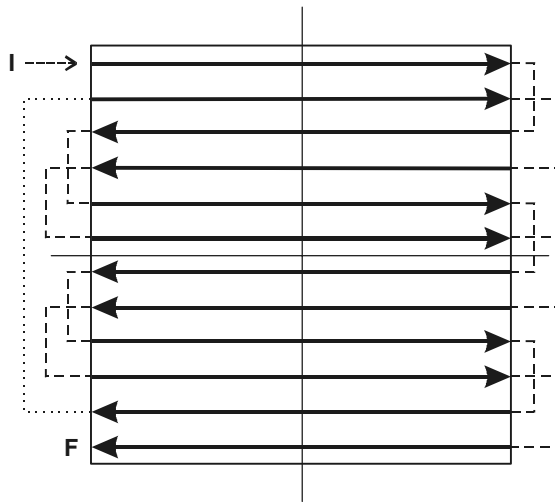


Fig 10.17.
Esquema de llenado del espacio K en forma EPI BLIPPED MULTIPLE SHOT .
I: Inicio. F: Final. En línea continua la adquisición de datos.
En línea discontinua los saltos de línea en el espacio K.
En puntos el cambio de TR.
Se muestra un llenado con dos TR.

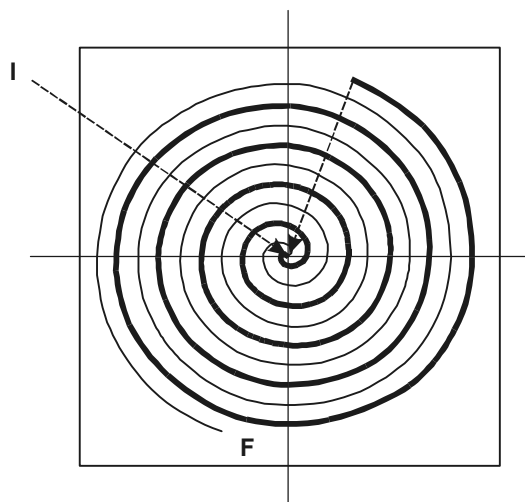
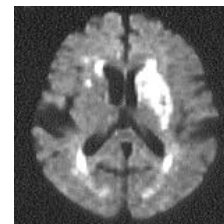


Fig 10.18.
Esquema de llenado espiral del espacio K.
I: Inicio . F: Final.
En línea continua: la adquisición de datos. En línea discontinua , el cambio de espiral en cada TR.
Se muestra un llenado con tan solo dos TR.

Una de las técnicas empleadas para estudios dinámicos con contraste o en los estudios de perfusión en los que se persigue la captación de las variaciones temporales de señal sobre un mismo plano, consiste en realizar una imagen de referencia con una definición espacial suficiente, es decir llenando convenientemente la parte periférica del espacio K. Esta imagen base sirve como soporte sobre la que se adicionarán las diversas imágenes obtenidas del mismo plano en diversos intervalos de tiempo. La ventaja es que como en estas últimas tan solo nos interesa la variación de señal, basta llenar únicamente las partes centrales del espacio K en cada imagen y al adicionarlas con la imagen de referencia logramos una buena resolución de contraste sobre una buena resolución espacial. Todo ello con tiempos muy cortos. Esta técnica se denomina **KEYHOLE** y como vemos se aprovecha de que la parte central del espacio K determina el contraste mientras que la parte periférica determina la definición de la imagen. Como el tiempo depende del número de líneas llenadas en el espacio K, el tiempo para los estudios dinámicos se reduce drásticamente ya que tan solo hay que llenar las líneas centrales.

11

LAS SECUENCIAS RÁPIDAS



Uno de los objetivos permanentes en el uso clínico de la Resonancia Magnética ha sido rebajar los tiempos de obtención. En la actualidad se logran resoluciones temporales inferiores a los 50 ms. No debemos olvidar que en Resonancia Magnética la resolución temporal está muy ligada a la resolución espacial. Por tanto, **cuando hablamos de tiempos de obtención de una imagen debemos añadir la resolución espacial en que se trabaja.**

En los estudios dinámicos o funcionales o bien en medidas bajo órganos en movimiento, las técnicas actuales permiten adaptar los tiempos de obtención al tiempo del fenómeno biológico a medir para después trabajar con la resolución espacial máxima que deseemos.

El gran avance de las técnicas de IRM ha sido debido al progreso tecnológico tanto en software como en hardware. Pero cabe destacar por su especial relevancia como motores de este avance:

El dominio de la tecnología de los gradientes magnéticos. Mayores valores máximos, mayor rapidez de instauración, de cierre y de alternancia, mayor aprovechamiento, mayor exactitud de perfiles, ... todo ello ha permitido no tan solo enviar cualquier eco a cualquier posición en el espacio K, sino utilizar las multitudes de trayectorias y formas de llenado del espacio K.

Una mayor eficacia en la captación de la señal de RM. La mejora de diseño en las antenas receptoras de superficie. La posibilidad de utilizar varias antenas par la captación simultanea de la señal (Arquitectura en Array) y su aprovechamiento a través de tecnología multicanal para llenar al mismo tiempo varias líneas del Espacio K (Técnicas en paralelo) permiten sustituir codificaciones de fase y disminuir los tiempos de adquisición.

Todo ello evidentemente favorecido por el **gran desarrollo de software y hardware utilizado tanto en el control como en el procesado de las señales.**

La variedad de parámetros que intervienen en la elaboración de una imagen han dado origen a multitud de secuencias que las casas comerciales han implementado con los nombres más variopintos y que en la práctica hacen difícil la comparación de imágenes obtenidas con distintas casas comerciales por lo que sería recomendable, aparte del nombre comercial de la secuencia, indicar el grupo genérico en donde se encuadra la secuencia.

Cuando nos proponemos entrar en este marasmo de nombres, disecamos todas las secuencias como formadas por un esqueleto compuesto de tres partes:

1. La excitación inicial.

Damos energía a los núcleos de H siempre con pulsos de RF que constituirán la excitación inicial y que puede estar formada por simples pulsos de RF o por combinaciones de pulsos de RF previas a la obtención de la imagen formando verdaderas preparaciones tisulares con las que se contrastará la imagen.

2. El llenado del espacio K.

Por más complicada que sea la secuencia el Espacio K tan solo puede ser llenado o con ecos por pulsos de RF o con ecos por gradientes bipolares. Nos importará cuantas líneas se llenan del espacio K en cada TR, la forma de llenado y las propiedades del Espacio K utilizadas.

3. Los complementos.

Son innumerables y constituyen los aditamentos a las secuencias. Van desde las saturaciones de grasa a las técnicas para corregir los movimientos, el control de las secuencias mediante la imagen, las transferencias de magnetización,...

En este capítulo vamos a exponer esquemáticamente las secuencias más consolidadas y haremos una prospección futura sobre los avances previstos. Partiendo de los grandes grupos genéricos, trataremos de mostrar las distintas equivalencias en las denominaciones de las casas comerciales y las principales modificaciones técnicas. Pedimos disculpas de antemano por no poder abarcarlas todas. También cuando en un determinado grupo de secuencias no aparezca la correspondiente a una casa comercial, no quiere decir que no la tenga y habría que pedir información directa a la casa comercial al respecto.

Vamos a considerar las secuencias rápidas según estos grupos:

1. Secuencias que derivan de la SE clásica pero logran mayor rapidez al llenar varias líneas del espacio K en el mismo TR (FAST/TURBO SPIN ECO) y además pueden aprovechar las simetrías del espacio K
2. Secuencias que al igual que las GRE clásicas logran gran rapidez suprimiendo el pulso de 180° y disminuyendo enormemente el TR. Dentro de este grupo diferenciaremos:
 - Las FAST GRE / FAST FIELD ECHO (FFE) y sus variantes
 - Las GRE con PREPARACIÓN TISULAR (MP-GRE/ MP-FFE)
3. Las secuencias EPI las consideraremos aparte por su especial configuración de gradientes aunque precisen preparación tisular y llenen el espacio K con solo ecos de gradiente.
4. Las secuencias híbridas (GRASE) que llenan el Espacio K mediante ecos de spin y ecos de gradiente.
5. Las secuencias rápidas en Inversión recuperación (FAST/TURBO IR)

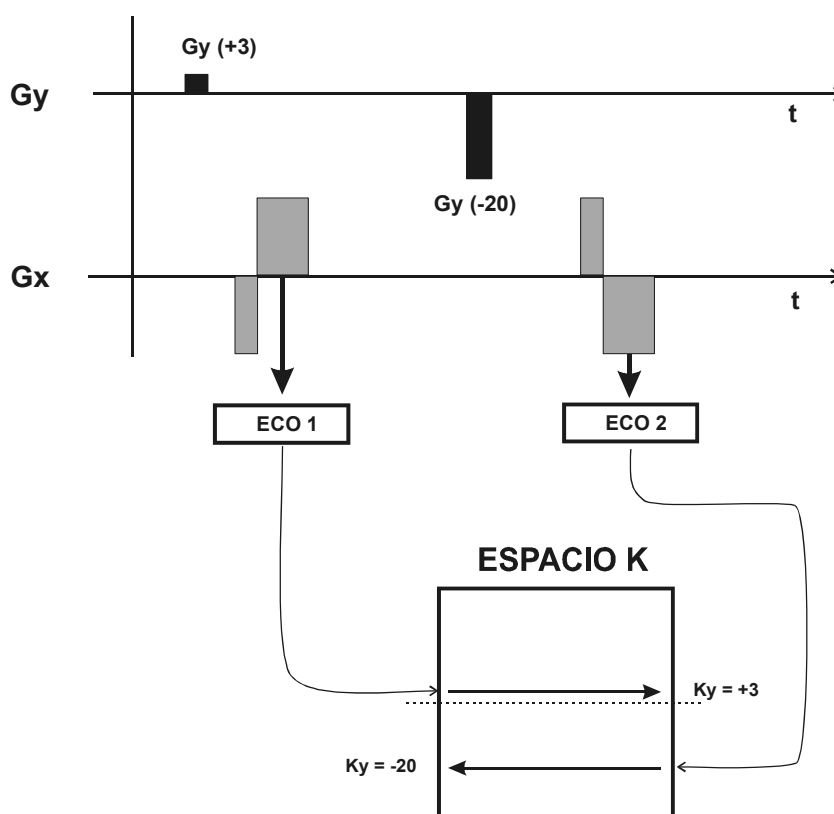
Para terminar se considerará especial importancias las obtenciones rápidas que proporcionan las TÉCNICAS DE OBTENCIÓN EN PARALELO

Vamos a empezar por la familia de las Gradient Echo.

Nota 11.1.

En los diagramas que se exponen en este capítulo se hace especial énfasis en la relación entre la forma de llenado del espacio K y los gradientes de codificación de fase G_y y de codificación de frecuencia G_x . Los pulsos de radiofrecuencia, se consideran pulsos selectivos sobre un plano, es decir, siempre se emiten una vez establecido el gradiente G_z . En las secuencias en que la forma del gradiente no es decisiva, el gradiente se simplifica en forma de pulsos rectangulares, mientras que en las secuencias EPI los gradientes se muestran teniendo en cuenta su ascenso y descenso. Para seguir los esquemas de llenado del espacio K tienen importancia tanto la amplitud del pulso de gradientes como su sentido. (Fig 11.1). En los gradientes de codificación de fase G_y un valor positivo (hacia arriba en el diagrama) se representa como un desplazamiento de la línea del espacio K hacia valores positivos tanto mas alejados del centro del espacio K cuanto mayor sea el valor de G_y . Un gradiente negativo implicaría un desplazamiento de la línea hacia el hemiespacio K opuesto. El valor positivo del gradiente de codificación de frecuencia G_x (representado hacia arriba en el diagrama) durante la lectura del eco, se indica por un llenado de la línea del espacio K con los valores digitalizados del eco en sentido IZQ a DER. Por el contrario una digitalización del eco en valores de gradiente G_x negativos indicaría el llenado en sentido DER a IZQ.

Fig 11.1.



Ejemplos del funcionamiento de los diagramas simplificados de las secuencias que se utilizan en este capítulo. El ECO 1 se obtiene con una codificación de fase positiva de valor +3: $G_y(+3)$ que implica la tercera línea hacia la parte positiva del espacio K y además se lee el eco durante un gradiente de codificación de frecuencia positivo lo que significará en los esquemas un llenado de la línea de IZQ a DER. El ECO 2 se obtiene después de una codificación de fase negativa $G_y(-20)$ y durante un G_x negativo lo que implica la 20 línea hacia la parte negativa del espacio K y un llenado en sentido de DER a IZQ

11.1. SECUENCIAS RAPIDAS: FAST GRADIENT ECHO (FASTGRE) / FAST FIELD ECHO (FFE)

Como vimos al estudiar las secuencias clásicas, las secuencias más rápidas eran las GRADIENT ECHO o FIELD ECHO (Fig 11.2.)

SECUENCIA GRE CLÁSICA

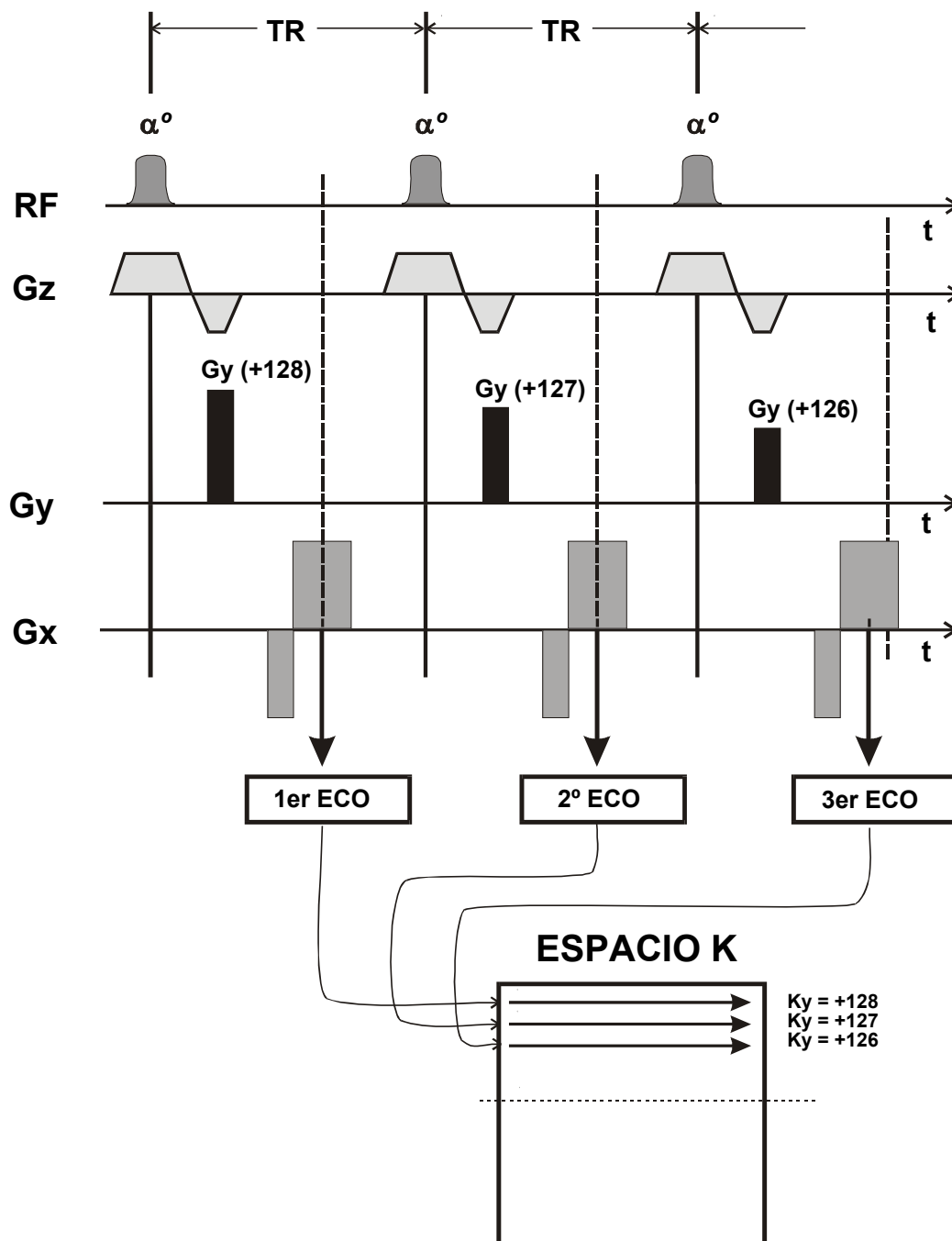


Fig 11.2: Esquema de llenado del espacio K en las secuencias GRE clásicas.

Las secuencias GRADIENT ECHO o FIELD ECHO CLASICAS se caracterizan por:

1. Obtienen los ecos mediante gradientes bipolares en Gx.
2. Inician cada TR con un pulso α° .
3. Utilizan una codificación de fase Gy en cada TR.
4. Se llena una línea del espacio K en cada TR.
5. El espacio K se llena secuencialmente.

El tiempo de obtención de la imagen viene dada por lo tanto por:

$$t = \text{DIM-FASE} \times \text{TR (ms)} \times \text{NEX}$$

Como el contraste depende de los tres parámetros TR, TE y α° . Para bajar los tiempos de obtención podríamos ir rebajando el valor del TR, jugando con los demás parámetros. Pero a medida que vamos bajando el TR, la magnetización de los voxels no puede recuperarse totalmente al final de cada TR, creándose después de varios TR, un estado de equilibrio (**STEADY STATE**) caracterizado por la presencia en cada voxel de una magnetización residual con una componente longitudinal y de una componente transversal. Este estado de equilibrio tiene importancia cuando los valores de TR alcanzan los valores de relajación tisulares. (Para tomar una referencia, alrededor y por debajo de los 100 ms). Evidentemente esto implica unos gradientes suficientemente rápidos para que puedan someterse a las variaciones que requiere la rapidez de la secuencia.

Por lo tanto una secuencia GRE con TR muy cortos crea un estado de equilibrio en el que al final de cada TR queda una magnetización remanente que se valora mediante su componente longitudinal y su componente transversal. Este hecho es aprovechado en estas secuencias para lograr diversas potenciaciones en la imagen según sea el mantenimiento o no de las componentes residuales de tal forma que podemos dividir las FAST GRE / FAST FIELD ECHO en dos grandes subfamilias: Las incoherentes y las coherentes

11.1.1.) SECUENCIAS (FAST GRE/ FAST FIELD ECHO) INCOHERENTES ó FAST STEADY STATE INCOHERENT SEQUENCES ó SPOILED GRE (SP-GRE).

En estas secuencias se utilizan diversas maniobras para aniquilar la componente transversal (**TÉCNICAS DE SPOILER**) residual al final de cada TR. Por el contrario se aprovecha la componente longitudinal residual de las magnetizaciones de los voxels.

La potenciación de las imágenes es básicamente en T1 y depende de los valores del α° utilizado y del cociente TR/T1. Existen varias técnicas para minimizar o destruir la componente transversal. Una técnica consiste en utilizar GRADIENTES DESFASADORES (SPOILER GRADIENTS) de amplitudes variables en cada TR, impidiendo la presencia de una componente transversal neta. Otra forma consiste en utilizar una RANDOMIZACIÓN DE LA FASE en los valores del α° . También pueden hacerse combinaciones de las dos formas.

Utilizadas en potenciaciones T1 los líquidos aparecen en negro. Se utilizan rutinariamente en las exploraciones de cabeza en 2 D. También se utilizan con contrastes, tanto en estudios normales como dinámicos. Son útiles para estudios angiográficos de primer paso de contraste. Con estas secuencias se han alcanzado resoluciones temporales de hasta 50 ms/imagen (20 Hz) con resoluciones espaciales de $(1.7 \times 1.1) \text{mm}^2$, lo que permite utilizarlas como imágenes en tiempo real (Escópio RM)

Actualmente todas las casas comerciales ofrecen obtenciones 3D con o sin saturación de grasa muy útiles para estudios dinámicos con contraste. Dentro de esta grupo se engloban las secuencias:

FLASH (Fast Low Angle Shot: SIEMENS)

SPGR (Spoiled Grass: GE).

FMPSPGR (Fast Multiplanar Spoiled GRASS: GE)

CE-FFE-T1 (Contrast Enhancement Fast Field Echo with T1 weighting: PHILIPS)

RF-FAST (Radio-frequency spoiled Fourier-Adquired Steady State: PICKER-PHILIPS)

3D FLASH (VIBE: Volumetric Interpolated Breath Hold Examination. SIEMENS)

11.1.2. SECUENCIAS RÁPIDAS GRE COHERENTES

Al contrario de las anteriores secuencias, no utilizan técnicas de spoiling y tratan de aprovechar la magnetización transversal residual merced a la utilización de técnicas de refase generalmente mediante gradientes refasadores (rewind gradients) solos o con otras variantes técnicas como la combinación de alternancias de fase en los α^0 pulsos.

Se utilizan básicamente para obtener imágenes potenciadas en T2*. Se requiere ajustar bien los parámetros TR, TE y α^0 (llamado en estas secuencias ángulo de excitación) para obtener potenciaciones adecuadas ya que la magnetización transversal está presente al realizar la nueva excitación. El contraste depende básicamente del cociente T1/T2 de los tejidos. Si este cociente disminuye la imagen aparecerá de alta intensidad. Por ello los **líquidos estáticos aparen en blanco** y la señal de los líquidos en movimiento dependerá de la efectividad para minimizar la sensibilidad de la componente transversal a los movimientos, lo que dará lugar a subdivisiones en esta clase de secuencias.

Según sea las técnicas empleadas (colocación de los gradientes de refase en los diversos ejes, utilización de las alternancia de los pulsos, momento de lectura de la señal), se logra una mayor o menor efectividad en aprovechar las componentes residuales de la magnetización lo que en la práctica se traduce en la posibilidad de obtener mas o menos señal de los líquidos en movimiento (**técnicas sangre blanca**). Según estas variantes técnicas dentro de las FAST GRE /FIELD COHERENTES distinguimos

11.1.2.1. Las STEADY STATE GRE SEQUENCES WITH FID SAMPLING (SS_GRE_FID) o STEADY STATE COHERENT GRE (**SS-GRE**)

Tratan de aprovechar las dos componentes de la magnetización residual. Estas secuencias obtienen alta señal de los líquidos estáticos pero tienen dificultades en los líquidos en movimiento. En la forma SS-GRE, actúan las secuencias:

GRASS (Gradient Recalled Adquisition in the Steady-State: GE)

FISP (Fast Imaging with Steady-State Precession: SIEMENS)

FFE (Fast Field Echo: PHILIPS)

FAST (MARCONI-PHILIPS)

11.1.2.2. Las STEADY STATE GRE SEQUENCES WITH SE SAMPLING: (SS-GRE-SE) o CONTRAST-ENHANCED STEADY STATE GRE (**CE-GRE**)

Tienen una estructura que implica menos influencia de la componente longitudinal. Como en todas las GRE coherentes, los líquidos estáticos aparecen hiperintensos, pero es muy sensible al movimiento con lo que la sangre en movimiento aparece en baja señal.

En la forma CE-GRE actúan las secuencias:

CE-GRASS (Contrast Enhanced GRASS: GE)

PSIF (Reversal FISP: SIEMENS)

CE-FFE-T2 (Contrast Enhanced Fast Field Echo with T2 weighting: PHILIPS)

CE-FAST (Contrast-Enhanced FAST: MARCONI-PHILIPS)

11.1.2.3. Existen variantes técnicas, combinaciones o no de las anteriores que agrupamos bajo el nombre de técnicas duales o mixtas

Si la secuencia se diseña para lograr una fase final nula tenemos por ejemplo

FADE (Fast Acquisition Double Echo)

La **DESS** (Dual Echo Steady State) SIEMENS adquiere las dos señales FISP y PSIF .

Dentro del grupo de la familia **UNSPOILED o COHERENTES_FAST_(GRE/F)_ECHO** todas las casas comerciales están sacando versiones **3D** con secuencias que tratan a toda costa de mantener la componente transversal mediante pulsos de gradiente (gradientes balanceados) en las tres direcciones del espacio. Estas secuencias permiten obtener **sangre blanca** poco afectada por el movimiento. Señalemos las secuencias: **True FIS** (SIEMENS), **BALANCED** (PHILIPS), **FIESTA** (GE) y combinaciones como la secuencia **3D CISS** derivada de la True-FISP que utilizando dos señales, permitiendo eliminar artefactos con muy buena resolución espacial siendo muy útil en reconstrucciones del oído interno y de los nervios craneales aunque con penalización en el tiempo largo de adquisición.

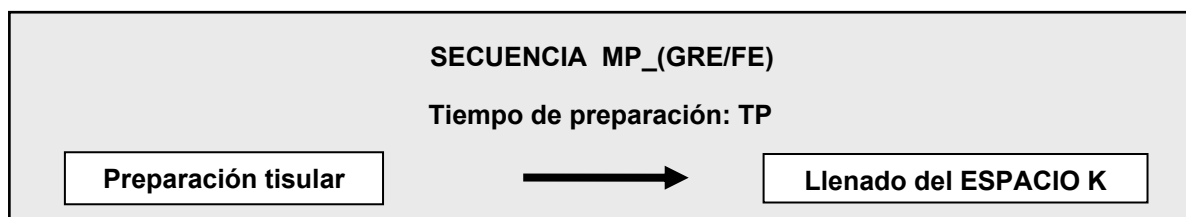
Por tanto las secuencia FAST_(GRE/FE)_ECHO se caracterizan por:

1. Obtienen los ecos mediante gradientes bipolares en Gx.
2. Inician cada TR con un pulso α° .
3. Utilizan una codificación de fase Gy en cada TR.
4. Se llena una línea del espacio K en cada TR.
5. El espacio K se llena secuencialmente.
6. Utilizan TR ultracortos
7. La potenciación de la imagen se regula aparte de α° , TE y TR por una serie de gradientes adicionales (defasadores o refasadores) y modificaciones de la fase de los α° pulsos.

11.2. SECUENCIAS GRE CON PREPARACIÓN TISULAR: MAGNETIZATION PREPARED GRADIENT/FIELD ECHO: MP-GRE

Las secuencia GRE con TR ultracortos proporcionan una forma muy rápida de llenar el ESPACIO K necesario para obtener una imagen. Más difícil es la potenciación de la imagen con TR tan cortos. La idea de las secuencias denominadas **MAGNETIZATION PREPARED GRE (MP-GRE)** es utilizar la rapidez de llenado de las secuencias GRE con TR ultracortos y lograr la potenciación mediante una preparación tisular previa.

Para **preparar el tejido** se utilizan una o varias emisiones de radiofrecuencia según queramos la potenciación de la imagen, se espera un cierto tiempo llamado **TIEMPO DE PREPARACIÓN (TP)** para que se establezcan las diferencias tisulares que buscamos y se empieza a aplicar el α° pulso inicial de la secuencia GRE. La potenciación de la imagen final depende de la preparación del tejido y el tiempo entre la preparación y el llenado de la parte central del espacio K. Se suele preparar el tejido en T1 o en T2.



Para obtener imágenes potenciadas en T1, se aplica un pulso inversor de 180°, seguido de un TP. Ésta técnica permite de entrada separar tejidos por sus diferentes T1 tal como se realiza en una secuencia convencional IR y eligiendo el TP adecuado podemos anular la señal de un determinado tejido. La clave de esta preparación está pues en el valor del T1. Algunas secuencias de este tipo utilizan el pulso de 180° de preparación de forma no selectiva y se utiliza en Angio-RM ya que permiten obtener una muy baja señal de los líquidos. (Técnicas angiográficas con sangre en negro)

Para preparar el tejido de forma que se obtenga contraste en T2, se utiliza un juego de tres pulsos de radiofrecuencia: El primero de 90° vuelca la magnetización de los voxels sobre el plano transversal, después de un cierto tiempo de desfase (τ) se utiliza un pulso de 180° para refasarlos de nuevo, lo que ocurre transcurrido exactamente el mismo tiempo (τ). Después se aplica de nuevo un pulso de 90° para poner la magnetización en la dirección del campo magnético (DRIVEN EQUILIBRIUM) y empezar la secuencia. Lo importante es que los valores de la magnetización con que van a empezarse las secuencias ya llevan diferencias en T2. El TP en este caso es 2τ . En consecuencia, cuanto mayor sea el TP en estas secuencias más contraste en T2.

Una vez "preparado el tejido en T1 o T2" se aplica la secuencia GRE que sirve para llenar el espacio K y realizar la imagen. Se pueden utilizar valores de TR muy cortos y por tanto llenar el espacio K muy rápidamente. En cada TR se utiliza una codificación de fase y se genera una línea del espacio K.

Como ejemplos tenemos:

MP-RAGE (Magnetización Prepared Rapid Gradient Echos: SIEMENS)
IR FAST-GRASS (Inversion Recovery FAST Gradient Adquisition in the Steady State:GE).
DE FAST-GRASS (Driven Equilibrium Prepared FAST- GRASS:GE)
IR MP-RAGE (GE)
RAM-FAST (Rapid Acquisition Magnetization-Prepared FAST: MARCONI-PHILIPS)
SINGLE SHOT TURBOFLASH (SIEMENS)
SINGLE SHOT TURBOFISP (SIEMENS)
SINGLE SHOT TFE (Turbo Field Echo:PHILIPS)

En la Fig.11.4. se pone un ejemplo de una preparación tisular en T1 mediante un pulso inversor de 180° seguido de un llenado rápido secuencial GRE del ESPACIO K (1 línea en cada TR).

Uno de los inconvenientes que presenta este esquema es la pérdida de la preparación previa a medida que transcurren los TR, con lo que las señales dentro del ESPACIO K no es uniforme y las líneas centrales que dan la potenciación a la imagen no serán las de mayor señal. Para superar esta dificultad en algunas secuencias, se utiliza UN LLENADO CONCÉNTRICO del ESPACIO K enviando los primeros ecos de la secuencia GRE que son los menos degradados a las líneas centrales. Fig 11.5.

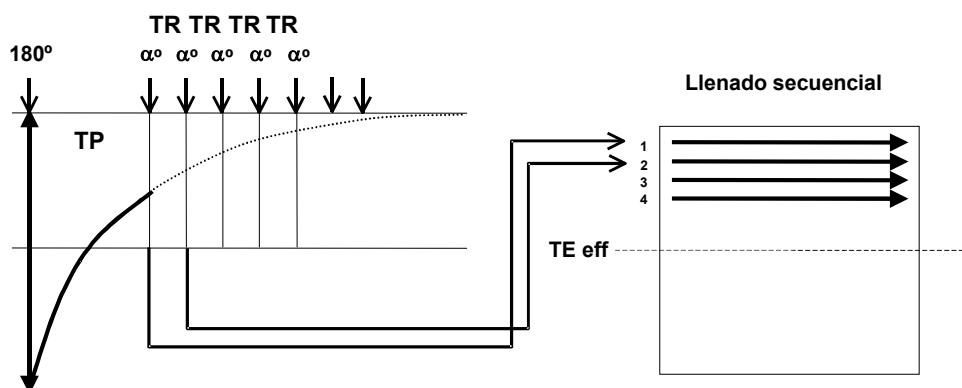


Fig 11.4. Secuencia MP_GRE con preparación en T1 y llenado secuencial.

Transcurrido el tiempo TP empieza la secuencia GRE con un pulso α y TR ultracortos. En cada TR se llena una línea del ESPACIO K de forma secuencial empezando por la periferia. La potenciación de la imagen dependerá del TE efectivo resultante que corresponde a las señales que llenan la parte central del ESPACIO K.

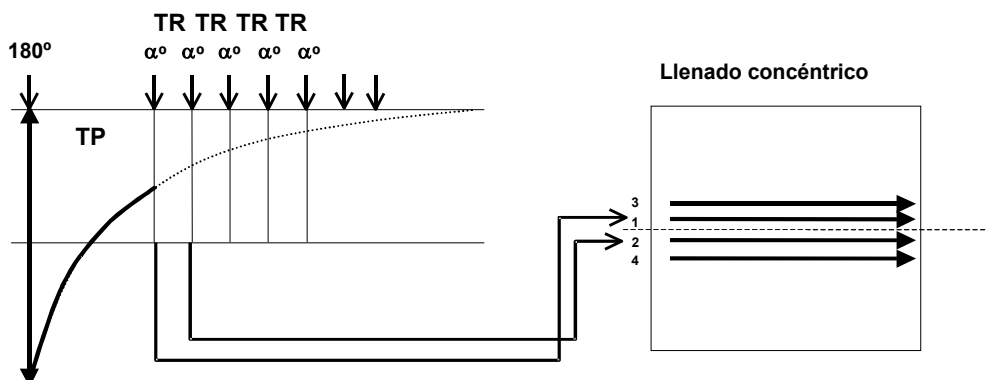


Fig 11.5. Secuencia MP_GRE con preparación en T1 y llenado concéntrico

En la Fig 11.6 se muestra un esquema de las secuencias MP-GRE con llenado concéntrico.

Otra forma de evitar la degradación por la pérdida de la preparación tisular es llenar el ESPACIO K con varias preparaciones tisulares. Es decir con una preparación tisular no llenar todo el ESPACIO K, sino tan solo n líneas y este módulo formado por la preparación tisular y el llenado de las n líneas se repetiría tantas veces como fuese necesario para llenar el ESPACIO K

El número de líneas que se llenarían con cada preparación tisular recibe el nombre de **TURBO FACTOR (T_F)**

En estas secuencias TURBO(T_F)_MP_GRE, para obtener una potenciación uniforme de la imagen, el ESPACIO K debe llenarse de forma segmentada para que siempre se envíe el mismo eco en la parte más central. En la Fig 11.7. se muestra el esquema de llenado de una secuencia TURBO_MP_GRE

SECUENCIA MP-GRE

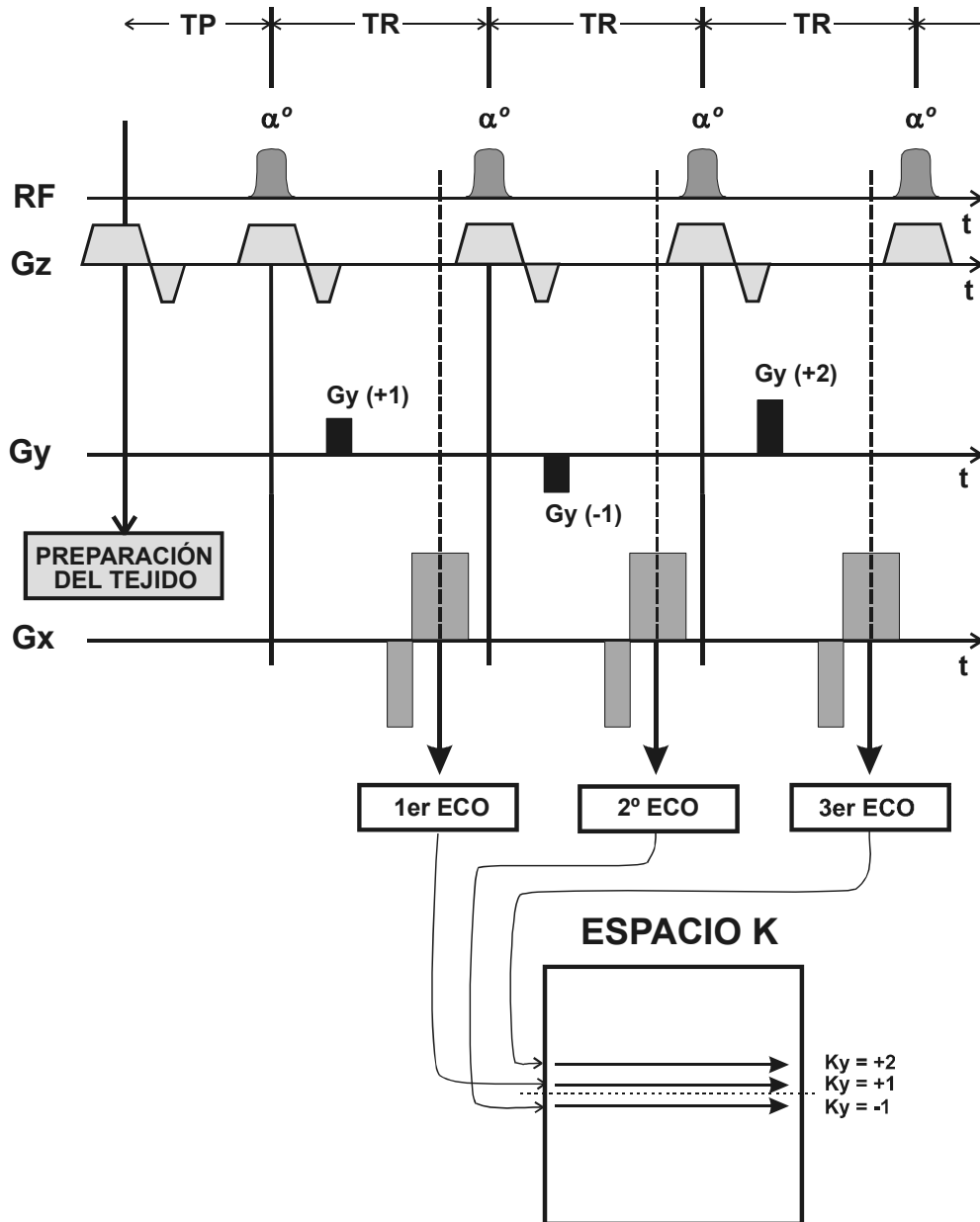


Fig 11.6. Esquema del llenado concéntrico del ESPACIO K en las secuencias MP-GRE

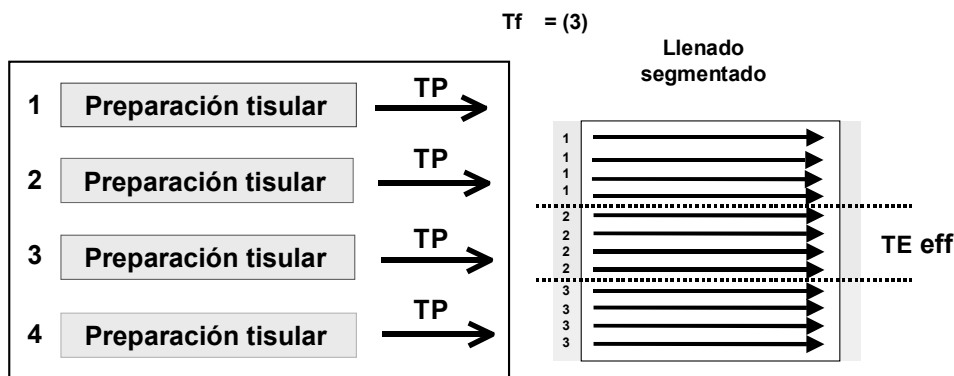


Fig 11.7. Llenado segmentado en una secuencia TURBO (3)_MP_GRE.
El ESPACIO K se llena en 4 preparaciones tisulares. En cada una se llenan 3 líneas.
El TE efectivo corresponde al segundo eco.

De esta forma trabajan todas las secuencias:

TURBO (Tf)_FAST_GRE,
TURBO(Tf)_FFE,

11.3. LAS SECUENCIAS EPI

Dentro de las secuencias que llenan el ESPACIO K con ecos de gradiente hay que considerar las que utilizan las técnicas **ECHO_PLANAR_IMAGING (EPI)** (ver Cap 10.4).

Las técnicas ECHO_PLANAR_IMAGING (EPI) representan una forma muy rápida de llenar el ESPACIO K. La trayectoria de llenado es en "zig-zag" y por tanto precisa gradientes que permitan estas alternancias. Pero además éstas tienen que ser muy rápidas ya que en cada alternancia se digitalizará un eco y éstos se recogen durante el desvanecimiento de la señal **dentro de un mismo TR.**

Las secuencias EPI después de la excitación inicial generan un TREN DE ECOS DE GRADIENTE (ECHO TRAIN LENGTH: ETL) dentro de un mismo TR.

Cada TR utilizado constituye un SHOT. En cada SHOT se llenan un ETL de líneas del ESPACIO K de forma alternante. Si el tren de ecos es suficiente para llenar todo el ESPACIO K recogeremos la imagen en un solo TR (Un SNAP/SINGLE SHOT). Si para llenar el ESPACIO K utilizamos varios TR, hablamos de una MULTISHOT EPI o una EPI SEGMENTADA. En las EPI SEGMENTADAS se indica el nº de SHOTS.

Las secuencias que hemos visto hasta ahora llenaban las líneas del espacio K en el mismo sentido, correspondiendo a la misma forma del gradiente de codificación de frecuencia (G_x) cuando la señal se digitaliza. Vimos en el capítulo 9 que el eco era digitalizado durante el segundo pulso de codificación de frecuencia (Readout lobe gradient). La forma de este pulso de gradiente se ha mantenido invariable en las secuencias hasta ahora estudiadas con valores positivos de G_x (+ G_x) lo que implica una digitalización de la señal ordenada (por ejemplo de izquierda a derecha sobre una línea del espacio K).

La idea que preside la secuencia EPI es ganar tiempo digitalizando la señal en ambos sentidos mediante gradientes de codificación de frecuencia bipolares. Una señal se leería en la parte $+G_x$ y la señal siguiente en la parte $-G_x$. Extrapolando esta idea se podría generar un gradiente de lectura oscilante ($+G_x, -G_x, +G_x, -G_x, \dots$) Ello implicaría un llenado en zig-zag del espacio K. Tal como se expuso en el capítulo 10.4., Existen diversos diseños de gradientes oscilantes que permiten este tipo de llenado. De entre ellos los más utilizados son los gradientes trapezoidales que realizan las alternancias mediante un tren de gradientes bipolares. (Fig 11.8).

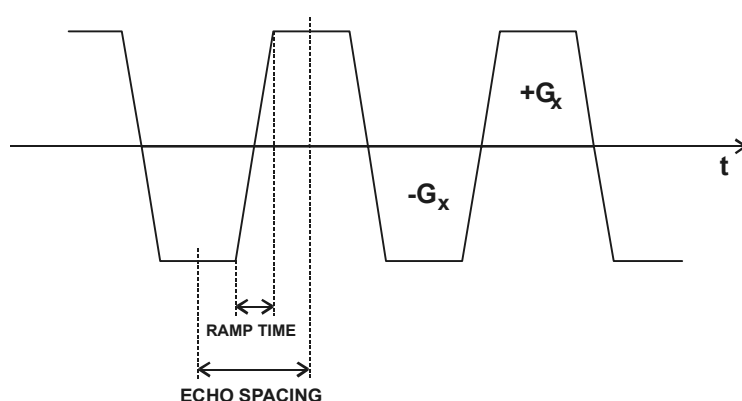


Fig 11.8.

Diseño del gradiente trapezoidal G_x en la secuencia EPI. Esta es constituido por una serie continua de alternancias ($+G_x, -G_x$) cada una de ellas de forma trapezoidal. Durante cada una de ellas se digitaliza un eco, lo que implica un llenado alternativo del espacio K en la dirección de codificación de frecuencia. El tiempo que separa el punto medio de cada alternancia se designa como ECHO SPACING. El tiempo entre el máximo negativo y el máximo positivo en una alternancia es RAMP TIME.

Cada eco que se genere tiene que leerse durante cada una de las alternancias del G_x , lo que implica un proceso de digitalización muy rápido utilizando BW de recepción muy amplias y unos ordenadores con suficiente rapidez para manejar toda la avalancha de información. Como el punto medio de cada eco se leerá en el medio de la alternancia de G_x , el tiempo que separa dos ecos consecutivos (**ECHO SPACING**) viene dado por el tiempo que separa los puntos medios de una alternancia ($+G_x, -G_x$).

La tecnología EPI representa una forma muy rápida de llenar el espacio K y por tanto una manera rápida de lograr una imagen. La potenciación dependerá de la forma inicial de excitar el tejido que en este caso actúa como una preparación tisular. Diferenciamos:

- Secuencias **SE-EPI**: Previo al llenado del ESPACIO K, se envía un pulso de 90° seguido de un pulso de 180° . De esta forma se disminuyen la influencia de las heterogeneidades magnéticas externas y se logran potenciaciones equivalentes a T1 y T2.

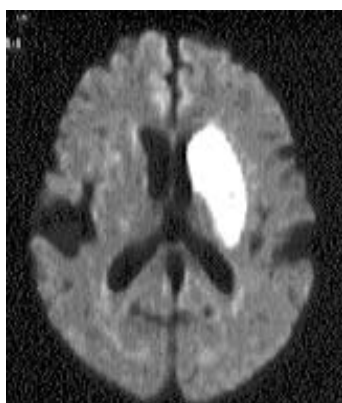
- Secuencia **GRE-EPI** (α° - EPI): Utiliza solamente un α° pulso en cada shot con lo que se potencian las imágenes en T2*. (Fig 11.9.).

- Secuencia **IR-EPI**: Permite contrastar las imágenes en T1 aplicando previamente una secuencia 180° - 90° - 180° .



*Fig 11.9.
Secuencia SS_GRE_T2*_EPI.
Single Shot GRE potenciada en T2
Con llenado EPI.
130 ms /imagen.
Resolución espacial: (1,8x1,8)mm²
Fijémonos que se ha suprimido la señal de la grasa (mediante saturación espectral) para evitar el artefacto de desplazamiento químico.
También se aprecian los artefactos de susceptibilidad magnética debidos a las interfases con los senos frontales.
RM_IDI_Hospital Vall d'Hebron
Barcelona.*

- Una de las aplicaciones de la rapidez que proporciona el llenado EPI, está en utilizarlo para obtener imágenes en momentos concretos, después de una verdadera preparación tisular. De esta forma el tejido puede prepararse en DIFUSIÓN, obtener imágenes de IR en un momento determinado de la relajación como la EPI-STIR o las EPI-FLAIR. (Fig 11.10)



*Fig 11.10.
EPI_DIFUSIÓN
420 ms /imagen (2,4 Hz)
Estudio de un infarto reciente
RM_IDI_Hospital Vall d'Hebron
Barcelona*

Las secuencias EPI presentan de forma intrínseca debido a su diseño, problemas de distorsión geométrica que la hacen muy sensible a las variaciones de susceptibilidad tisular. En efecto, a lo largo de la adquisición de los ecos, los spins sometidos a distintos campos magnéticos locales van acumulando progresivamente mayor desfase ya que no existe ningún pulso refasador de 180° a lo largo de todo el llenado del espacio K. Ello origina que la diferencia de frecuencias aparezca como un artefacto de distorsión en la dirección de la fase. Esto se hace muy evidente en las interfases de distinta susceptibilidad por ejemplo en la base del cráneo o en la periferia de las zonas aéreas.

El problema del desplazamiento químico entre el agua y la grasa origina una distorsión en la dirección de fase que obliga a realizar siempre en las secuencias EPI una saturación espectral de la grasa lo que implica dificultades en su utilización en campos bajos.

Una manera de disminuir los artefactos de distorsión geométrica debidos a la susceptibilidad es utilizar EPI MULTIPLE SHOTS O EPI SEGMENTADAS. En las que el espacio K se llena en varios TR (multiple shots) repitiendo la secuencia y variando ligeramente la codificación de fase en cada shot, logrando de esta forma, trayectorias sobre el espacio K ligeramente desplazadas en la dirección de fase, llenándose líneas distintas del espacio K (tal como se ha descrito en el capítulo 10.4. tomando como ejemplo de llenado el EPI BLIPPED MULTIPLE SHOTS) (Ver Fig 11.11)

Las secuencias EPI requieren poder configurar los gradientes de forma especial, lo que implica un consiguiente costo económico.

SECUENCIA GE - EPI SINGLE SHOT

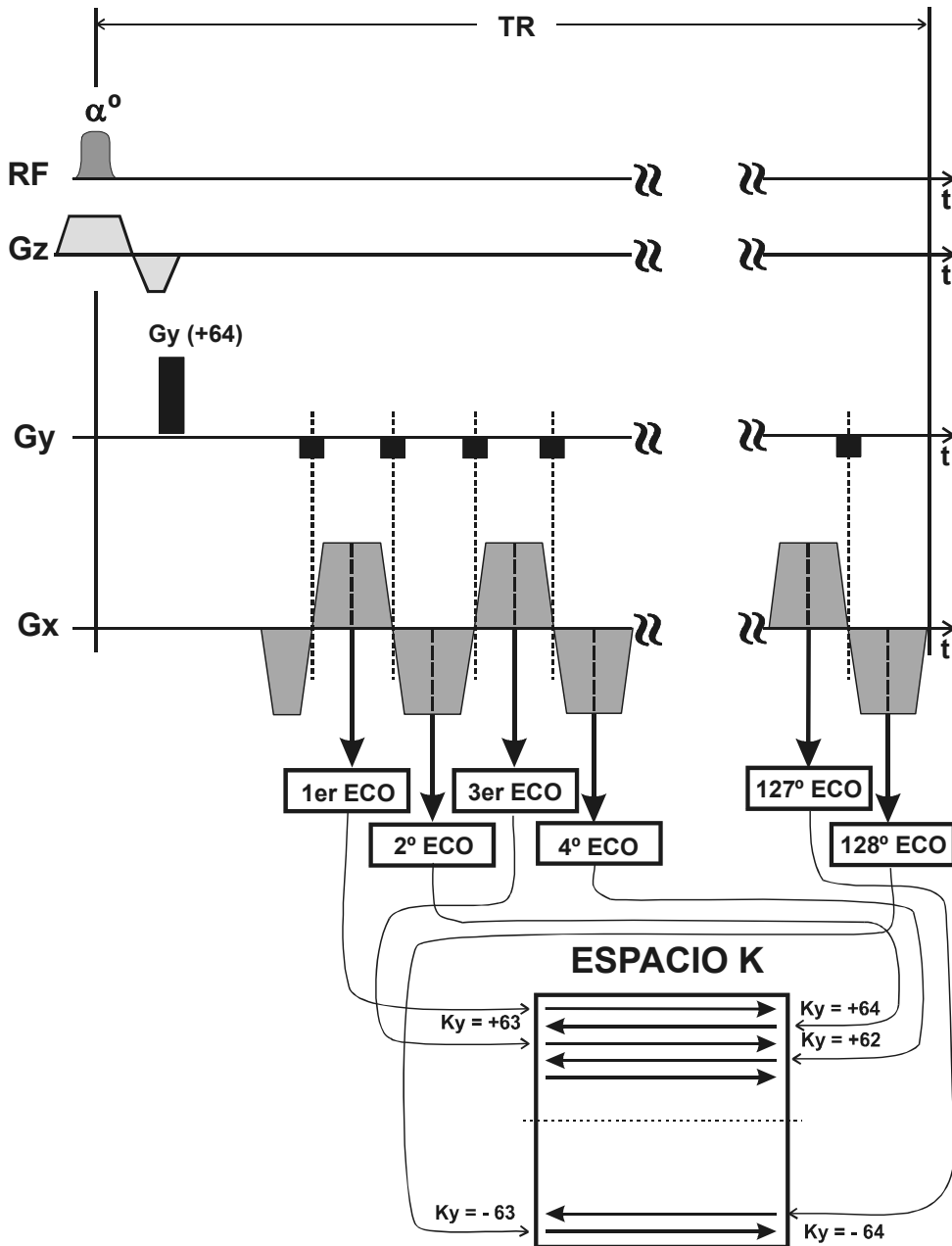


Fig 11.11.

Esquema de la secuencia SINGLE SHOT GRE EPI con llenado blipped del espacio K. Se ha considerado un ETL de 128.

Otros inconvenientes de las secuencias EPI son: su sensibilidad a los movimientos, los artefactos de flujo el ruido de los gradientes y la por ahora la baja resolución espacial en single shot que obliga a utilizar EPI segmentadas.

11.4. SECUENCIAS FAST/TURBO SE

Si tomamos de partida las Secuencia SE CLÁSICAS con un solo eco, el espacio K se llena "secuencialmente" una línea en cada TR. En la Fig 11.12. se muestra esquemáticamente la generación de los ecos y el llenado del espacio K.

SECUENCIA SE CLÁSICA

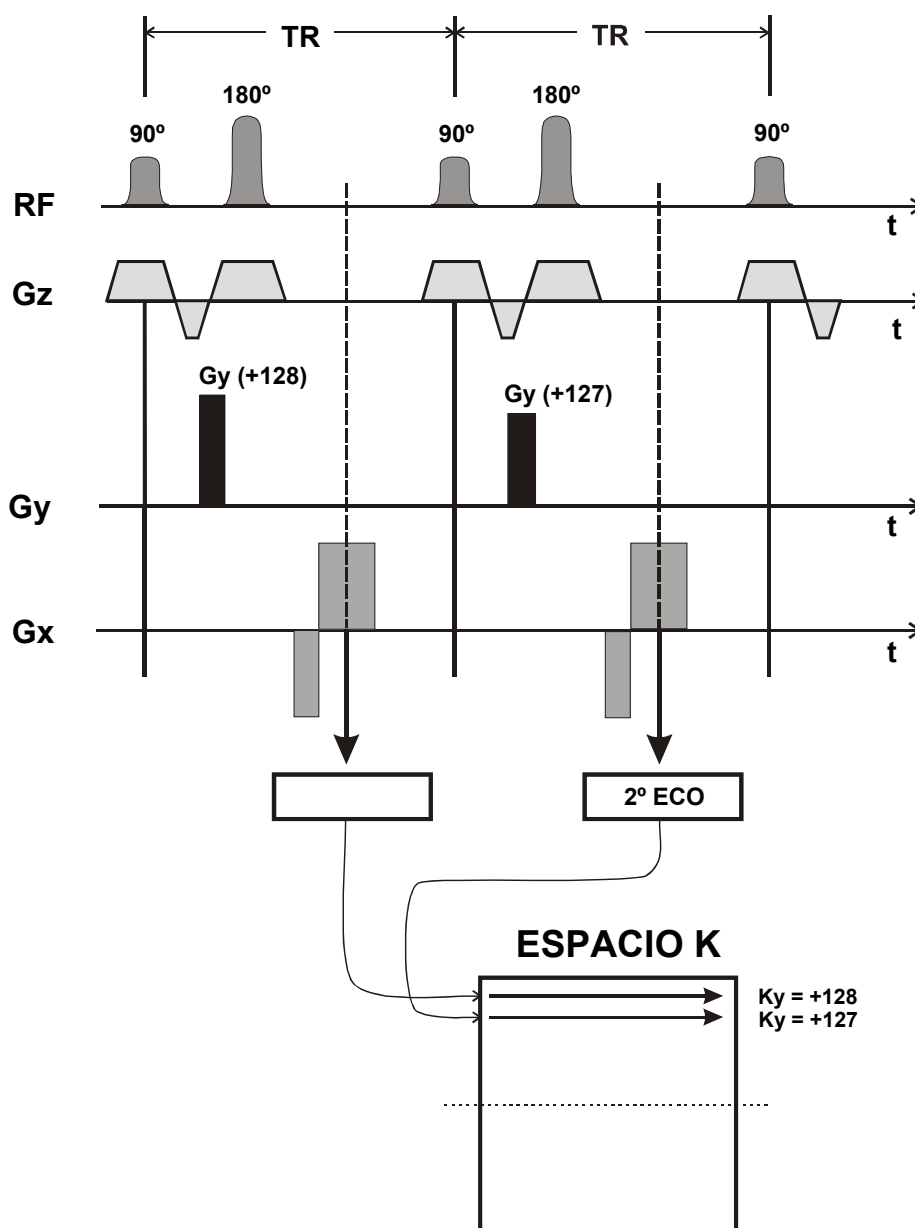


Fig 11.12: Esquema del llenado del espacio K en la secuencia SE clásica

Después de un pulso inicial que clásicamente es de 90° , se codifica el gradiente de fase (Gy) en su valor máximo (ó mínimo), por ejemplo el valor de +128 (matriz de 256x256). Con este valor se genera el primer eco (1er Eco) bajo el gradiente Gx. Con los valores digitalizados se llena la fila más externa ($ky=+128$) del espacio K. Una vez terminado el primer TR, el segundo eco codificado con el gradiente Gy (+127), llenará la línea $Ky= +127$ y así sucesivamente hasta cubrir todo el espacio K.

Por lo tanto las secuencia SE Clásica, se caracterizan por:

1. Obtiene los ecos mediante pulsos de RF de 180° (ecos de Spin o de Hahn)
2. Utilizan una codificación de fase Gy en cada TR.
3. Se llena una línea del espacio K en cada TR.
4. El espacio K se llena secuencialmente.

En las secuencias "clásicas" SE, el tiempo de adquisición (t) viene dado por (Ver Cap 9):

$$t = \text{DIM-FASE} \times \text{TR (ms)} \times \text{NEX}$$

Los "largos" tiempos de adquisición de esta secuencia clásica es su gran factor limitante.

Para rebajar los tiempos de adquisición, podríamos bajar el TR pero ello implicaría aumentar la potenciación de la imagen en T1, por tanto lo único que podríamos hacer para aumentar la rapidez en las secuencias SE clásicas sería realizar ciertas opciones permitidas en algunas secuencias como:

1. El uso de **NEX-FRACCIONADOS** que aprovechan las simetrías del espacio K (Ver Cap. 10.2).
2. Se puede también hacer una lectura más rápida de la señal de eco mediante **BANDWITH (BW)** anchas (Ver Cap 8.2.) (En esta secuencia no es importante)
3. También podemos disminuir la **DIM-FASE** de la matriz de adquisición, esto implica aumentar el tamaño del voxel para un mismo FOV, con lo que ganamos señal y podemos disminuir tiempo aunque perdemos resolución espacial. Para mantener la resolución espacial podemos utilizar **FOV-ASIMÉTRICOS** (Ver Cap. 10.3).

En la actualidad y a pesar de las secuencias rápidas, la secuencia SE clásica continua utilizándose rutinariamente para obtener imágenes potenciadas en T1, que implican TR cortos y por tanto tiempos de obtención cortos. Se adquieren tantos planos como permita el TR (capacidad multiplanar) (Fig 11.13).



Fig 11.13
 Secuencia SE clásica actual potenciada en T1
 TR = 400 ms, TE = 15 ms
 Resolución: $1.7 \times 1.7 \text{ mm}^2$
 12 imágenes en 3 m'
 RM_IDI_Vall d'Hebron
 Barcelona.

Las secuencias FAST/TURBO SPIN-ECO, recogen la idea de llenar varias líneas del espacio K en cada TR. Para ello, después de iniciar la secuencia con un pulso de 90° se generan una serie de pulsos consecutivos de 180° obteniéndose en cada uno de ellos un eco de spin (TREN DE ECOS). Para que cada eco se coloque en una línea distinta del espacio K se codifica mediante un gradiente de fase distinto (Fig 11.14)

SECUENCIA (FAST/TURBO) SE

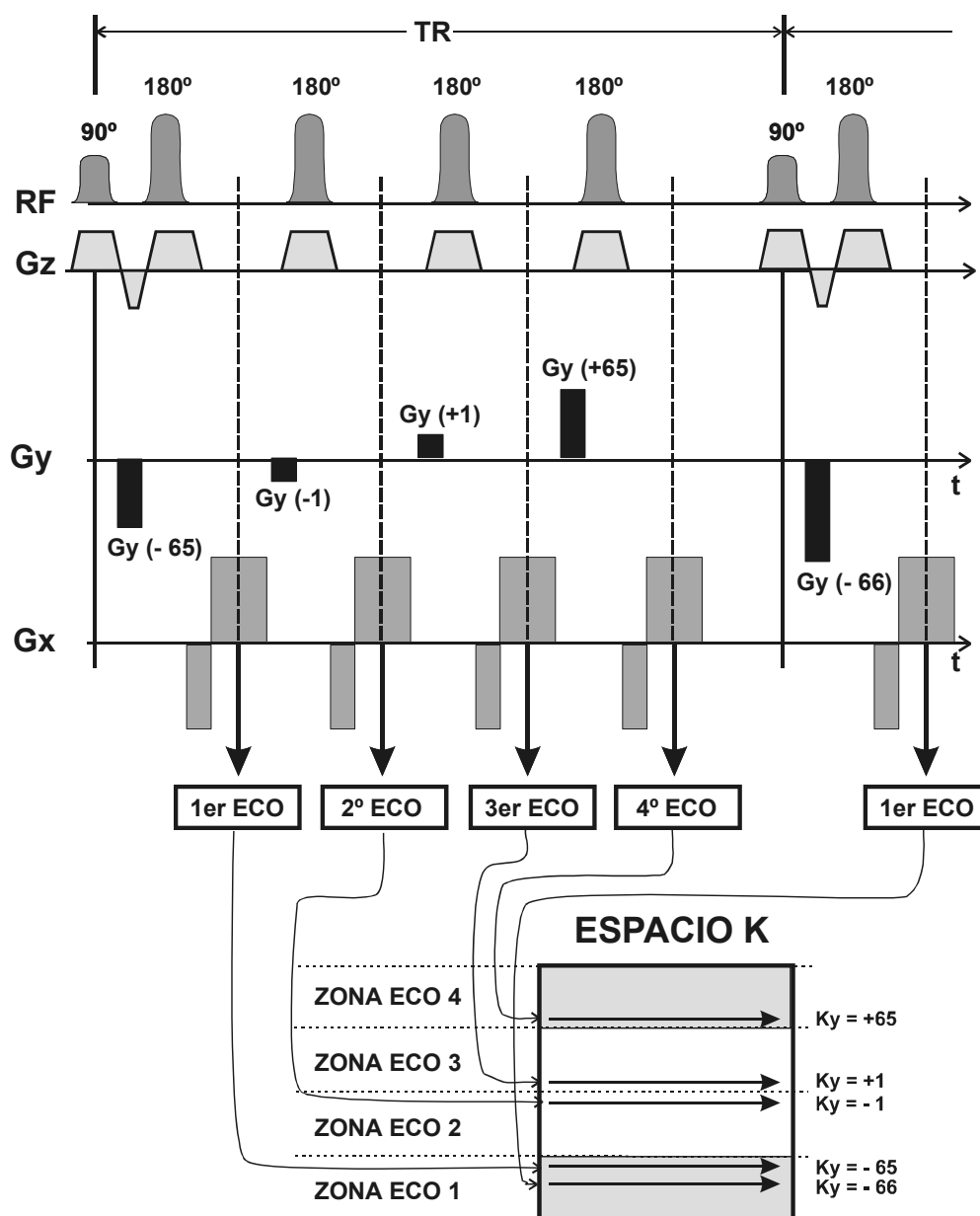


Fig 11.14: Esquema de llenado del espacio K en las secuencias (FAST/TURBO)SE. En esta secuencia para llenar un espacio K de dim-fase=256, se utiliza un tren de 4 ecos (ETL=4) por cada TR. El TE eff está entre el TE del Eco-2 y del Eco-3. El espacio K queda segmentado en 4 zonas.

El número de ecos utilizados en cada TR, se denomina **LONGITUD DE LA CADENA DE ECOS (ECHO TRAIN LENGTH: ETL)**. Es decir en cada TR se llenan ETL líneas del espacio K. Para llenar todo el espacio K se tendrá que repetir este módulo tantos TR como Dim-fase/ETL. El número de TR que se repiten para llenar todo el espacio K se conoce también como **nº de SHOTS**. Por ejemplo, si la matriz es de 128, el número de TR (nº de shots) será de 64 para un ETL de 2. Si el ETL es de 16, el número de shots es 8.

$$\text{ETL} \times \text{nº SHOTS} = \text{DIM-fase}$$

En las FAST SE el **ETL** algunas veces se le denomina también **TURBO FACTOR (Tf)**. La igualdad del significado estriba en que en las FAST SE, el Tf indica el número de líneas que se llenan en cada SHOT y en las TURBO_GRE el número de líneas que se llenan en cada preparación tisular. La diferencia es que en las TURBO_GRE cada línea corresponde a un TR, mientras que en la FAST SE, todas las líneas del ETL corresponden a un único TR.

El espacio K queda de esta forma **segmentado** en tantas zonas como indique el ETL. Cada zona contiene tantas líneas como el número de TR que se utilicen. Por lo tanto a cada zona le corresponde tantas codificaciones de fase como líneas. El gradiente de codificación de fase se programa de tal forma que los primeros ecos de cada TR los dirija a la misma zona (Zona del ECO-1), los segundos ecos a la zona del ECO-2 y así sucesivamente hasta llenar todo el espacio K. Los ecos que correspondan a las zonas centrales del espacio K darán la potenciación de la imagen y el TE será un TE intermedio al de los ecos de las zonas centrales. Por ello hablamos en las secuencias FAST/TURBO SE de un **TE efectivo (TE_{eff})**.

Actualmente podemos seleccionar el TE_{eff} que deseemos ya que el ordenador puede programar adecuadamente las codificaciones del gradiente de fase para que los ecos próximos al valor seleccionado se coloquen en la parte central del espacio K.

El tiempo de adquisición disminuye al aumentar el ETL :

$$t = \text{NA. TR. DIM-FASE} / \text{ETL}$$

Las secuencias rápidas FAST/TURBO SE son muy efectivas para lograr potenciaciones en T2 en tiempos equivalentes a los de las secuencias SE potenciadas en T1. Normalmente los TR son ultra-largos (Fig 11.15)



Fig 11.15.
 Secuencia Turbo(15)_T2_SE
 Factor turbo (ETL) : 15
 TR= 4100 ms
 TE_{eff} = 110 ms
 11 imag/ 2,5 m'
 RM_IDI_Hospital Vall d'Hebron.
 Barcelona.

Como ejemplo citaremos las secuencias:

TSE (TURBO SPIN ECHO: SIEMENS, PHILIPS)
FSE (FAST SPIN ECHO: GE)

Un aspecto característico de las secuencias TURBO-SE es que la intensidad de la señal de la grasa es mayor que en las secuencias SE Clásicas obtenidas con parámetros comparables. Ello es debido a que debido a la asimetría del entorno químico del H en las grasas (radicales $-CH_2-$ y $-CH_3$) existe una diferencia de frecuencias en la relajación de los núcleos de H que implica un desfase a lo largo de la relajación. Este desfase se corrige mediante los pulsos de 180° de la cadena de ecos implicando un incremento de señal.

Por tanto las secuencias TURBO/FAST SPIN-ECO se caracterizan por:

1. Obtener los ecos mediante pulsos de RF de 180° .
2. Inician cada TR con un pulso de 90° .
3. Dentro de cada TR se generan una serie de Ecos (ETL: Tf)
4. Utilizan una codificación de fase Gy distinta antes de cada Eco.
5. En cada TR se llenan varias líneas del espacio K (ETL)
6. El espacio K se llena de forma segmentada.

Si en una secuencia FAST SE, el ETL es igual a la Dim-fase, todo el ESPACIO K se llena con un solo TR. Utilizamos un solo shot para obtener la imagen. Uno de los primeros intentos de llenado del espacio en un solo TR, fue la secuencia **RARE** (RAPID ACQUISITION WITH RELAXATION ENHANCEMENT) diseñada por J. Henning. En esta secuencia, partiendo de un pulso excitador inicial de 90° se generaban un tren de ecos por pulsos de 180° a los que previamente se imponía codificaciones de fase distintas. El decay de la señal en tiempos muy cortos y la duración obligada del pulso de 180° , hacia que en pocos ecos ya no hubiese señal suficiente (máximo ETL de 64).

Con la mejora tecnológica de los gradientes, la secuencia **RARE** ha dado origen a las actuales **SINGLE SHOT (FAST/TURBO) SPIN ECHO (SSFSE)** que aprovechando TE ultracortos puede trabajar tiempos de adquisición de 1 s por imagen. .

Una variedad consiste en aprovechar la simetría del espacio K y utilizar un tren de ecos que llenen tan sólo un poco más de la mitad.

Esto ha dado origen a las secuencias

SINGLE SHOT FAST SPIN ECHO (SSFSE) CON HALF FOURIER y a la
HASTE (HALF FOURIER SINGLE TURBO SPIN ECHO).

Se utilizan en las exploraciones neurológicas en pacientes no colaboradores o en estudios neurológicos fetales. En la Fig 11.16. se muestra el diagrama de la secuencia HASTE con llenado desde la periferia

El inconveniente de las secuencias FSE es el depósito energético (SAR) debido a la utilización de los pulsos de 180° lo que representa una limitación en estas secuencias. Por ello las secuencias 3D.basadas en la FSE se utilizan poco o bien sobre FOV muy reducidos (por ejemplo oído interno)

SECUENCIA SINGLE SHOT HALF SE

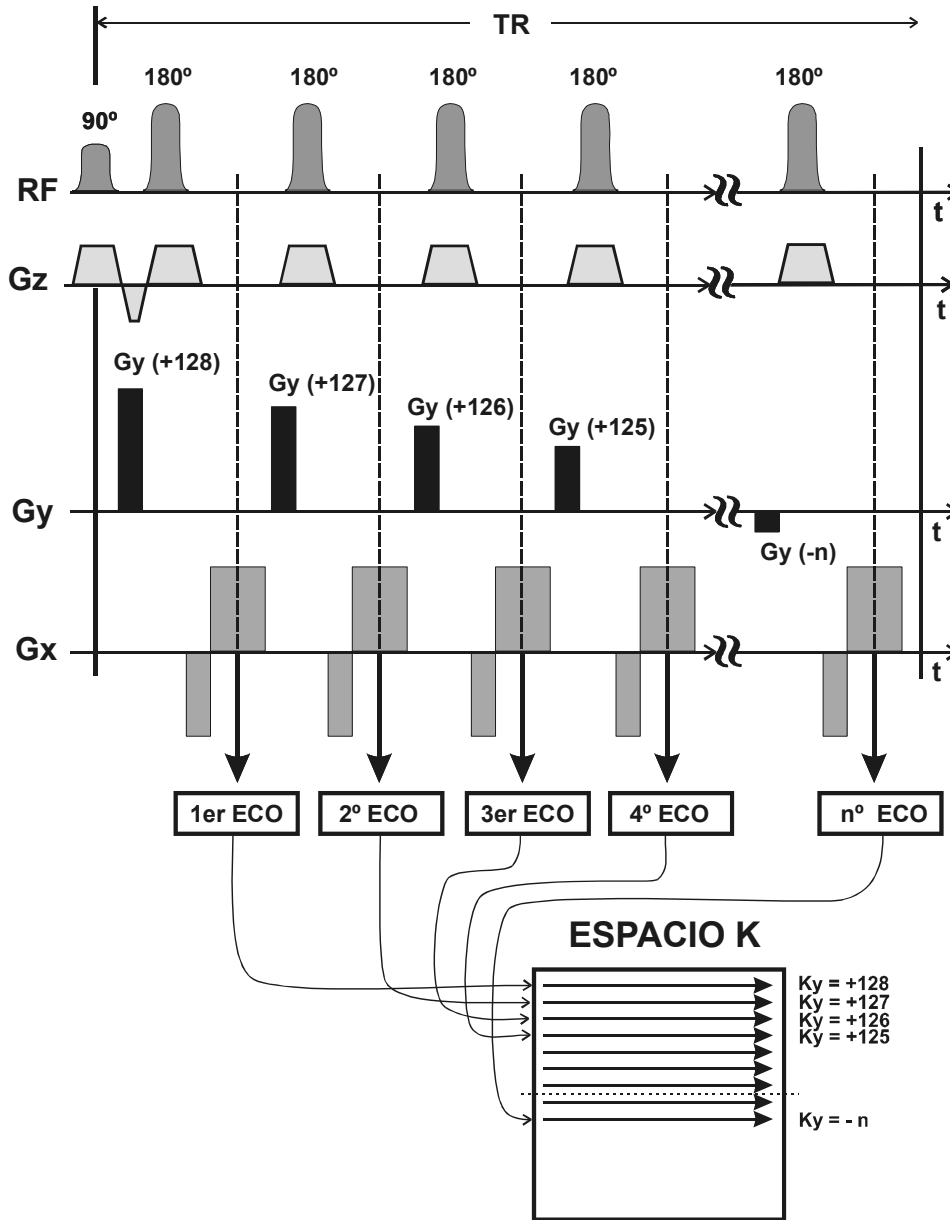


Fig 11.16.: Esquema de llenado del espacio K en una secuencia (SINGLE/SNAP) SHOT (FAST/TURBO) HALF SE: HASTE con llenado desde la periferia.

11.5. SECUENCIAS HÍBRIDAS: GRADIENT_SPIN_ECHO (GRASE,GRSE)

Las secuencias denominadas HÍBRIDAS (GRADIENT SPIN ECHO: GSE, GRASE), combinan la obtención de ecos de spin, con la obtención de ecos de gradiente dentro de un mismo TR. Unas líneas del ESPACIO K se llenan con ecos de spin y otras con ecos de gradiente. Las secuencias HÍBRIDAS presentan la ventaja de disminuir los artefactos de susceptibilidad que presentan las secuencia EPI y disminuir los tiempos de las secuencias FAST SE, al sustituir pulsos de spin por pulsos de gradiente de obtención mucho más rápida.

En las secuencias HÍBRIDAS SINGLE SHOT todo el ESPACIO K se llena en un único TR. Su estructura es la misma que la SINGLE SHOT SPIN ECHO, un pulso de 90° inicial seguido de un tren de pulsos de 180° de refase, pero intercalando ecos de gradiente. Estos ecos de gradiente se disponen simétricamente alrededor de los ecos de spin, definiéndose en la secuencia GRASE un **módulo** que se va repitiendo a lo largo de la secuencia, formado por el/los ecos de gradiente previos, el eco de spin y el/los ecos de gradiente posteriores (Fig 11.17).

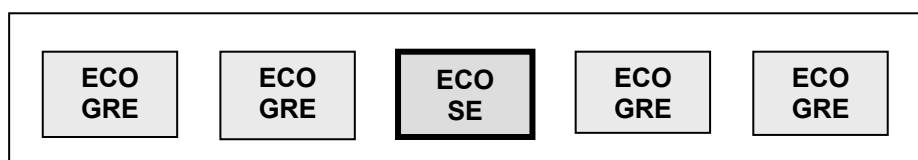


Fig 11.17.

Módulo de 5 ecos (Factor EPI) de una secuencia GRASE formado por cuatro ecos de gradiente simétricamente distribuidos alrededor de un eco de spin.

El número de ecos de gradiente en cada módulo es bajo debido a que tienen que intercalarse entre los ecos de spin. Suelen ser dos, cuatro o seis, distribuidos simétricamente antes y después del eco de spin. El número de ecos en cada módulo es impar y se conoce como **FACTOR EPI** (Ef).

El número de líneas que se llenan en cada SHOT (en un TR) equivaldrá al **FACTOR TURBO** (Tf) que será igual al nº de ecos de spin (= nº de módulos) por el factor EPI.

En las MULTISHOT GRASE se indica el factor turbo.

Estas secuencias están configuradas de forma que se produce un reordenamiento del ESPACIO K, poniendo en el centro del espacio K los ecos de spin. Esto se logra programando los valores del gradiente de codificación de fase. Para ganar tiempo suelen también emplearse gradientes de codificación de frecuencia alternantes lo que permite un llenado en zig-zag del ESPACIO K digitalizándose todos los ecos de spin en un sentido y los ecos de gradiente en las otras alternancias (de aquí el nombre de factor EPI). En la Fig. 11.18. se muestra el diagrama de una secuencia GRASE con un EPI FACTOR de 3, indicando que en cada módulo de la secuencia híbrida se generan 3 ecos uno (uno de spin y dos simétricos de gradiente).

Una de las grandes ventajas es que pueden enviarse los ecos de spin a la parte central del ESPACIO K y los de gradiente a la periferia con lo que logramos potenciar la imagen en T2 (Fig 11.19) similar a las FAST SE pero obtenidas de forma más rápida. Otra de las ventajas es que puede realizarse esta secuencia con gradientes “convencionales”. Aunque no son tan rápidas como las EPI, no tienen tantos problemas de susceptibilidad y no precisan saturación espectral de grasa.

SECUENCIA SINGLE SHOT GRADIENT SPIN ECHO

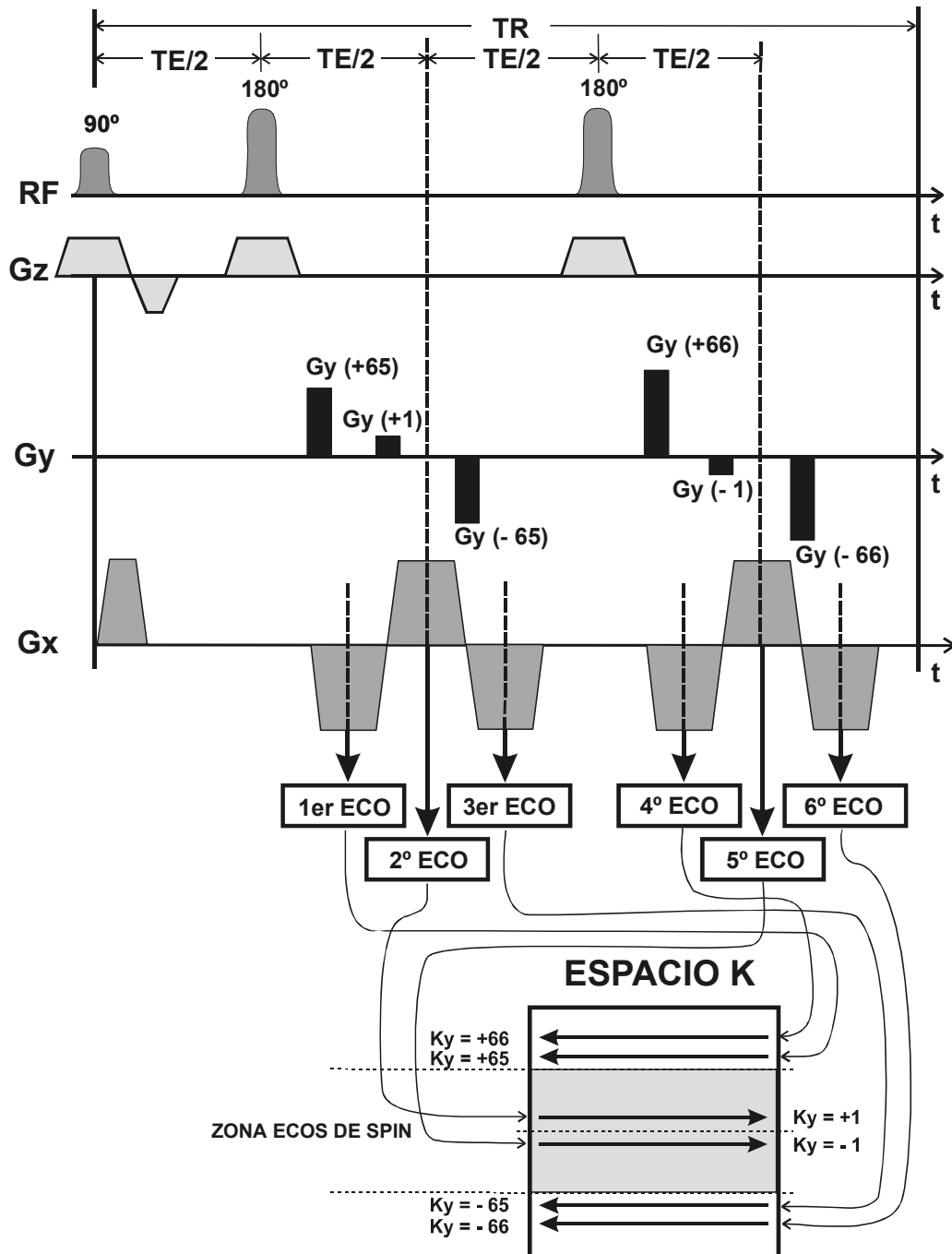


Fig 11.18.:

Secuencia GRADIENT SPIN ECHO (GRASE) SINGLE SHOT de 6 líneas con un EPI-FACTOR de 3. Los dos ecos de spin se ordenan en el centro del espacio K, con lo que se consigue una potenciación en T2.

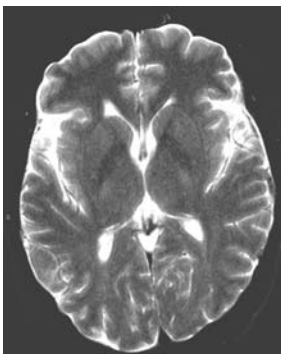


Fig 11.19.
 Secuencia TURBO (69) T2_GRASE
 Factor EPI:3
 Nº Ecos de Spin = 23
 Nº Ecos de Gradiente = 46
 TE eff = 115 ms
 21 imágenes en 1m 21 s

RM_IDI_Hospital Vall d'Hebron.
 Barcelona.

En una HÍBRIDA GRASE SINGLE SHOT, si el EPI-factor es igual a 1 quiere decir que en cada módulo se obtiene un solo eco que corresponde a un eco de spin. No se obtienen ecos de gradiente y nos encontramos con una secuencia SINGLE SHOT (FAST/TURBO) SPIN ECHO.

11.6. AVANCES EN LAS SECUENCIAS IR

A pesar de su buen contraste en T1, las secuencias clásicas IR fueron dejadas aparte por consumir demasiado tiempo y tan solo se utilizaron para anular la señal de la grasa en secuencias STIR (ver Cap 5.2.). La utilización de técnicas rápidas de llenado del espacio K mediante TURBO/FAST GRE o EPI han revitalizado las técnicas IR explotando la característica de que después del pulso inversor de 180° durante la relajación, todo tejido presenta un tiempo (Tiempo de inversión : TI) en que su señal es nula. En este momento si con las técnicas de llenado rápido del Espacio K obtenemos una imagen, el tejido quedará anulado. El pulso inversor inicial actúa de esta forma como preparación tisular previa. Cada tejido presenta un tiempo TI característico que depende básicamente del tejido y del campo magnético

Esta es la base del actual auge de las técnicas rápidas de anulación de la señal grasa (**FAST/TURBO**) / **EPI STIR** . Por ejemplo, con un factor turbo de 33 obtener del orden de 11 imágenes con supresión grasa (TI=140 ms en 1,5T) en tiempos de respiración suspendida.

Mención especial en neuroimagen es el auge de las secuencias que adquieren sobre el punto nulo de señal de los líquidos después de un pulso inversor: Las (**FAST/TURBO/EPI FLAIR**) (Fluid Attenuated IR), Estas secuencias se han incorporado en los exámenes de cabeza rutinarios por la gran sensibilidad a las lesiones periventriculares al quedar el LCR sin señal. Por ejemplo después del pulso inversor inicial de 180 se espera un tiempo de inversión TI para que la relajación longitudinal del LCR pase por el punto nulo (función del campo magnético). En este instante se llena el espacio K de forma rápida con una técnica FAST SE o EPI. Si se utiliza un tiempo TE_{eff} (desde el comienzo de la adquisición al punto central del espacio K) suficientemente largo puede potenciarse la imagen en T2 (llenado FAST SE , RARE o HASTE) o T2* (llenado EPI). (Fig.11.20).



Fig 11.20.
 Secuencia EPI_FLAIR
 Secuencia Fluid Attenuated Inversion Recovery

RM_IDI Hospital Vall d'Hebron.
 Barcelona.

También podemos utilizar dos pulsos inversores de forma secuencial para anular selectivamente la señal de dos estructuras, seguidos de una técnica rápida de llenado del espacio K. De esta forma aparecen las secuencias Doble (o Triple) Inversión-Recuperación Fast SE (**DIRFSE**, **TIRSE**)

Los pulsos inversores se van utilizando cada vez más como método de preparación previa a una adquisición rápida. En las técnicas de Angiografía con sangre negra (**Black Blood ARM: BBARM**).

Otra forma de utilizar los pulsos de inversión es como marcadores del H de la sangre en el cálculo de flujo. Así en la técnica **STAR** (Signal Targeting with Alternating Radiofrequency) se envía un pulso inversor sobre los H de la sangre que se desplaza hacia un determinado plano. En el plano de destino, la diferencia de señal entre los spins no marcados y los que llegan es función del flujo del cual depende el tiempo de recuperación de la señal longitudinal. Esta técnica utilizada en cálculos de perfusión sin contraste se acompaña de técnicas rápidas de llenado del espacio K en el punto de destino como la EPI dando lugar a secuencias **EPSTAR**.

También en estudios de perfusión del flujo cerebral se utiliza la diferencia entre dos obtenciones una con un pulso no selectivo de 180° y otra con un pulso selectivo en el plano de estudio. En esto se basa la secuencia **FAIR** (Flow Sensitive Alternating Inversion Recovery).

11.7. VISIÓN ESQUEMÁTICA DE LA EVOLUCIÓN DE LAS PRINCIPALES SECUENCIAS EN IRM.

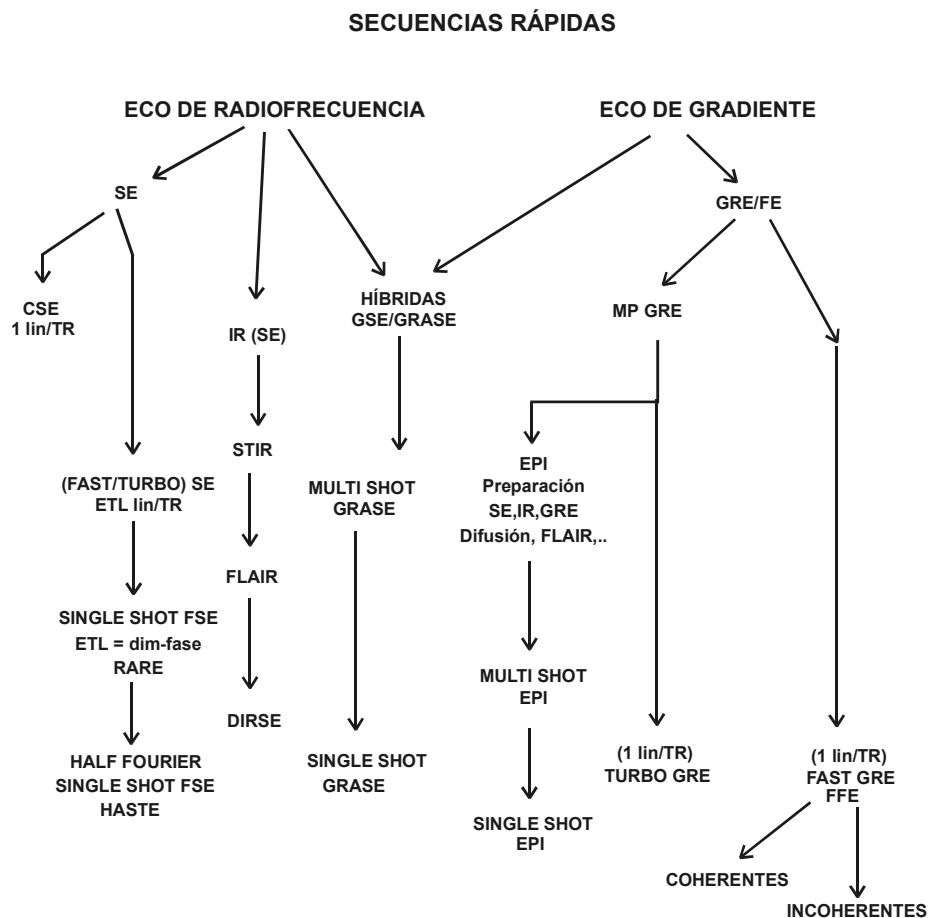


Fig 11.21.: Diagrama esquemático agrupando diferentes secuencias

Como resumen de síntesis hasta aquí, en la Fig 11.21. se muestra un esquema de la relación de las secuencias más utilizadas.

El punto de partida es que por más sofisticada que sea la secuencia, el eco que va a llenar una línea del espacio K, únicamente puede generarse mediante una emisión de radiofrecuencia (Eco de Spin) o mediante un gradiente bipolar (Eco de Gradiente). Esto nos permite agrupar las secuencias en IRM en tres grandes grupos:

- a) Familia SE
- b) Familia GRE
- c) Secuencias Híbridas

Las secuencias IR se colocan, bajo este punto de vista, como un apartado de las secuencia SE ya que llenan el espacio K con un eco de radiofrecuencia (SE) de tiempo de eco corto.

11. 8. EL CONTROL DE LAS SECUENCIAS MEDIANTE LA IMAGEN: LOS NAVIGATORS Y LOS TRACKING ECHOS.

Una nueva generación de técnicas de exploración controlan el llenado del espacio K mediante una señal que proviene de un volumen de interés seleccionada previamente. La señal de este volumen se obtiene en forma de eco. Estos ecos permiten la monitorización de la señal durante toda o parte de la exploración. A partir de estos ecos guía o "navigator echos" la señal recogida en la secuencia es admitida o no para formar la imagen aceptando unos intervalos de tolerancia que pueden variarse. El conjunto forma una secuencia en la que previa a la obtención de la señal se intercalan los "navigator echos". Es por tanto una secuencia dirigida mediante ecos de navegación. Por otro lado los ecos admitidos por el rango de tolerancia pueden dirigirse según queramos a determinadas zonas del espacio K.

La utilización de ecos de navegación permite reducir los artefactos debidos al movimiento del paciente o al movimiento consecuencia del flujo del LCR.

Las secuencias actuales están dirigidas a controlar mediante **ecos rastreadores** la señal que llega de una región de interés. Mediante secuencias tipo GRE con una resolución temporal del orden de los ms, puede obtenerse una señal de la intensidad de esta zona o generar una imagen con resolución espacial suficiente (**escópia por RM**) lo que permite un seguimiento en tiempo real de la señal o de la imagen.

11.9. Técnicas de ADQUISICIÓN EN PARALELO (Parallel Imaging, Partial Parallel Acquisition: PPA, iPAT)

Una hecho común a todas las secuencias rápidas mencionadas hasta aquí, es que aunque el ESPACIO K puede llenarse siguiendo diversas trayectorias, siempre se adquiere una única línea bajo una codificación de fase. A partir del año 2001 se han comercializado nuevas técnicas de adquisición de la imagen RM que acortan los tiempos de obtención disminuyendo el número de codificaciones de fase sin reducir la resolución espacial.

La base de estos nuevos métodos es la utilización de varias antenas para captar simultáneamente la señal relajación. La señal inducida a la vez en las antenas son aprovechadas para llenar varias líneas del espacio K. Por tanto estas técnicas sustituyen el llenado de líneas del Espacio K mediante codificaciones fase (que implican tiempo) por procesos matemáticos sobre las señales obtenidas de varias antenas. Equivale a llenar a la vez varias líneas del espacio K con cada codificación de fase. De aquí el nombre de **SECUENCIAS EN PARALELO (PAT : Parallel Acquisition Techniques)**

La utilización de menos codificaciones de fase implica menos tiempo. La complejidad técnica implica tener varias antenas conectadas formando lo que constituye una **estructura en array de antenas** para captar simultáneamente la relajación del voxel y una **recepción multicanal** que lleve las señales para su proceso matemático.

Para poder realizar la imagen a partir de las señales generadas en las diversas antenas se tiene que conocer la proporción con que cada señal interviene. Según el lugar en que se origine, será captada por una antena determinada con una eficacia que dependerá de multitud de factores (forma y orientación de la antena, situación del voxel,...etc) todas estas variantes quedan resumidas conociendo el **perfil de sensibilidad de la estructura de antenas** que depende del tipo de antenas y de la configuración geométrica en que queda el montaje.

La ganancia en el aprovechamiento de la señal puede utilizarse para mejorar la resolución temporal, la resolución espacial, reducir los artefactos, disminuir el depósito calórico,... Todo ello redundará en un mayor confort en la exploración. La reducción en los tiempos de adquisición se cuantifica mediante un "**factor de aceleración o factor PAT**" que depende del número de líneas que no se adquieren directamente en el espacio K, es decir del número de codificaciones de fase que no se utilizan. El factor de aceleración por lo general está limitado por el número de canales de los montajes en array.

La tecnología en paralelo no representa secuencias nuevas, sino un proceso matemático basado en los perfiles de sensibilidad de los montajes en array y en la detección multicanal. A medida que evolucione la tecnología va a utilizarse cada vez con mayor número de secuencias.

Todos estos métodos requieren información sobre **los perfiles de sensibilidad de la configuración de antenas** utilizadas en la exploración. Esta información puede obtenerse bien en una adquisición de pocas líneas previa a la secuencia bien integrada como líneas en la propia secuencia (autocalibración). Como puede asumirse que los perfiles de sensibilidad de las antenas varían poco en el espacio durante la exploración. Es suficiente adquirir los mapas de sensibilidad con poca resolución con lo que la obtención de los perfiles implica poco tiempo adicional. La autocalibración permite corregir automáticamente las variaciones geométricas debidas a movimientos entre las secuencias.

Existen varias técnicas basadas en la idea PAT. Las agruparemos en dos apartados según el proceso matemático se realice antes (**Técnicas PAT en el dominio del espacio K**) o después del llenado del espacio K (**Técnicas PAT en el dominio del espacio imagen**) previo a la imagen final.

11.10.1. Técnicas PAT en el dominio del espacio K (o en el dominio de frecuencias)

Utilizan la información de los perfiles de sensibilidad del array antes de la transformación de Fourier llenando líneas del espacio K mediante cálculos matemáticos
Señalemos dentro de este grupo las técnicas

SMASH (Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonic)
AUTO-SMASH (self calibrating technique for SMASH)
DV AUTO-SMASH (Variable density AUTO_SMASH)
GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition)

En la Fig 11.22 se muestra un esquema de como operan estas técnicas utilizando como ejemplo dos antenas.

El principio básico es añadir líneas calculadas en el espacio K a partir de la información de los perfiles de sensibilidad y antes de la reconstrucción final.

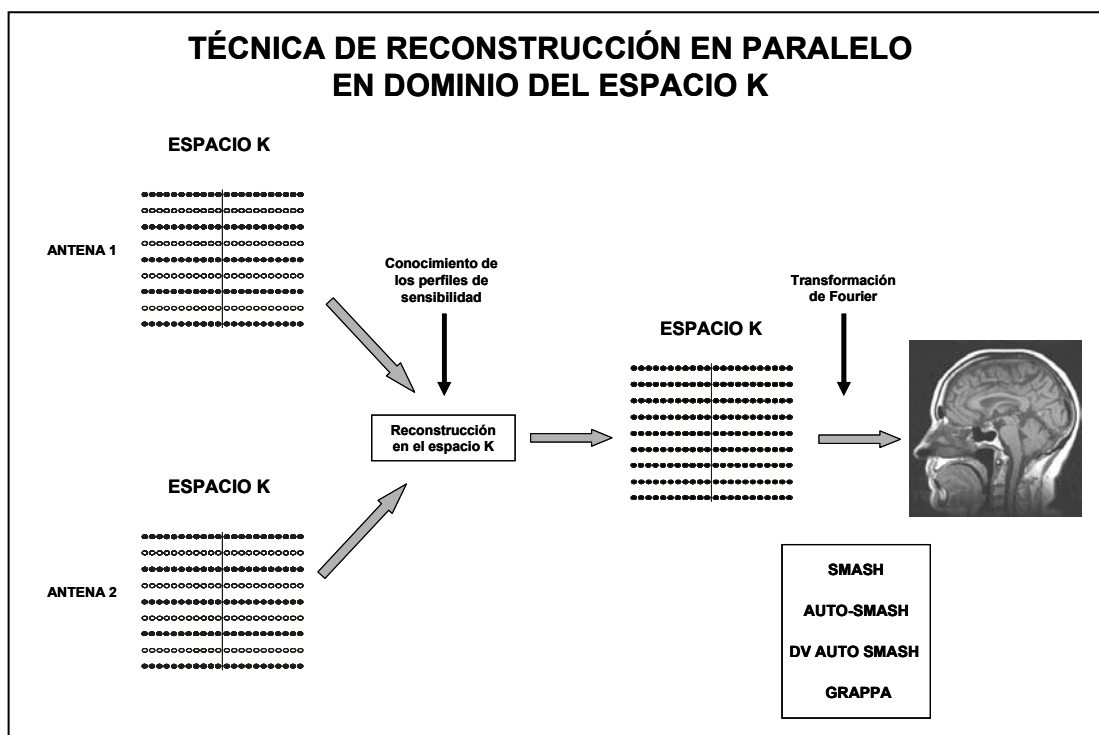


Fig 11.22. Diagrama de una técnica en paralelo en el dominio frecuencial.

A partir de la antena 1 se llena el espacio k con menor número de ecos y por tanto menor número de codificaciones de fase de lo que sería necesario. Pero al mismo tiempo se obtiene a través de una segunda antena el mismo número de ecos. Por ejemplo si fuese un factor de aceleración 2 (PAT 2) solamente cada dos ecos se tendrían en cuenta. En un segundo paso mediante el conocimiento de los perfiles de sensibilidad se calculan las líneas del espacio K, no adquiridas. Estas líneas del espacio K se deducen mediante combinaciones lineales de las líneas adyacentes. Una vez completado el Espacio K se realiza la transformación de Fourier para obtener la imagen.

La **SMASH** (Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonic) Introducida en 1997 ⁽¹⁾, utiliza combinaciones lineales de las señales obtenidas en las antenas. Inicialmente esta tecnología implicaba una especial distribución de las antenas receptoras en la estructura de forma que los perfiles de sensibilidad de las antenas adquirirían formas sinusoidales lo cual generaba armónicos de la señal, lo que permitía llenar las líneas del espacio K a partir de las líneas próximas adquiridas. Las líneas del ESPACIO K que se llenan son equidistantes. Actualmente las imágenes pueden obtenerse en cualquier orientación y con geometrías de coils arbitrarias, pero hay que obtener previamente la contribución de **los perfiles de sensibilidad de las antenas** en cada punto. Para ello hay que proceder a la calibración que suele realizarse en bloque al principio de la exploración. También pueden utilizarse técnicas que aproximan al perfil de sensibilidades mediante autocalibración sobre un perfil de sensibilidad interno de referencia.. Estas técnicas conocidas como una **AUTO-SMASH** permiten llenar el espacio K de forma variable, calculándose un mayor número de líneas sobre la parte central.

Pueden llegarse a resoluciones espaciales de $(0,7 \times 1) \text{ mm}^2$ con resoluciones temporales de 70 ms/imagen (14,2 Hz) con 6 coils ⁽²⁾

¹ Sodickson D.K. y Manning W.J. *Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radiofrequency coil Arrays.* **MRM 38 (4):591-603. 1997**

² SODICKSON D.K. y col. **MRM Auguts 2000. 44(2): 243-251**

11.10.2. Técnicas PPA en el dominio del espacio imagen

Utilizan la información de los perfiles de sensibilidad para reconstruir la imagen final partiendo de las imágenes obtenidas por las distintas antenas. Cada una de estas imágenes se ha obtenido llenando parcialmente el espacio K ya que se han utilizado menos codificaciones de fase. Las imágenes obtenidas aparecerán con FOV rectangulares y artefacto de doblamiento debido a utiliza llenados parciales del Espacio K. Conociendo los perfiles de sensibilidad de la estructura de antenas utilizadas conocemos en cada posición del espacio la contribución de cada una de las antenas ello permite reconstruir la imagen final sin artefacto. Señalemos dentro de este grupo las técnicas:

SENSE (SENSitivity Encoding)

mSENSE (modified SENSE)

ASSET (Array Spatial Sensitivity Encoding Technique)

PILS (Partial Parallel Imaging with Localized Sensitivities)

SPACE RIP (Sensitivity Profiles from an Array of coil for Encoding and Reconstruction in Parallel)

En la Fig 11.23 se muestra un esquema del funcionamiento de esta técnica mediante dos antenas.

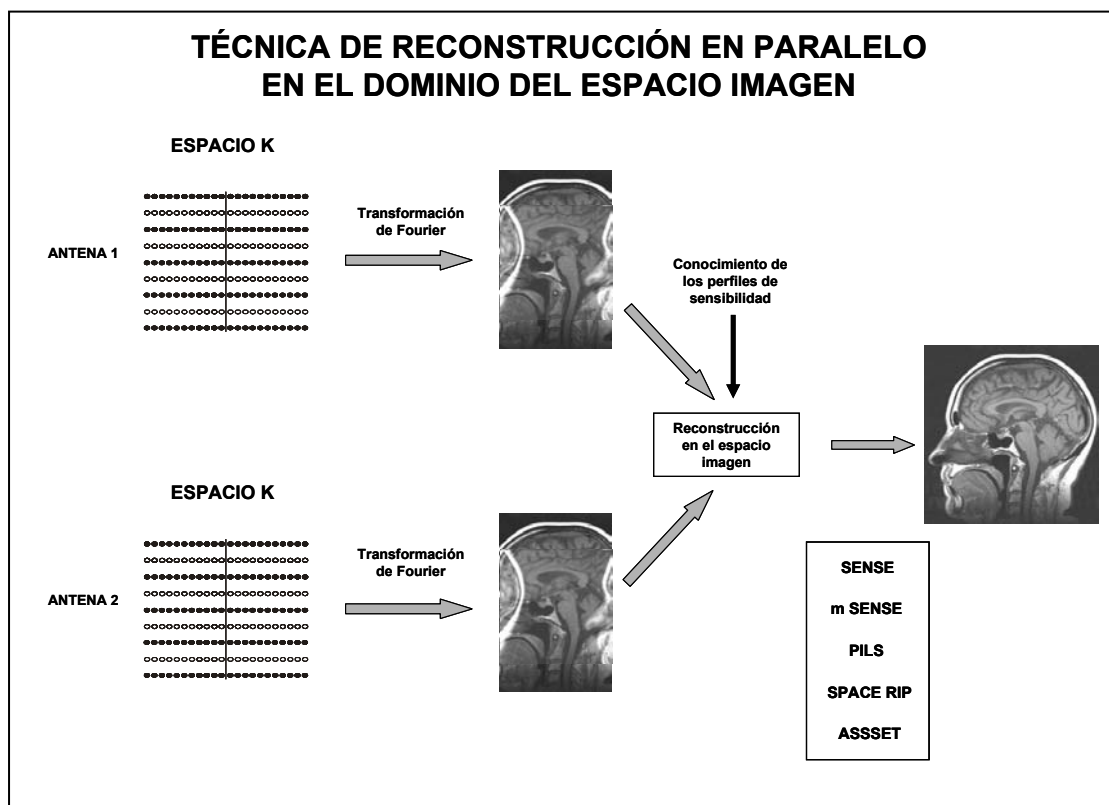


Fig 11.23 Diagrama de una técnica en paralelo en el dominio imagen.

A partir de la antena 1 se llena el espacio k con menor número de ecos y por tanto menor número de codificaciones de fase de lo que sería necesario. Pero al mismo tiempo se obtiene a través de una segunda antena el mismo número de ecos. Por ejemplo si fuese un factor de aceleración 2 (PAT 2) solamente cada dos ecos se tendrían en cuenta. Si se obtiene la imagen de los espacio K parcialmente llenados implica obtener una imagen con FOV rectangular y artefacto de doblamiento. En un segundo paso mediante el conocimiento de los perfiles de sensibilidad se calcula la contribución a la señal debido a la posición en el espacio respecto a cada antena. Conociendo la posición del punto podemos reparar la contribución al doblamiento y reconstruir la imagen libre del artefacto.

La técnica **SENSE (SENSitivity Encoding)** fue introducida en 1997 por Prüssmann y col.⁽³⁾.

La **mSENSE** es una modificación introducida en la SENSE que permite su utilización de forma mas robusta en secuencias de respiración sostenida y en bobinas flexibles así como mejora el cociente S/R

La tecnica **SPACE RIP (Sensitivity Profiles from an Array of coil for Encoding and Reconstruction in Parallel)**, consisten en una modificación sobre las SMASH/SENSE liberándolas mas de la dependencia de la disposición de los coils ⁽⁴⁾

La técnica **PILS (Partial Parallel Imaging with Localized Sensitivities)** , es una variante de la SMASH que requieren un mínimo conocimiento de la estructura de las coil array para la reconstrucción de la imagen ⁽⁵⁾. En esta técnica cada coil en la estructura array queda plenamente caracterizado por dos parámetros: el centro de la antena y la sensibilidad en el FOV deseado.

Actualmente con la SENSE se están logrando resoluciones temporales del orden de 13 ms con resoluciones espaciales de 4.1 mm o resoluciones temporales de 27 ms con resoluciones espaciales de 2,6 mm.⁽⁶⁾

Aparte de la ganancia en resolución temporal (representada por el factor de aceleración de la técnica y de la configuración) es importante la valoración del cociente señal/ruido ⁽⁷⁾. El cociente S/R depende inversamente de la raíz cuadrada del factor de aceleración (R) pero también se ve reducido por un factor que depende de la geometría de la configuración de antenas. (factor g)

Con tecnología PAT, y bobina de cabeza de ocho canales, un examen rutinario de cráneo con definiciones espaciales estándar que comprenda las secuencias: T1-FSE, T2-FSEF/T, T2*-GRE, T2 FLAIR, DW-EPI y 3D TOF puede realizarse con una obtención total inferior a los 3 minutos.

Establecer cual es la técnica idónea en determinadas exploraciones (grupo-SENSE o grupo-SMASH) está siendo materia de debate. De todos modos son evidentes las siguientes ventajas:

- Reducción en el tiempo de adquisición. La máxima reducción dependerá del número de la configuración de antenas. Pero es evidente que es de utilidad en las adquisiciones de órganos en movimiento y en las exploraciones con respiración suspendida

- Acortamiento de los trenes de ecos en los métodos single-shot. Como en las TSE-SS; EPI-SS o en las HASTE manteniendo la misma resolución espacial. Ello trae como consecuencia menor perdida de señal así como menor artefacto por desfases.

Si mantenemos los mismos tiempos de adquisición que en las secuencia noPAT podemos aumentar la resolución espacial.

³ Prüssmann K.P. Weiger M.,Sheidegger Mb y Boesiger P. *SENSE: Sensitivity Encoding For Fast MRI*.

MRM 42:952-62 1999

⁴ Kyryakos y col: **MRM August 2000, 44(2): 301-308**

⁵ Griswold M.A. y col: Partially Parallel Imaging with Localized Sensitivities (PILS)

MRM Oct 2000, 44(4): 602-609.

⁶ Weiger M. Pruessmann K.P Y Boesiger P. *Cardiac Real-Time Imaging Using SENSE*.

MRM 43(2): 177-184 . Feb.2000

⁷ Madore B y J.P Norbert. *SMASH and SENSE: experimental and Numerical comparisons*
MRM 45:1103-111 (2001)

12

SUBSTANCIAS DE CONTRASTE EN IRM



Los avances en las nuevas sustancias de contraste han redefinido las aplicaciones de la RM. Si primeramente se utilizaron cual contrastes en Radiología, la posibilidad de considerar a una sustancia de contraste como un trazador magnético proyecta la RM más allá de sus posibilidades morfológicas, capaz de valorar una respuesta dinámica y por tanto, incorporando una dimensión temporal en la caracterización tisular. Pero es más, la posibilidad de utilizar las propiedades magnéticas de ciertas sustancias como marcadores magnéticos capaces de acumularse selectivamente en determinadas células blanco merced a transportadores específicos, abre un mundo de posibilidades inimaginables que tan solo la efectividad clínica podrá colocar en su justo lugar.

Vamos a focalizar este capítulo a las sustancias de contraste utilizadas en las exploraciones RM en Neuroimagen.

Lo que identifica a un agente de contraste en Resonancia Magnética es la presencia de un ion metálico con propiedades magnéticas. Este ion metálico constituye el **agente activo**. Para reducir su toxicidad, se une a **una sustancia quelante** que también le servirá de transportador guiando su biodistribución y su farmacocinética.

12.1. MECANISMOS DE ACCIÓN DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IRM

La señal en IRM proviene de la relajación de los núcleos de H. Cada voxel del organismo se caracteriza por los valores intrínsecos de la **densidad de núcleos de H (D)** y bajo un campo magnético, por sus valores de **relajación longitudinal (T1)** y **relajación transversal (T2)**. Estos tres valores son inherentes a la composición y estructura tisular y se encuentran en la base del contraste en la imagen.

Cuando utilizamos sustancias de contraste externas, podemos modificar estos tres parámetros, **pero continuamos utilizando una señal que proviene de los núcleos de H del voxel.**

El mecanismo de acción común de las sustancias de contraste utilizadas en Resonancia consiste en favorecer la relajación energética de los núcleos de H (**disminuir el T1**) y aumentar el asincronismo en la relajación de los núcleos de H del voxel (**disminuir el T2**).

El estudio de las variaciones de los valores de T1 y T2 del voxel se encuadra dentro de la **Relaxometría**. En lugar de trabajar con los valores de T1 o T2 del voxel se utilizan los valores inversos $1/T1$ y $1/T2$, conocidos como **índice de relajación longitudinal: $1/T1$** e **índice de relajación transversal: $1/T2$** . Bajo estos conceptos, una sustancia de contraste aumenta los valores de los índices de relajación del voxel.

De una forma simplificada, para un valor de campo magnético externo y condiciones de temperatura fijadas, el incremento de los índices de relajación puede considerarse que depende linealmente de la concentración de contraste que tiene influencia sobre el voxel. La constante de proporcionalidad (R) se conoce como **Relaxividad**.

$$1/T1 \text{ (post-contraste)} = 1/T1 \text{ (pre-contraste)} + R1 \text{ [Concentración de contraste]}$$

$$1/T2 \text{ (post-contraste)} = 1/T2 \text{ (pre-contraste)} + R2 \text{ [Concentración de contraste]}$$

Tanto la Relaxividad Longitudinal (R1) como la Relaxividad Transversal (R2) se expresan en $\text{mMol}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ (Para valores de campo y temperatura determinados). Cuanto mayor es el valor de la Relaxividad, mayor es la repercusión del contraste. Los valores de R1 y R2 dependen del agente de contraste.

El valor de R1 está influenciado básicamente por la accesibilidad de los núcleos de H del medio a las capas electrónicas más externas del agente de contraste, **por lo tanto es fundamental la estructura bioquímica del agente de contraste**. Los efectos directos sobre la relajación longitudinal aparecen cuando el H (generalmente del agua tisular) entran dentro de la esfera de influencia del agente de contraste. Evidentemente que la **movilidad del agua y la compartimentalización del tejido** serán también valores determinantes sobre el resultado final. El efecto sobre la relajación decae aproximadamente con la sexta potencia de la distancia.

El valor R2 está influenciado por las **variaciones locales de campo magnético que induce la sustancia de contraste** por lo que depende básicamente del **momento magnético del agente de contraste** (μ), (expresado en Magnetones de Bohr). Dosis equimolares de dos sustancias de contraste con valores diferentes de μ , implicarán diferentes valores de R2, siendo el efecto tanto mayor cuanto mayor sea el valor del momento magnético. En realidad R2 depende del cuadrado del momento magnético. Evidentemente la introducción de una sustancia de contraste implica una heterogeneidad magnética añadida sobre el voxel y, por tanto, un mayor efecto de desfase. Todo ocurre como si localmente el efecto del campo magnético se viese aumentado, es decir, que se **aumenta el efecto de susceptibilidad magnética** χ , con lo que el valor del momento magnético del contraste se determina por el cambio en la susceptibilidad magnética que produce. También serán factores determinantes **la movilidad que tenga el agua tisular** ya que su movimiento bajo la heterogeneidad magnética inducida por los agentes de contraste implicarán un mayor o menor desfase de los núcleos dentro del voxel.

En tejidos compartimentalizados como ocurre en nuestro organismo, para que se manifiesten las variaciones en T1, los núcleos de H del agua tienen que tener suficiente acceso a la esfera de acción del agente de contraste. Por lo que en general, la acción será intracompartimental y la acción sobre otros núcleos de agua dependerá del tipo de intercambio acuoso entre compartimentos. Por el contrario las variaciones magnéticas inducidas por los agentes de contraste se extienden más allá del límite del compartimento. Por ejemplo, un agente de contraste que permanezca en el espacio intravascular durante mucho tiempo (pool sanguíneo de vida larga), el efecto sobre el T1 será básicamente intravascular y como el intercambio entre plasma y hematíes es de tipo rápido, solo existirá un único valor para el T1 sanguíneo post-contraste. En cambio el intercambio acuoso entre el compartimento intravascular y el intersticial es del tipo lento o intermedio (fuera del SNC), con lo que la influencia en el compartimento extravascular será prácticamente nula. Por el contrario los efectos de susceptibilidad debidas al contraste se extienden más allá del compartimento vascular por lo que en compartimentos de intercambio lento pueden detectarse mayores repercusiones.

Es conveniente indicar los valores de R1 y R2 para cada agente de contraste. Si un agente lo elegimos para que en imágenes estándar T1 (T1 corto \Rightarrow alta señal) de una potenciación positiva, tiene que tener un R1 lo más alto posible mientras que debemos elegir una **secuencia de pulsos** que minimice la influencia del R2.

El efecto final sobre la señal RM de un voxel una vez introducida una sustancia de contraste, dependerá básicamente de:

- ◆ El agente del agente de contraste:
Elemento magnético, concentración, estructura, tamaño.
- ◆ El tejido:
Situación del voxel respecto área de influencia del elemento de contraste, movilidad y concentración del agua, compartimentalización.
- ◆ La técnica:
Secuencia, tiempo de medida.

12.2. ESTRUCTURA DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IRM.

Excepto en determinadas sustancias de contraste orales, todas las sustancias de contraste utilizadas en IRM, constan de un componente iónico metálico como principio activo y de una sustancia quelante.

12.2.1. PRINCIPIOS ACTIVOS DE LOS AGENTES DE CONTRASTE EN IR

Los iones metálicos utilizados como agentes activos los podemos dividir por su comportamiento en un campo magnético en **paramagnéticos o superparamagnéticos**.

A. AGENTES PARAMAGNÉTICOS

Dentro de los **paramagnéticos** el más utilizado es el **Gadolinio (Gd)**.

El **Gadolinio (Gd)**, es un metal de la familia de los lantánidos. El Gd induce interacciones dipolo-dipolo acortando significativamente el valor del T1 en los protones del agua adyacentes. Esta perturbación del valor del T1 depende también de la posibilidad del acceso directo de las moléculas de agua al corto radio de influencia de los electrones externos de la envoltura del átomo de Gd. También es importante el efecto sobre el T2, ya que el gran momento magnético implica variaciones de susceptibilidad y por lo tanto desfase y caída del T2

En vías de ensayo se encuentra el **Disproseo (Dy)**

El **Dy** es también de la familia de los lantánidos como el Gd. Está en fase experimental, parece más efectivo que el Gd **para los estudios de perfusión cerebral basados en la variación de susceptibilidad**

B. AGENTES SUPERPARAMAGNÉTICOS

Algunos materiales, especialmente los **óxidos de Hierro**, pueden formar nanopartículas magnéticamente ordenadas. Comparten sus campos electrónicos de forma que se proveen de un gran momento magnético cuando se colocan bajo un campo magnético externo. Esto crea en los tejidos una gran heterogeneidad magnética y el agua difundiendo a través de estas heterogeneidades experimenta un rápido e irreversible desfase, con lo que el T2 se reduce considerablemente. En consecuencia los óxidos de Hierro producen una disminución de la señal que es dosis dependiente.

Los agentes superparamagnéticos tienen momentos magnéticos mucho mayores que los de los quelatos paramagnéticos. Están formados por una parte central donde se encuentran el óxido o combinaciones de óxidos de Hierro (Fe_2O_3 , Magnetita: Fe_3O_4 , Maghemita: $\gamma\text{-Fe}_3\text{O}_3$, Oxyhydroxides: FeOOH) y un recubrimiento con diferentes materiales

El recubrimiento de los agentes superparamagnéticos es igualmente importante. Esta superficie domina la farmacocinética y se pueden lograr vidas medias en sangre desde tiempos inferiores a 15 minutos hasta más de tres días.

Hay varios tipos de sustancias de contraste que se agrupan según al tamaño global de la partícula que es el que básicamente determinará sus posibilidades como agente de contraste. El tamaño, medido por un diámetro promedio se encuentra entre los 20 y los 200 nm y depende fundamentalmente del grosor de la cubierta ya que la amplitud de la parte central formada por los cristales de iones metálicos varía muy poco (entre 4 y 10 nm).

B.1. Los SPIO (Superparamagnetic Iron Oxide)

Son los de mayor tamaño.

B.2. Los USPIO (Ultrasmall Superparamagnetic Iron Oxide)

Son partículas de óxido de Hierro superparamagnéticas ultrafinas con un diámetro promedio inferior a los 50 nm

B.3. Los VSOP (Very Small Superparamagnetic Iron Oxide Particles)

Es una generación de nuevos USPIOS ensayados como agentes de contraste en angio-RM. Se unen con monómeros en lugar de polímeros (como hacen los USPIOS).

B.3. Los MION (Monocrystalline Iron Oxide Nanoparticles)

Es la menor sustancia de contraste considerada. Están constituido por nanocompuestos monocristalinos de óxido de Hierro. Por ejemplo, en el **MION- 46**, la estructura del óxido de hierro ocupa un tamaño de $4.6 \pm 1,2$ nm

12.2.2. LAS SUSTANCIAS QUELANTES.

Debido a su inherente toxicidad y a su biodistribución desfavorable los iones magnéticos tienen que unirse a sustancias (quelatos) que encapsulando al ion permiten utilizarlo en el organismo tratando que se libere la menor cantidad posible de ion libre. Por otro lado el agente quelante determinará los efectos sobre el T1 y el T2 del H tisular ya que su unión con el ion se hace sobre diversos electrones no apareados y además su estructura determinará la accesibilidad del agua. Si bien al principio la idea de quelar al ion fue para disminuir la iatrogenia, pronto se vio que el tamaño, la estructura y la composición del ligando permitía vehiculizar el ion y por lo tanto regular su biodistribución, su farmacocinética y en consecuencia fijar su posible aplicación clínica.

Los quelatos de bajo peso molecular (inferior a los 10.000 daltons) Se comportan como **agentes extracelulares** o **inespecíficos** que se distribuyen inicialmente por el compartimento intravascular y difunden rápidamente hacia el espacio extracelular. Inmediatamente después de la inyección intravascular atraviesan la circulación pulmonar y son distribuidos por el sistema arterial al espacio intravascular. En segundos el material de contraste difunde a través de los capilares al espacio intersticial excepto en el tejido nervioso central con barrera hematoencefálica intacta y a través de los glomélulos renales filtran al sistema excretor urinario. **Ni constituyen un pool sanguíneo ni poseen especificidad tisular.**

Con quelatos de bajo peso molecular para pasar al espacio intersticial, pero con estructuras adecuadas podemos lograr que el quelato sea transportado a través de las membranas celulares y comportarse entonces como **agentes de contraste específicos**. Estos agentes de contraste tienen entonces un sistema excretorio dual, siendo eliminados vía renal o por la ruta hepatobiliar. La proporción de una u otra ruta depende del agente en particular y del funcionamiento renal y hepatobiliar del paciente.

Si el ligando es de alto peso molecular (cerca de los 100.000 daltons) los agentes de contraste difunden muy poco a través de las paredes capilares y los iones magnéticos ligados pueden estar recirculando por el torrente sanguíneo durante horas. Estos agentes de contraste se comportan como trazadores magnéticos de aclaramiento sanguíneo bajo y por tanto forman un verdadero "**pool sanguíneos de contraste magnético**".

Por último la posibilidad de unir iones magnéticos a moléculas que se acumulan especialmente en un órgano blanco, implica la utilización de los **contrastos magnéticos como marcadores magnéticos**.

12.3. AGENTES DE CONTRASTE CON Gd.

Vamos a considerar en el campo de la Neuroimagen, los compuestos inespecíficos, los pools vasculares y los nuevos compuestos en ensayo..

12.3.1. AGENTES DE CONTRASTE INESPECÍFICOS CON Gd.

La utilización clínica de estos contrastes magnéticos es paralela a la de los agentes iodados en CT-RX.

Entre los agentes sin especificidad tisular, citaremos:

- **Gd-DTPA . (Gadopentetato Dimeglumine). Magnevist.**
- **Gd-DO3A. (Gadoteridol). ProHance.**
- **Gd-DTPA-BMA. (Gadodiamida). Omniscan**
- **Gd-DOTA. (Gadoterato Megumine). Dotarem)**
- **Gd-DO3A-Butriol. (Gadobutrol).Gadovist.**
- **Gadoversetamida. Optimark..**
- **Gadobutrol. Gadograf 1.0**

12.3.2. MACROMOLÉCULAS CON Gd. (POOLS VASCULARES CON Gd)

Aunque los agentes de bajo peso molecular, son apropiados para los estudios dinámicos y la cuantificación de los parámetros de la microvascularización cerebral, son menos apropiados fuera del SNC ya que en el resto del organismo se produce un rápido equilibrio entre los espacios intravasculares y intersticial (30-70%) en el primer paso. Los agentes de contraste de bajo peso molecular (aprox. 600 daltons) difunden a través de las paredes capilares (excepto en el SNC). Por el contrario los agentes de contraste MR unidos a **macromoleculares** de alto peso molecular (cerca de los 100.000 daltons) difunden muy poco a través de las paredes capilares.

Estos agentes de contraste pueden recircular en la sangre durante largos periodos de tiempo (varias horas) convirtiéndose en verdaderos "**pools sanguíneos de contraste**", permitiendo obtener aparte de angiogramas-RM, medidas cuantitativas del volumen, flujo, permeabilidad o entre otros, el control de la angiogénesis.

Cuando existe daño en el endotelio vascular y se escapa contraste al espacio intersticial, se puede observar un progresivo cambio de señal en el tejido. El porcentaje de variación en la señal depende de la permeabilidad capilar y puede ser cuantificado utilizando modelos cinéticos y con ello caracterizar el daño tisular, monitorizar procedimientos intervencionistas (como la administración de anticuerpos del factor de crecimiento endotelial/factor de permeabilidad vascular) o predecir la combinación de dosis/tiempo óptimos para suministrar quimioterapia.

Para su uso en la práctica clínica estos agentes deberían poseer los siguientes requisitos:

- Una larga vida media en la sangre
- Baja extracción tisular
- Eventual eliminación completa
- No provocar reacciones tóxicas o alérgicas

Se han desarrollado contrastes de alto peso molecular (ejemplo : macromoléculas mayores que 20.000 Da, como la **Polylysine-Gd-DTPA** o la **Albumina-Gd-DTPA**) Citaremos:

- **Gd-DTPA-Albumina (Albumin-Gadolinium Diethylenetriamine Pentacetic Acid).**

Tiene un peso molecular de 92.000 daltons y actúa como un agente que forma un pool sanguíneo. Permite medir el perfil de la **angiogénesis tumoral** y por tanto ser utilizadas como índice para medir la eficacia de los métodos utilizados como anti-angiogénicos. En particular permite cuantificar el efecto de la utilización de anticuerpos anticrecimiento vascular endotelial.

Como agente de "pool sanguíneo" puede servir para estudio de **cálculos de flujo sanguíneo y de permeabilidad**. Los contrastes de bajo peso molecular (por debajo de los 1000 daltons) como los quelatos de gadolinio no están diseñados para medir la hiperpermeabilidad de la microcirculación ya que existe rápidamente un equilibrio de concentración entre el espacio intra y extravascular. Debido a este rápido aclaramiento del espacio vascular incluso en una microcirculación normal, las moléculas pequeñas presentan muchos inconvenientes para una estimación del volumen sanguíneo y de la permeabilidad anormal (excluyendo el SNC). Una fracción significativa de contraste que puede llegar a un 70% ,difunde del espacio intravascular en el primer paso a través de la red capilar. Este rápido y variable cambio transcapilar limita la posibilidad de detectar y medir la hiperpermeabilidad asociada a las neoplasias. Por esto, son mejor los contrastes macromoleculares para examinar el **grado de angiogénesis** y observar el seguimiento de los procesos terapéuticos.

12.3.3. NUEVOS COMPUESTOS DE Gd EN ENSAYO

- **MS-325 (Mallinckrot/EPIX Medical)**

Se encuentra en fase II. Es un contraste no específico que permanece durante largo tiempo en el sistema vascular. Se basa en un quelato de Gd de pequeña molécula (Gd-DTPA) que inyectado en el torrente sanguíneo se une fuerte pero reversiblemente a la **albúmina** y es excretado vía renal. Esto permite que el agente permanezca en el torrente sanguíneo durante el tiempo de adquisición de la imagen y sea gradualmente excretado. La vida media del agente para optimizar la imagen debe ser al menos de una hora.

- **GADOMER-17 (Shering)**

Es un complejo polimérico obtenido quelando 24 iones de Gd con un peso molecular aparente de 35 kDa. Este complejo presenta una alta relaxividad, es bien tolerado, se elimina por vía renal y se está ensayando como "pool sanguíneo".

12.4. COMPUESTOS CON ÓXIDO DE HIERRO. FARMACOCINÉTICA.

Los materiales de contraste ensayados constan de una parte central donde se alojan las partículas superparamagnéticas de óxido de Hierro y un recubrimiento biodegradable. Todos los materiales de contraste están en un coloide acuoso. La parte central puede albergar desde un monocristal, hasta agregados policristalinos que forman su diámetro activo desde 3 a 6 nm. Las diversas coberturas (dextrano, carboxi-dextrano) configuran el tamaño efectivo inferior a los 20 nm en los MIONS, entre 20 y 50 nm en los USPIO y superior a los 50 nm en los SPIO.

La vida media en el torrente sanguíneo y la distribución por los diversos órganos del sistema reticuloendotelial (SER) depende básicamente del tamaño. Las partículas pequeñas no son reconocidas inmediatamente por el SER si las comparamos con los agregados mayores y tienden a permanecer en el torrente circulatorio por un mayor espacio de tiempo, pudiendo ser captadas por los nódulos linfáticos.

Estos agentes son biodegradables y el Hierro termina incorporándose al metabolismo normal del Hierro del organismo.

El efecto de estas partículas es mucho mayor sobre las potenciaciones en T2 y T2* que sobre las potenciaciones en T1. En consecuencia el mayor uso clínico es como contrastes negativos en secuencias potenciadas en T2-T2*, aunque pueden lograrse potenciaciones en T1 utilizando secuencias de pulsos apropiadas.

12.4.1. LOS SPIO

Las partículas de óxido de hierro con un diámetro promedio de entre 50 y 200 nm, son fagocitadas rápidamente por las células reticuloendoteliales del hígado y del bazo. Como consecuencia tienen un rápido aclaramiento plasmático. Con una vida media sanguínea de entre 5 - 15 m'.

Citaremos:

- Los **Ferrumóxidos (Ferumoxides)** conocidas como
 - AMI- 25 (Advanced magnetics)**
 - Feridex I.V.® (Berlex/Shering)**
 - Feridex® (Eiken).**
 - Endorem® (Guerbet).**
- **SHU-555. (Ferrixan) . Resovist® . (Shering/Berlex).**

12.4.2. LOS USPIO

Se han elaborado USPIO preparadas por fragmentación de ferumoxides , para facilitar la captación del óxido de Fe por el SRE de los **nódulos linfáticos**.

El **USPIO** más probado en ensayos clínicos es:

La **AMI-227 (Ferumoxtran) (BMS 180549)** conocido como **Combidex® . Code 7227. (Advanced Magnetics)**
Sinerem® . (Guerbet)

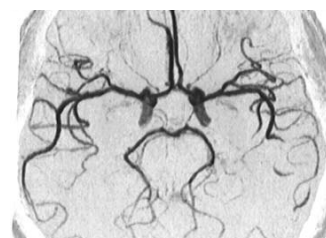
La larga vida media junto con las propiedades de acortamiento del T1 hacen que las USPIO puedan ser utilizadas **como agente de contraste en ARM**. Tanto los agentes de pool sanguíneo como los quelatos de gadolinio tienen una biodistribución equivalente durante el primer paso, No obstante los agentes de pool sanguíneo tienen una teórica ventaja durante la fase de equilibrio alcanzando un gran contraste vascular mientras permanecen en el compartimento intravascular. Las imágenes obtenidas en esta fase de equilibrio producen imágenes en la que las arterias y las venas poseen una gran señal debido al acortamiento del T1 independiente del efecto TOF. La alta señal persiste durante mucho tiempo permitiendo múltiples promedios aumentando de esa forma la señal /ruido

12.4.3. Los MION (Las nanopartículas)

Esta demostrado que las partículas de óxido de Fe recubiertas con dextrano son internalizadas dentro de gran variedad de células incluyendo los “ fagocitos profesionales” como los macrófagos en el bazo, hígado ganglios linfáticos médula ósea así como en células no fagocíticas como las tumorales, linfocitos o células neuronales entre otras.

13

ANGIOGRAFÍA RM



La RM es muy sensible a los movimientos de los núcleos de H y en las obtenciones estándar el movimiento macroscópico de los líquidos orgánicos con un flujo resultante, suele dar origen a un artefacto conocido como ARTEFACTO DE FLUJO que normalmente hay que tratar de eliminar. Sin embargo esta sensibilidad de la RM al movimiento puede ser aprovechada para generar imágenes que sin utilizar sustancias de contraste, logren diferenciar los voxels con flujo en su interior de los voxels sin un movimiento neto. En este capítulo tan solo nos referiremos a la obtención de imágenes sensibles a los **movimientos macroscópicos de líquidos orgánicos con un flujo resultante** sin entrar a considerar la obtención de imágenes sensibles a los **movimientos microscópicos** como veremos al estudiar los procesos de difusión.

Dentro del apartado de los movimientos macroscópicos, en la actualidad se están realizando estudios de la **circulación del LCR y de la circulación sanguínea**. En los estudios sobre la circulación del LCR, una de las aplicaciones más importantes consiste en medir las oscilaciones de flujo a nivel del acueducto de Silvio en las Hidrocefalia, deduciéndose de ellos una actitud terapéutica. La base de estos estudios es la misma que la utilizada en la medida de flujos sanguíneos por lo que nos referiremos tanto a las técnicas para obtener imágenes vasculares como a la forma de poder cuantificar el flujo sanguíneo bajo el nombre de **estudios angiográficos mediante RM (ARM)**.

Vamos a denominar a aquellos núcleos de H que forman parte de un voxel en el que no hay un flujo neto como núcleos o voxels "**estacionarios**" para diferenciarlos de los núcleos de H que en un momento determinado se encuentran en voxels que presentan un movimiento resultante neto a los que vamos a llamar núcleos "**móviles**". En ARM se aprovechan las diferencias que se generan entre los núcleos "**estacionarios**" y los "**móviles**", bien sea en la absorción selectiva de los pulsos de radiofrecuencia, bien sea en el desfase por el hecho de desplazarse bajo gradientes magnéticos. Existen dos técnicas básicas que explotan cada una de estas diferencias: Las técnicas de "**in flow**" o "**Time of fly (TOF)**" y las técnicas de **fase**.

Si bien es cierto que la utilización de sustancias de contraste para los estudios angiográficos está plenamente consolidada en el diagnóstico habitual, no debemos olvidar que la posibilidad que ofrece la RM de visualizar la luz de los vasos sin la utilización de sustancias de contraste es una técnica fácil, rápida y en muchos casos de suficiente utilidad.

13.1. TÉCNICAS ARM "IN FLOW" O "TOF"

Los núcleos de H móviles de la sangre que se encuentran en el plano imagen en el momento de la excitación, absorben la radiofrecuencia y se relajan mientras van saliendo del plano siguiendo la corriente sanguínea, siendo reemplazados por otros núcleos nuevos no excitados (totalmente relajados) aportados por la entrada de nueva sangre dentro del plano. (Fig 13.1)

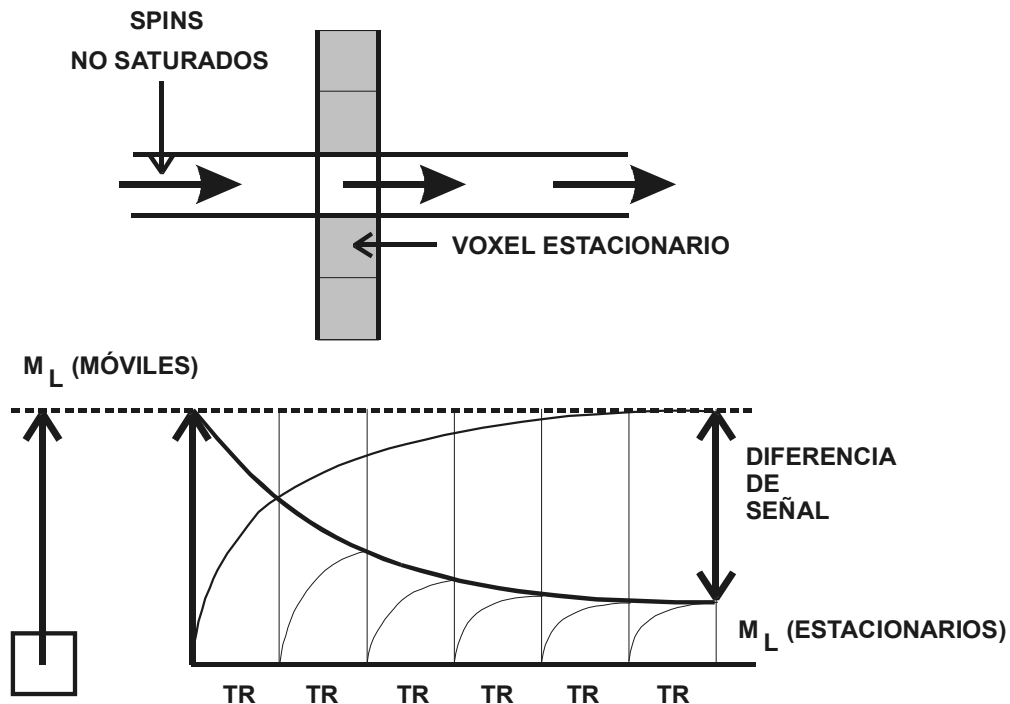


Fig 13.1

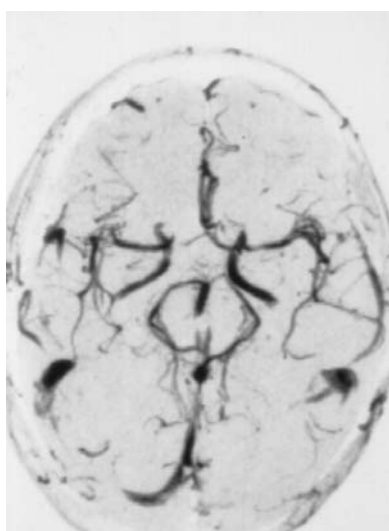
Los spins en los voxels estacionarios del plano se saturan parcialmente después de varios TR, mientras que la sangre que entra proporciona spins totalmente relajados que implican una alta señal.

Si después de un tiempo TR enviamos un nuevo pulso de radiofrecuencia sobre el plano, su resultado no es el mismo sobre los voxels estacionarios que sobre los voxels donde circula la sangre. En efecto, si el TR es suficientemente largo para permitir que los núcleos de H de los voxels estacionarios se relajen al completo, no encontraremos diferencias. Pero si vamos disminuyendo el tiempo TR, no dando tiempo a que los H de los voxels estacionarios se relajen al completo, el nuevo pulso de radiofrecuencia actuará sobre una magnetización no totalmente relajada, es decir "**parcialmente saturada**" evidentemente menor que su valor completo. Por otro lado en los voxels en los que entran sangre que no ha absorbido la RF, el nuevo pulso volcará una magnetización mayor, creándose una diferencia de señal que sirve para visualizar la luz de los vasos.

Después de cada TR, el valor de la magnetización residual va disminuyendo hasta alcanzar un **estado estacionario** o "**steady state**" que definirá el valor que va a ser leído en los voxels estacionarios. Sin embargo en los voxels donde afluye sangre totalmente relajada, el valor que va a ser leído será mucho mayor. **Las diferencias en la señal equivalen a las diferencias en la magnetización longitudinal entre los voxels estacionarios parcialmente saturados y los voxels con protones móviles totalmente relajados, una vez alcanzado el steady state.** El valor de la magnetización resultante en el estado estacionario dependerá del valor relativo del T1 respecto al TR que utilizemos. En los voxels por los que circula la sangre, los H son también parcialmente saturados pero algunos de ellos pueden salir del voxel siendo sustituidos por H totalmente relajados que producen una señal sin atenuación. Evidentemente, cuanto mayor sea el número de spins que penetran en el plano durante cada TR mayor será la señal disponible hasta poder llegar a un máximo, cuando todos los H han sido sustituidos por sangre nueva en cada TR. Por lo tanto el contraste entre la señal generada por la sangre y la señal de los voxels estacionarios dependerá de la velocidad y del espesor del plano.

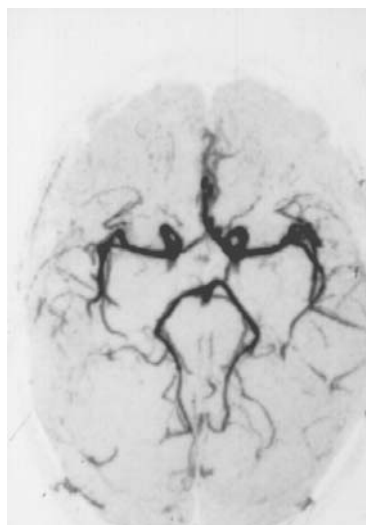
Para recoger la señal es imprescindible obtener un eco durante el "**tiempo de vuelo**" por el plano. Para ello es fundamental trabajar con valores de TE cortos, por lo que son utilizadas las secuencias **GRE**. Otra de las ventajas de utilizar las secuencias GRE es debida a que el eco se obtiene por inversión de gradiente y por lo tanto no es selectivo del plano como el eco obtenido por secuencia SE. Ello implica que aunque la sangre salga del plano inicial podremos seguirla y obtener de ella un eco a lo largo de otros planos mientras conserve la diferencia con los voxels estacionarios correspondientes. Evidentemente los spins móviles irán absorbiendo radiofrecuencia hasta que sean indiferenciables de los estacionarios (**saturación de los spins móviles**).

Cuando se realiza una angiografía, debemos cubrir un determinado volumen. En la ARM "IN FLOW" podemos adoptar dos métodos: Adquirir la señal de todo el volumen a la vez, en técnica 3D (**ARM TOF-3D**)(Fig 13.2) o dividir el volumen en planos que adquiriremos independientemente en técnica planar (**ARM TOF-2D**).



2D

Circulación venosa



3D

Resolución espacial

Fig 13.2.
Angiografía TOF 2D y TOF 3D

En la **TOF-2D** se obtiene la imagen de un solo plano, intentando que sea perpendicular a la dirección del vaso. La luz del vaso aparece con alta intensidad de señal sobre el transfondo oscuro del resto. Una vez obtenida la imagen el plano objeto es ligeramente desplazado, repitiéndose la adquisición y así sucesivamente. Esta forma de adquirir las imágenes recibe el nombre de **ARM SECUENCIAL-2D** ya que logramos un conjunto de planos paralelos uno después del otro. Una vez obtenidos el conjunto de planos, la imagen final se hace por técnicas de proyección o colapso. La resolución final depende del grosor elegido para cada plano y este viene condicionado por el valor de los gradientes magnéticos. Por lo general se trabaja con espesores de 2-3 mm, tratando de mejorar la resolución espacial mediante solapamientos parciales de los planos. Como el efecto in flow lo tendríamos sobre cualquier vaso que penetrase en el plano imagen, independientemente de su dirección, el incremento de señal aparece tanto en las arterias como en las venas aunque tengan sentidos contrarios.

Para poder quitar la señal de los vasos circulando en dirección opuesta se utilizan **bandas de presaturación** adyacentes al plano y en el lado de la circulación cuya señal queremos anular. Estas bandas reciben justo antes de obtener la imagen un pulso de RF adecuado, lo que implica que cuando penetran en el plano los spins móviles se encuentren en la misma situación que los estacionarios y por tanto no se genere contraste, anulándose la señal del vaso y quedando en la imagen únicamente la señal en la dirección no presaturada. La posición más efectiva de estas bandas de saturación es la de colocarlas justo antes de que la sangre entre en el plano y trasladarlas con el plano imagen. Esta forma de adquirir se llama **walking SAT** o **Traveling SAT**. La gran ventaja de la TOF-2D es que es relativamente sensible a los flujos lentos ya que la sangre tiene que recorrer muy poco espacio dentro del plano en el tiempo TR para generar contraste in flow.

En la **TOF-3D** todo un determinado volumen o **SLAB** es obtenido a la vez. Suele ser de uno 3-8 cm y dentro de este volumen se individualizan 32 o 64 divisiones planas o **particiones** (Fig 13.3) La sangre debe atravesar muy rápidamente todo el slab para no saturarse y perder el contraste con los voxels estacionarios. La ventaja de la TOF-3D es que la particiones pueden ser de menos de 1 mm de grosor con lo que se logran mayores resoluciones espaciales que en las técnicas 2D. El principal problema es que si la sangre no fluye suficientemente rápida se satura antes de atravesar el slab y si bien existe un buen contraste en las zonas donde los vasos entran en el volumen imagen, a medida que van circulando la señal desaparece siendo muchas veces difícil ver las porciones terminales de los vasos. Saturándose antes la circulación venosa y presentando muchos problemas los vasos que sufren tortuosidades dentro del slab.



Fig 13.3.
Partición en una adquisición TOF_3D.
El aumento de señal en la luz vascular es debido al efecto "in flow".

La combinación de la mejor resolución espacial de las técnicas TOF-3D con la mejor sensibilidad a los flujos lentos de las técnicas TOF-2D, lleva a la variante técnica conocida como **MOTSA (Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition)**, que se basa en la adquisición de multitud de finos 3D- slabs secuenciales y ligeramente superpuestos.

Una de las ventajas de utilizar bandas de saturación es la de poder verdaderas **angiografías selectivas** ya que podemos anular la señal de cualquier vaso que entre en la zona a estudiar y que no nos interese.

13.2. OPTIMIZACIÓN DE LA TÉCNICA TOF.

Los parámetros que rigen la secuencia GRE utilizada en las técnicas TOF tienen que ser cuidadosamente elegidos y varían según los vasos a estudiar y deben ser adaptados incluso a las características hemodinámicas de los pacientes.

El TR tiene que ser por un lado, el menor posible para que en el "tiempo de vuelo" de la sangre por el plano imagen, el tejido estacionario reciba suficientes pulsos de RF para que quede lo más saturado posible, pero no tan corto como para que también afecte a la sangre circulante, por lo tanto depende de la velocidad en el sitio imagen y del grosor del plano. Cuanto mayor es el grosor del plano mayor es la distancia a recorrer por la sangre y por tanto mayor pulsos de RF recibirá. Es deducible que la inclinación del plano respecto al vaso es crucial en el contraste y la peor situación corresponde a un vaso en la dirección del plano imagen.

El flip ángulo de la secuencia GRE, también influye en el grado de saturación. Si seleccionamos un ángulo pequeño, la señal de los tejidos estacionarios no quedará muy atenuada, (habrá poca supresión de fondo), pero habrá menos saturación en la sangre y por tanto podrá recorrer una mayor distancia antes de perderse el contraste. Por el contrario un flip ángulo mayor generaría una mayor supresión de fondo, pero saturaría más rápidamente la sangre. Por esta causa los ángulos en las secuencias 3D-TOF suelen ser menores que en las secuencia 2D-TOF. También los flip ángulos suelen ser mayores en campos magnéticos bajos ya que el T1 depende del valor del campo magnético y en campos menores los tejidos se recuperan más rápidamente.

El TE tiene que ser el menor posible para lograr la mayor señal de la sangre "in flow" y evitar la dispersión propia de las irregularidades del flujo. Los actuales gradientes permiten tiempos de TE ultracortos.

Uno de los inconvenientes que presenta la técnica TOF es debido a que las estructuras con T1 corto aparecerán en alta señal de intensidad. En efecto, debido a que la imagen traduce diferencias en la relajación longitudinal, aquellas estructuras con un T1 corto pueden recuperarse entre cada TR, con lo que el efecto de saturación es menor y por tanto aparecen brillantes sobre el resto. Si se trata de un hematoma subagudo, puede confundirse con flujo y si es una placa lipídica endovascular puede aparecer intensa como el flujo y dar un falso negativo. Por esta razón en las técnica TOF y en la ARM en general se tiende a **anular la señal de la grasa**.

Existen varios métodos para lograr la anulación grasa

El método de Dixon que se basa en aprovechar la diferencia de precesión del H en el radical -OH y del H en el radical $\text{CH}_2\text{-CH}_3$

Otro método consiste en anular la señal de grasa mediante una secuencia STIR.

Pero el método actualmente más utilizado en ARM, consiste en una **saturación espectral de la grasa**, utilizando previamente a la técnica de imagen un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia exacta a la que precesan los triglicéridos. Este pulso de radiofrecuencia satura la grasa anulando su señal. Es necesario un buen shimming magnético.

Otra estrategia de supresión grasa consiste en aplicar a todo el volumen un pulso inversor a la frecuencia específica de la grasa, después de un tiempo adecuado TI para anular la señal de la grasa se aplica la técnica de imagen. Esta técnica conocida bajo diversos nombres según las casas comerciales SPECIAL (SPECTral Inversion At Lipids: GE), selecciona la frecuencia del pulso inversor automáticamente mediante un espectro previo.

13.3. TÉCNICAS ARM DE FASE.

Otra de las diferencias entre los spins estacionarios y los móviles que pueden utilizarse para hacer una imagen angiográfica, proviene del hecho de que el movimiento se realiza bajo un gradiente magnético. En efecto, si dos núcleos **A** y **B** (Fig 13.4.) se encuentran separados una cierta distancia en la dirección de un gradiente magnético dirigido de **A** a **B**: ($+\vec{G}$), están sometidos a campos magnéticos distintos, percibiendo el núcleo **B** un campo magnético mayor que el percibido por el **A**. En consecuencia, la frecuencia de precesión de **B** será mayor que la del **A**. Si reciben un pulso de radiofrecuencia que les haga entrar en resonancia y si suponemos que en el instante inicial t_0 sus proyecciones sobre el plano transversal están igualmente orientadas en el espacio (en fase), por el hecho de sus diferencias en las frecuencias de precesión, al cabo de un cierto tiempo t , la proyección de **B** se adelanta respecto a la del **A**. Si llamamos φ el ángulo formado con la posición inicial, a medida que pasa el tiempo φ_B será mayor que φ_A , formando un ángulo de desfase entre ellos tanto mayor cuanto mayor es el tiempo transcurrido.

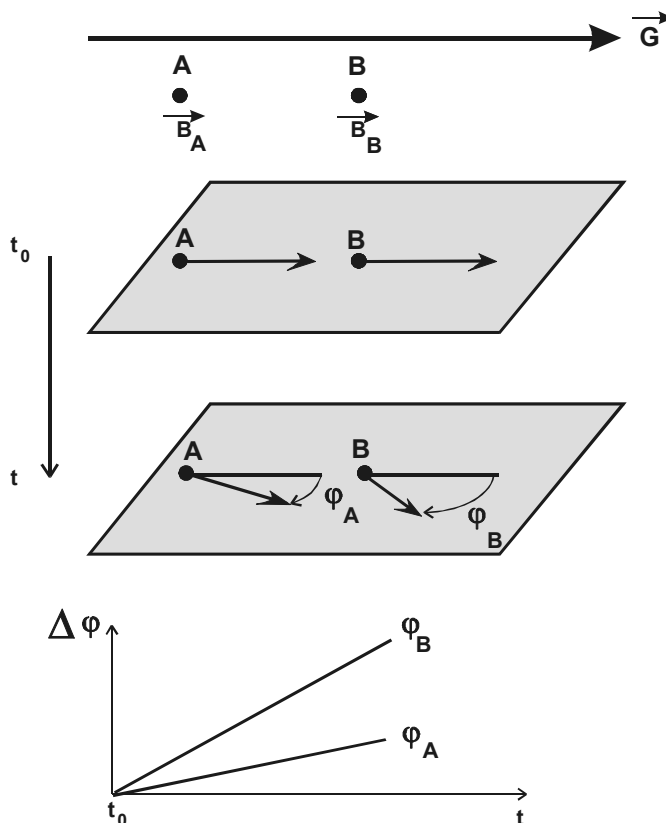


Fig 13.4.

Supongamos dos núcleos **A** y **B**, separados una cierta distancia en la dirección de un gradiente $+\vec{G}$ dirigido de **A** a **B**. El campo magnético percibido por **B** es superior al percibido por **A**. Después de aplicar un pulso de radiofrecuencia adecuado, entran en resonancia y supondremos que sus proyecciones sobre el plano transversal quedan igualmente orientadas (en fase) en el tiempo t_0 . Debido a la diferencia en las frecuencias de precesión, a medida que pasa el tiempo, el ángulo que forma **B** (φ_B) respecto a la posición inicial es mayor que el ángulo que forma **A** (φ_A). El desfase en el plano transversal (φ) aumenta con el tiempo.

Si al cabo de un tiempo t , cerramos el gradiente ($+\vec{G}$) y aplicamos un nuevo gradiente de igual magnitud pero dirigido en sentido contrario, es decir, dirigido de **B** a **A** ($-\vec{G}$), el efecto se invierte y ahora el núcleo **A** precesará más aprisa que el núcleo **B**. Si mantenemos este gradiente activo durante exactamente el mismo tiempo t , se comprende que al final, los dos núcleos vuelven a estar en fase. (Fig 13.5). La aplicación de una par de gradientes ($+\vec{G}$, $-\vec{G}$) constituye un **GRADIENTE BIPOLAR**: $+\vec{G}$ (Gradiente de desfase); $-\vec{G}$ (Gradiente de refase).

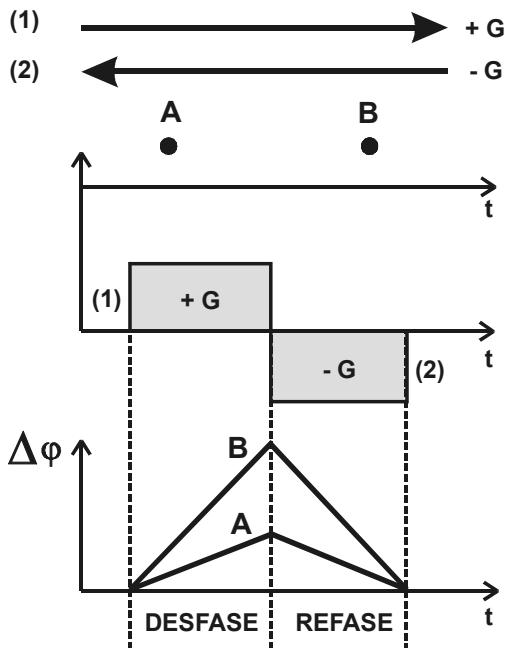


Fig 13.5.
Los dos núcleos A y B se encuentran en fase sobre el plano transversal después de aplicar un gradiente bipolar :

$\vec{+G}$ (desfase) y $\vec{-G}$ (refase).

Después de un gradiente bipolar los spin estacionarios se encuentran en fase. Pero si un núcleo C es móvil y se mueve de A a B, al cambiar el valor del campo magnético que percibe a lo largo de su trayectoria, no logra, al llegar a B refasarse con los spins estacionarios y por tanto acumula un desfase (**DESFASE DE FLUJO**) que depende de la velocidad con que se mueve (v). (Fig 13.6.).

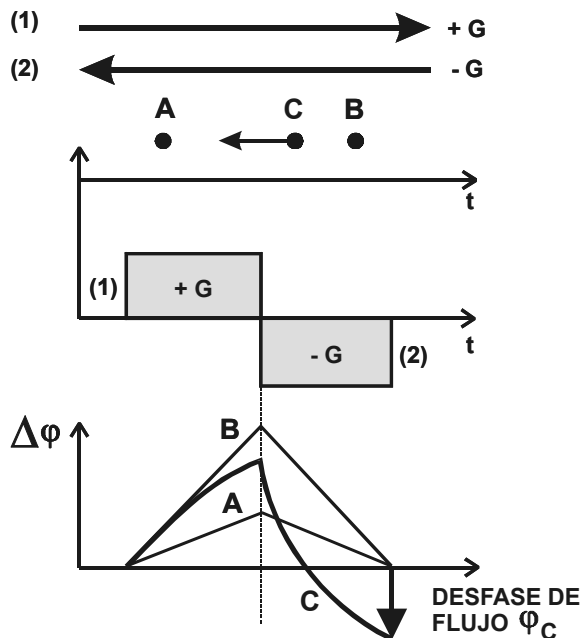


Fig 13.6.
Si un núcleo C se mueve bajo un gradiente bipolar, acumula un desfase (ϕ_C) respecto a los núcleos estacionarios que entre otros factores depende de la velocidad.

Pero no tan solo la velocidad es un factor primordial, sino que el desfase de flujo depende además, del valor, la forma y el tiempo de aplicación del gradiente bipolar. Dependencia que se suele representar como la función **M** llamada (**primer momento del gradiente**). (Para mayor información ver el ANEXO A13.1. (A)). Es decir:

$$\varphi = v (\gamma M)$$

Donde:

φ = Desfase de flujo

v = velocidad

γ = Constante giromagnética

M = Primer momento del gradiente (dependiente del valor, forma y tiempo del Gradiente)

Este desfase en el plano transversal se utiliza para obtener las **ANGIO-RM POR EFECTO DE FASE** (Fig 13.7)

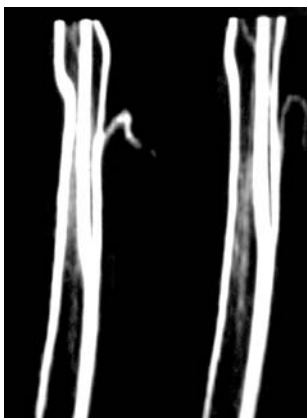


Fig 13.7
Angiografía RM por efecto de fase

El tejido estacionario de fondo, **idealmente** no acumula ninguna fase después de un gradiente bipolar. Sin embargo, en realidad esto no ocurre debido a diversos factores como pueden ser: las heterogeneidades del campo magnético, el diseño de la secuencia utilizada...etc. Para anular completamente la pequeña señal de los tejidos estacionarios existen varios procedimientos. Uno de ellos consiste en utilizar dos adquisiciones sobre la misma dirección: Una con un gradiente bipolar ($+\vec{G}$, $-\vec{G}$), que produce un desfase de flujo $+\varphi^\circ$ y una segunda imagen con un gradiente bipolar invertido ($-\vec{G}$, $+\vec{G}$), que produce un desfase $-\varphi^\circ$. Al **sustraer** las dos imágenes, los estacionarios se anulan mientras que los móviles presentan una diferencia de fase de $+2\varphi^\circ$, con lo que puede producirse una **imagen vascular sobre un fondo sin señal**.

Cuando indicamos que después de aplicar un gradiente bipolar tenemos un desfase de φ° , nos referimos a que sobre el plano transversal el vector spin del núcleo de H móvil forma un ángulo de φ° con la dirección de los spins estacionarios. Un gradiente bipolar que produzca un desfase de $+\varphi^\circ$ indicará, por ejemplo, que los spins móviles se han adelantado en sentido horario. Por el contrario un gradiente bipolar que produzca un desfase $-\varphi^\circ$, indicará que se ha producido un retraso en el sentido antihorario de φ° . (Fig 13.8)

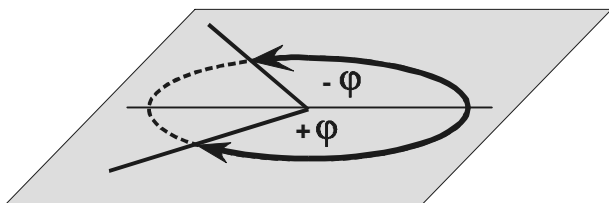


Fig 13.8.
Si un gradiente bipolar ($+\vec{G}$, $-\vec{G}$)
produce sobre el plano transversal, un
adelanto en sentido horario de $+\varphi^\circ$ del
vector spin del núcleo móvil, un gradiente
bipolar ($-\vec{G}$, $+\vec{G}$)
producirá un retraso antihorario de $-\varphi^\circ$.

Para una determinada velocidad constante, variando el valor de los gradientes bipolares aplicados, podemos ir aumentando el desfase φ° , pero cuando sobrepasemos el valor de 180° se produce una incertidumbre en la interpretación de la señal. En efecto, supongamos que aplicamos un gradiente bipolar ($+\vec{G}$, $-\vec{G}$) que produce un adelantamiento horario de $+190^\circ$, la señal puede ser interpretada como obtenida mediante la aplicación de un gradiente bipolar ($-\vec{G}$, $+\vec{G}$) que produzca un retraso antihorario de (-170°). Esta posibilidad da origen al fenómeno conocido como **PHASE WRAP o VELOCITY ALIASING** que ocasionará artefactos en las imágenes de angio RM y dificultará la cuantificación del flujo. Es conveniente que el valor del gradiente bipolar no produzca un desfase mayor de 180° .

Dada una velocidad, podemos encontrar el valor del gradiente bipolar que produciría un desfase de 180° , o dado un gradiente existe una velocidad sobre la que produciría un desfase de 180° . A esta velocidad se le conoce como **ENCODING VELOCITY o V_{enc}** . Para un determinado gradiente, las velocidades superiores a V_{enc} producirán un desfase superior a 180° . En imágenes de fase, se suele dar el valor de la velocidad máxima esperada como V_{enc} , de forma que se limite el valor del gradiente bipolar y no se produzcan desfases superiores a 180° evitándose de este modo el fenómeno de phase wrap.

El desfase y por lo tanto la codificación de la velocidad es válida únicamente en la dirección de aplicación del gradiente. Si un vaso no sigue la dirección del gradiente únicamente se codificará la componente de la velocidad en aquella dirección. Para evitar este problema es frecuente aplicar codificaciones en las tres direcciones ortogonales del espacio. Ello obligaba a realizar seis adquisiciones, dos sobre el eje z de selección de plano, otras sobre las direcciones de codificación de fase y de frecuencia.

Una vez se obtenida la información puede presentarse de distintas formas. A efectos prácticos diferenciamos dos tipos básicos de representaciones:

- Por un lado las representaciones que pretenden únicamente diferenciar los vasos, independientes del sentido de flujo (al igual que la imagen angiográfica radiológica). En ellas los vasos aparecen siempre más o menos brillantes independientes de la dirección de la sangre pero siempre en blanco.

La más utilizada es la llamada **IMAGEN ANGIOGRÁFICA DE FASE** también conocida como IMAGEN ANGIOGRÁFICA DE VELOCIDAD o simplemente **IMAGEN ANGIOGRÁFICA**. Es la más parecida a la angio-RX. En cada codificación del gradiente el desfase permite calcular la componente de la velocidad en aquella dirección. Obteniendo las componentes de la velocidad en cada dirección, podemos calcular el **módulo de la velocidad** mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las tres componentes de la velocidad y por tanto la información respecto al sentido del flujo se pierde.

Dentro de estas representaciones insensibles a la dirección está la menos utilizada **IMAGEN POR DIFERENCIA COMPLEJA (COMPLEX DIFFERENCE: CD)**. Proporciona una señal que depende de la función seno del desfase ($M \cdot \sin \varphi$), donde M es la magnetización del voxel en el plano transversal. No es por tanto sensible a la dirección del flujo ya que el seno entre 0° y 180° es siempre positivo. El valor máximo lo tiene cuando el desfase es de 90° .

- El segundo grupo está formado por aquellas representaciones **sensibles a la dirección del movimiento**, se agrupan bajo el nombre de **IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE (PC)** . En ellas los vasos pueden aparecer más o menos brillantes o más o menos oscuros. El movimiento en la dirección del gradiente mostrará un desfase positivo y se representa por señal de alta intensidad (tanto mayor cuanto mayor sea la velocidad), mientras que el movimiento en sentido contrario se representará con baja intensidad. Por lo tanto estas representaciones llevan en cada pixel, información cuantitativa de la velocidad y del sentido. Una representación con estas dos informaciones recibe el nombre de **IMAGEN DE DIFERENCIA DE FASE (PHASE DIFFERENCE o PD)**. Una variante consiste en multiplicar en cada voxel el valor de la velocidad por el valor de la magnetización. Ello implica que la pequeña señal de desfase de los voxels con poca magnetización que contribuirían como ruido de fondo se anulan. En realidad las fases se multiplican por una "máscara de magnitudes" que permite anular todas las señales de los voxels cuya magnetización no sobrepase un determinado umbral. El resultado de esta imagen potenciada en magnitud continua mostrando el flujo en la dirección de la codificación del gradiente en la gama de los grises brillantes y el flujo en sentido contrario en la gama de los grises oscuros. Este tipo de imágenes recibe el nombre de **IMAGEN POTENCIADA EN MAGNITUD** o IMAGEN DE DIFERENCIA DE FASE POTENCIADA EN MAGNITUD o algunas veces **IMAGEN DE FLUJO (FLOW IMAGEN)**.

Un factor importante tanto en las imágenes sensibles a la dirección del flujo, es la elección de la V_{enc} ya que si la velocidad que representamos la sobrepasa, la señal cambia totalmente valor (blanco a negro por ejemplo) produciéndose el artefacto de phase wrap. Por lo tanto la V_{enc} (que hay que dar al iniciar la secuencia) debe ser seleccionada según la velocidad máxima esperada en los vasos a medir. Si por el contrario la V_{enc} seleccionada es demasiado elevada, se obtiene una pobre visualización de los vasos con flujo lento e incluso pueden ser no visualizados o indistinguibles del fondo.

Una aplicación muy importante de imágenes de fase o de flujo son los estudios dinámicos sincronizados con el ciclo cardíaco. Ellos permiten ver en modo **CINE PC** las variaciones de intensidad y sentido en un determinado vaso y diagnosticar inversiones de flujos.

También las imágenes de fase se están utilizando para la **CUANTIFICACIÓN DEL FLUJO**. La mayor parte de estos métodos de medida de flujo utilizan tan solo cuantificaciones del flujo que atraviesa el plano imagen por lo que únicamente describiremos esta aplicación. Como hemos visto anteriormente, colocando un gradiente bipolar en la dirección perpendicular al plano, el desfase de cada núcleo en su recorrido a través del plano está relacionado con su velocidad. Si el la dirección del vaso no es estrictamente perpendicular, la velocidad será subestimada por un factor que dependerá del coseno del ángulo que forma el vaso con el plan. Para ángulos pequeños (variaciones pequeñas respecto la perpendicular) el coseno es prácticamente 1 con lo que el error es pequeño. Debido a que la velocidad medida es un voxel es un promedio de las velocidades de los núcleos en movimiento, existen dificultades debido a efectos de volúmenes parciales. El producto de la velocidad en cada voxel por el valor de la superficie del voxel en el plano da el valor del flujo en el voxel. La suma de todos los flujos en los voxels que abarca un vaso nos dará el valor del flujo en el vaso. En la práctica se utiliza una **área de interés (REGION OF INTERES o ROI)** para medida, lo mas ajustado al vaso para evitar el error inducido por el volumen parcial que incluiría voxels estacionarios que por problemas diversos como heterogeneidades de campo magnético por la presencia de lípidos darían lugar a errores de cuantificación. (Normalmente en las secuencia de cuantificación se utilizan pulsos de saturación de grasa) .

En las técnicas angiográficas basadas en la variación de fase, tal como ocurría en las técnicas "in flow", se pueden diferenciar las adquisiciones **2D (ANGIO 2D-FASE)**, o las **3D (ANGIO 3D-FASE)**, según la adquisición sea plano a plano o volumétrica directa. Las técnicas 3D presentan la ventaja de que la adquisición corresponde a voxels muy pequeños con lo que el desfase intravoxel es menor y regiones estenóticas o con placas de aterosclerosis se definen mejor en técnicas 3D. Otra ventaja es que una vez adquirido el volumen puede rotarse y presentarse en la proyección óptima de diagnóstico.

Respecto a las técnicas "in flow" las técnicas de fase no tienen problemas de saturación y presentan un fondo más negro. Por el contrario los tiempos son siempre más largos y existe una mayor sensibilidad a las turbulencias lo que puede dar lugar a falsos negativos.

13.4. REPRESENTACIÓN DE LAS IMÁGENES ARM

En ARM el procesado de las imágenes se realiza mediante la reconstrucción por máxima intensidad de pixel (**MAXIMUM INTENSITY PIXEL: MIP**). De un conjunto 3D, sobre una dirección se elige el voxel de máxima intensidad de señal y se proyecta sobre un plano perpendicular, se obtienen entonces imágenes 2D en la que tan solo se representan los valores máximos proyectados. En consecuencia, en la técnica MIP no se proyecta la suma de las intensidades recogidas a lo largo del eje de proyección sino tan solo el máximo de sus valores, la intensidad de los otros voxels no se tiene en cuenta. Variando la dirección de proyección se pueden reconstruir en técnicas cine, los vasos girando tridimensionalmente en el espacio y elegir la mejor proyección para el diagnóstico. Si se elige una proyección oblicua, se obliga al ordenador a realizar interpolaciones entre voxels, lo que consume tiempo. En cambio las proyecciones según el eje perpendicular a los voxels es mucho más rápida y es la primera imagen que se obtiene. Por ejemplo si se ha seleccionado una obtención coronal es muy rápido obtener una presentación MIP frontal. Esta imagen MIP a lo largo de la dirección perpendicular se llama **IMAGEN COLAPSADA** y es la imagen preliminar para cualquier proceso más elaborado. (Fig 13.9)

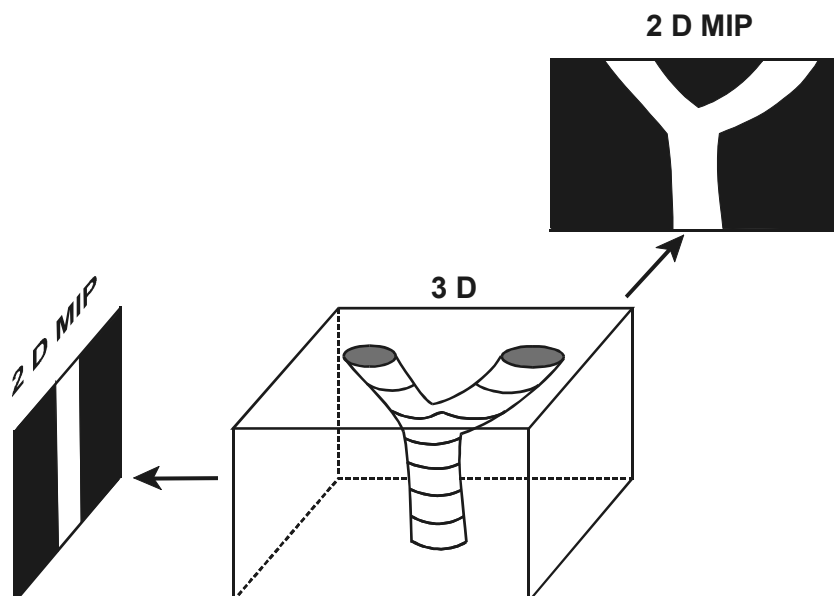


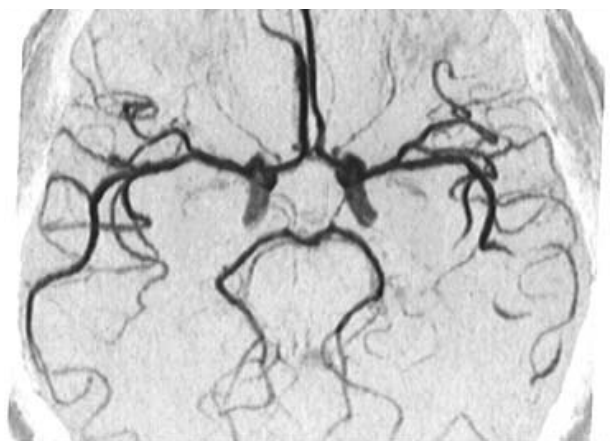
Fig 13.9.

Esquema de la obtención de imágenes mediante la técnica de máxima intensidad de proyección (MIP). Una estructura tridimensional se plasma en un plano cogiendo únicamente la máxima señal a lo largo de la línea de proyección. Con proyecciones múltiples y en modo cine podemos hacer rotar la imagen en el espacio para elegir la proyección de mayor información diagnóstica.

13.5. ESTRATEGIAS EN ARM.

Podemos enviar **pulsos de saturación** sobre áreas que con su movimiento implicarían artefactos sobre la imagen. Para ello se seleccionan las zonas y su amplitud sobre una imagen determinadas. Los actuales software permiten zonas de saturación en cualquier dirección del espacio.

También podemos utilizar las técnicas con **Transferencia de Magnetización (TM)** para lograr un mayor contraste entre el H móvil del torrente sanguíneo y los tejidos estacionarios con pool de H ligado (ver Cap. 15.5.). en la Fig 13.10 puede observarse la gran resolución espacial que se alcanza con técnica TOF_TM.



*Fig 13.10.
Imagen RM 3D
angiográfica
sin contraste y con
Transferencia de
Magnetización
Unitat RM. Centre IDI.
Hospital Universitari Vall
d'Hebron. Barcelona*

ARM_TOF_3D_TM

Cabe citar los **mecanismos de compensación de flujo** que tienen por objetivo corregir el desfase que producen los gradientes magnéticos utilizados durante las secuencias. Normalmente para compensar este desfase se suele aplicar un gradiente compensador de sentido opuesto de la misma forma que hemos visto actuaba un gradiente bipolar. Sobre los voxels estacionarios su efecto es compensar el desfase y poner los núcleos en fase, logrando una señal máxima en el voxel. Pero cuando los núcleos están en movimiento hemos visto que el gradiente bipolar no puede lograr ponerlos en fase y el núcleo presenta un desfase de flujo. Ello implica que en el voxel donde se mueven los núcleos de H con una resultante neta, la dispersión de fase hace disminuir la señal total. Esta pérdida de señal, representa desde el punto de vista de imagen un inconveniente. Para compensar se utilizan técnicas de COMPENSACIÓN DE FLUJO o "FLOW COMP", **QUE MEDIANTE GRADIENTES ADICIONALES COMPENSAN EL DESFASE DEBIDO AL FLUJO**. También se conocen estas técnicas con otros nombres como Gradient Moving Refocusing (**GMR**) Existen varios órdenes de compensación según el régimen de circulación que queramos compensar. El más utilizado es la **compensación de primer orden** para flujos lineales con velocidades constantes y regímenes laminares, por ejemplo se suele utilizar para sangre venosa, arteriolas precapilares o LCR. La **compensación de segundo orden** se utiliza para flujos en aceleración y la de **tercer orden** para turbulencias. En la Fig 13.11 se muestra el diagrama de una compensación de flujo de primer orden que consiste simplemente en aplicar una secuencia de gradientes de magnitudes +G,-2G,+G.

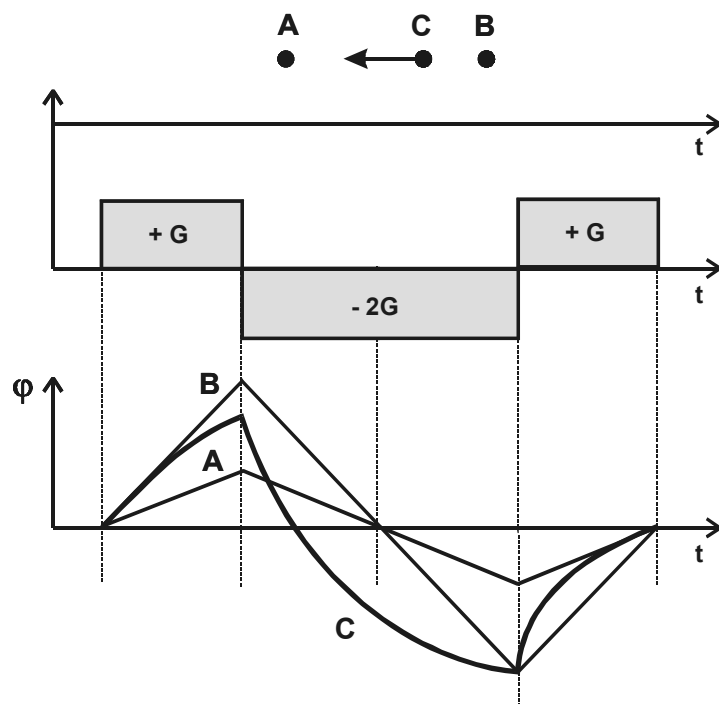


Fig 13.11.
Diagrama de una compensación de flujo de primer orden.
Un spin móvil que se mueva de A B en régimen laminar a velocidad constante y lineal puede llegar a refasarse respecto a los núcleos estacionarios si aplicamos una secuencia de pulsos de gradiente $+G, -2G, +G$.

Mediante las técnicas de Compensación de Flujo, tanto los núcleos móviles como los fijos terminan en fase, esto implica que se pierde el "vacío de señal de los vasos" al aumentar la señal de los líquidos en movimiento. Las técnicas de compensación de flujo permiten disminuir los artefactos que debido a las irregularidades de fase en los voxels móviles que se obtienen durante el tiempo de adquisición, implican en la decodificación en que interviene la fase en la transformada de Fourier al reconstruir la imagen, un típico artefacto conocido como ARTEFACTO DE FLUJO siempre en la dirección de la codificación de fase.

El uso de mecanismos de compensación de flujo es obligatorio en las secuencias Angiográficas par lograr la máxima señal en los vasos. En las Técnicas de TOF se añaden los gradientes compensadores se utilizan como continuación en el gradiente de selección del plano. Normalmente no se utilizan este mecanismo compensador durante el gradiente de codificación de fase ya que es extraordinariamente corto y vuelven a utilizarse los gradientes compensadores cuando entra en juego el gradiente de codificación de frecuencia. En las técnicas de Fase pueden optarse por gradientes adicionales de compensación de flujo, pero por lo general se hace variar adecuadamente la forma de los mismos gradientes utilizados para lograr la diferencia de desfases.

Desde el punto de vista práctico las técnicas Flow Comp implican ciertas condiciones como: Limitar los valores del TE mínimo a utilizar ya que ya que tienen que permitir el juego de gradientes. Ello implica una limitación en el número de planos. Los pulsos de gradiente aumentan el ruido de la máquina. En algunos casos precisan de un FOV mínimo.

13.6. LA ARM CON CONTRASTE

El uso de sustancias de contraste magnéticas cambia totalmente la forma de concebir la ARM. **El contraste vascular depende de la reducción de los parámetros de relajación de los H de la sangre** (básicamente el T1) y no tanto de fenómenos relacionados con el efecto “in flow” o efecto de desfase. Una vez inyectado el agente de contraste, la sangre presentará un T1 más corto que el resto de los tejidos, por tanto en imágenes potenciadas en T1 con representación estándar, la sangre intravascular aparecerá hiperintensa. La dependencia del fenómeno “in flow” es reemplazada simplemente por adquisiciones T1 que son mucho más rápidas y por otro lado **liberan la señal de la geometría de la obtención** respecto al árbol vascular ya que no es importante el ángulo del plano de obtención respecto al vaso. Además, mientras se mantenga el influjo de la sustancia de contraste, no se tienen problemas de pérdida de señal por efecto de saturación como ocurría en la TOF sin contraste. Lo que permite obtener una buena señal en vasos venosos o en vasos de circulación lenta. Todo ello implica que la ARM con contraste (ARMCC) o la CONTRAST ENHANCED MR ANGIOGRAPHY sea una técnica muy simple de aplicar y de extraordinaria utilidad clínica.

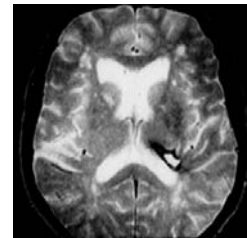
Hay muchas sustancias que se están ensayando para utilizar en la Angio-RM, las más importantes se han estudiado en el capítulo 12. Básicamente de dos clases, las de eliminación rápida y las que tienen una vida larga en el torrente sanguíneo formando un “pool vascular”. Las primeras son las más utilizadas para la ARM, mientras que las segundas están en fase preliminar. Por tanto nos referiremos a las sustancias que como el gadolinio, una vez inyectadas en el torrente sanguíneo, pasan rápidamente al espacio intersticial y se eliminan por vía renal. En consecuencia su concentración en la sangre decrece rápidamente después de la inyección.

. Las secuencias actuales permiten seguir el contraste es técnicas de **escópio-RM**. En algunas secuencias se utilizan **pulsos rastreadores** que indican al operador cuando ha llegado el contraste al sitio requerido, sin que sea preciso ver la imagen

También las posibilidades actuales de llenar el espacio K de forma concéntrica o radial, con técnicas de un snap-shot permiten que el máximo contraste en la imagen corresponda justamente al óptimo de llegada de la sustancia de contraste con lo que incluso puede obtenerse de forma separada imágenes correspondientes a la fase arterial o a la fase venosa.

14

CONSIDERACIONES BÁSICAS EN LA INTERPRETACIÓN DE LAS IMÁGENES RM



Para entrar en la **interpretación del contraste** en las imágenes tomográficas de RM hemos de recordar que la señal que se obtiene de un voxel proviene de los núcleos de H que contiene, teniendo en cuenta que **únicamente obtendremos una señal útil de aquellos núcleos que han entrado en resonancia y que generan una señal diferenciable del ruido.**

La señal de los núcleos de H es modulada por la estructura molecular con la que puede interrelacionar energía (Latex) y por las heterogeneidades magnéticas, bien sean por inhomogeneidades externas, bien por fenómenos de susceptibilidad magnética. Por ello, hemos visto que puedan obtenerse en IRM imágenes donde, aparte de la densidad de H del voxel (**D**), se refleje la relajación longitudinal relacionada con la facilidad en la liberación energética (**T1**) o los parámetros de relajación transversal relacionados con la coherencia en la relajación nuclear, corrigiéndola (**T2**) o no (**T2***) de las heterogeneidades del campo magnético. Consideración aparte merecen las variaciones de señal debida a los desplazamientos de los núcleos de H, bien sean mediante movimientos macroscópicos o bien mediante movimientos microscópicos.

Señales útiles para realizar la imagen RM se obtienen en los tejidos biológicos básicamente del H del tejido graso y del H del agua. En algunos casos puede obtenerse señal suficiente del H por acumulo patológico de metabolitos en general de bajo peso molecular, mientras que el H que forma parte de macromoléculas, fosfolípidos...etc no puede diferenciarse del ruido. La señal en el tejido graso proviene del H de los radicales tipo **=CH₂**, **-CH₃**, con frecuencias de resonancia ligeramente diferentes de la del H del agua (3.5 ppm: ver capítulo de espectroscopia). Ello origina, cuando se utilizan gradientes altos un típico artefacto de desplazamiento químico que ya hemos estudiado en el cap. 8.4. Este artefacto se conoce como **artefacto de desplazamiento químico** y en las secuencias clásicas siempre ocurre en la dirección de la codificación de frecuencia en las interfases agua/grasa.

La **grasa** es siempre un tejido de referencia en la interpretación de las imágenes RM. Se caracteriza por su T1 corto debido a la facilidad que tienen sus núcleos de H de liberar la energía. Su T2 es intermedio. En las imágenes base en RM (la T1-SE o la FAST/TURBO T1-SE), aparece siempre con alta señal. No obstante en secuencias IR **puede aparecer en cualquier valor de la escala cromática.** Es hiperintensa en secuencias IR con TI elevado, bajando su señal a medida que disminuimos el valor del tiempo de inversión TI, pudiéndose obtener para cada valor del campo magnético un TI que anula la

señal de la grasa (técnicas de STIR). Existen secuencias que utilizan la diferencia de frecuencia de precesión entre el H del tejido graso y el H del agua para obtener **imágenes de supresión espectral de la grasa** mediante pulsos selectivos de saturación de la grasa. Ésta es la técnica de selección para evitar el artefacto de distorsión por el desplazamiento químico de la grasa en las secuencias EPI, pero evidentemente precisa una buen "shimming". También podemos obtener la grasa en negro simplemente utilizando una secuencia GE con un ángulo inicial y un TE adecuado. Con ello vemos que el tejido graso puede adoptar cualquier tonalidad, por tanto es del todo necesario programar la secuencia en orden al contraste que queremos obtener. Las técnicas de supresión espectral de la señal grasa son importantes para la identificación exacta del tejido graso en casos donde existe duda entre grasa estructuras con T1 corto como la hemorragia subaguda, depósitos de pigmentos (Magnesio, cobre, melanina..), formaciones mucoides y sustancias proteináceas que presenten prácticamente anulación de señal en secuencias STIR y en cambio no se anula la señal cuando se utiliza una técnica tan selectiva como son los pulsos de saturación grasa. Pese a la gran variedad de señal que nos podemos encontrar procedente del tejido graso, siempre vamos a buscar como referencia la imagen brillante de la grasa en secuencias T1-SE.

La fuente más importante de señal corresponde al radical -OH del agua. Existen varios modelos de los estados del agua en nuestro organismo. Vamos a adoptar el más simple, considerar dos estados del agua: El agua libre y el agua ligada con un intercambio variable entre estos dos estados. Lo más característico es que el agua libre tiene un T1 y un T2 elevados indicando respectivamente la dificultad en liberar la energía debido al gran rango de valores en las energías moleculares del agua libre (T1 largo) y a la poca influencia spin-spin lo que implica una relajación muy coherente de sus núcleos (T2 elevado). Cuando el agua pasa a ligarse formando capas de hidratación pierde libertad y tanto su T1 como su T2 se acortan. El agua fuertemente ligada tiene un T2 extraordinariamente corto (por ejemplo del orden de los microsegundos en los tejidos colágenos) por lo que dependiendo de su grado de interacción el agua ligada es indetectable de forma directa con las técnicas de IRM al no poderse generar una señal de eco con el tiempo tan corto. Las técnicas de transferencia de magnetización permiten una detección indirecta. Por ello al **referirnos a las imágenes de Resonancia del agua estamos considerando básicamente agua libre.**

En los **tejidos celulares**, la señal RM dependerá de la proporción agua libre/agua ligada en el voxel. El agua libre es básicamente extracelular, mientras que la mayoría del agua ligada es intracelular. Las imágenes potenciadas en **D** dan relativamente pocas variaciones de contraste en los tejidos celulares, teniendo que recurrir a las imágenes potenciadas en **T1** y sobretodo a las **T2**. La secuencia más utilizada es la **SE** o la **FSE** y en algunos casos es útil la **STIR (TURBOSTIR)** donde los aumentos de agua se recogen en alta señal de intensidad traduciendo la mayor dificultad de relajación longitudinal y destacando claramente sobre el transfondo negro de la grasa limitante. Las secuencias en T2* se programan ante la sospecha diagnóstica de patología que introducirá problemas de susceptibilidad en los tejidos celulares. Es importante el papel de las secuencias con **Transferencia de Magnetización (TM)** para valorar el tipo de estructura acuosa que se encuentra en un voxel y la comparación con y sin TM

En la interpretación de imágenes en el **sistema músculo-esquelético**, aparte de la relación agua libre/agua ligada aparecen nuevos factores a tener en cuenta como es la **susceptibilidad magnética** en especial en el hueso cancelar y los fenómenos de anisotropía en determinadas macromoléculas. Existen estructuras como los **tejidos colágenos** (Tendones, Fibrocartílago, Ligamentos) así como el **hueso cortical** que siempre aparecerán con mínima señal debido por un lado a la poca **D** de núcleos de H y por otro a la gran incoherencia de su relajación, por lo que poseen un T2 muy corto que impide obtener un eco. Son útiles en el sistema músculo-esquelético utilizar **técnicas de supresión grasa** especialmente las de saturación espectral para evitar el artefacto del desplazamiento químico.

Los tendones, las fibras colágenas presentan fenómenos de anisotropía magnética con lo que el valor del T2 varía según la orientación respecto al campo magnético. El valor del T2 es máximo cuando se encuentra orientada aproximadamente unos 55° respecto la dirección de B₀ (**ángulo mágico**) (Recordemos que el ángulo que la mecánica cuántica fija para el movimiento de precesión del spin es de 54,7° como vimos en el apartado 3.1) con lo que en secuencias con TE muy corto puede recogerse alguna señal y tendrá que tenerse en cuenta para no valorar este artefacto como patología.

El **músculo** tiene valores de T1 intermedios y valores T2 bajos debido a su fuerte estructuración tisular. Puede aparecer con cualquier tonalidad cromática intermedia de grises de acuerdo con la secuencia que utilizemos.

Especial atención merece el **cartílago hialino** que contiene gran cantidad de agua extracelular ligada a estructura de mucopolisacáridos proteoglicanos, sin presentar fenómenos de susceptibilidad magnética. Ello implica que pueda obtenerse brillante en secuencias **T2*** diferenciándolo claramente del hueso cortical y subcortical. La presencia de fibras colágenas le confieren anisotropía magnética y por lo tanto hay que tener en cuenta el artefacto del ángulo mágico. En altas resoluciones espaciales, el cartílago presenta una estructura laminar en RM, de acuerdo con su estructuración histológica. ⁽¹⁾⁽²⁾. La zona más externa del cartílago articular es la **zona superficial** o tangencial. Representa aproximadamente un 10% del grosor del cartílago. Las fibras colágenas van tangenciales a la superficie y están más densamente empaquetadas que en zonas más profundas. Presenta una señal intermedia. Inmediatamente por debajo se encuentra la **zona transicional** o intermedia, donde las fibras colágenas están oblicuamente orientadas presenta una alta señal. La zona inmediatamente subyacente es la **zona radial** que presenta una señal de intensidad más baja. En ella las fibras colágenas se encuentran orientadas perpendicularmente a la superficie y son más finas que en las zonas más externas. Finalmente una fina **zona de cartílago calcificado** en la interfase del cartílago con el hueso subyacente. Presenta una zona de baja intensidad. Estas dos zonas más profundas constituyen el 50% del grosor del cartílago. El contenido colágeno decrece y el de proteoglicanos aumenta a medida que nos desplazamos desde la superficie al hueso. El tamaño y la intensidad de la señal de las diferentes zonas puede variar con la orientación del cartílago con el campo magnético. En consecuencia la señal en la zona radial puede incrementarse cuando el cartílago se coloca de tal forma que las fibras colágenas formen un ángulo mágico con la dirección del campo magnético. La causa de la apariencia laminar del cartílago en imágenes potenciadas en T2 parece debida básicamente a la orientación y concentración de las fibras colágenas mientras que los proteoglicanos juegan un papel menor. La apariencia laminar en IRM del cartílago básicamente en imágenes T2 se correlaciona muy bien con las zonas histológica

Donde mayor se evidencian la gran información histoquímica que podemos obtener mediante RM es en la valoración del **hueso cancelar**. En imágenes **T1-SE** aparece hiperintenso si contiene médula grasa. En secuencias STIR es hipointenso por la anulación de la señal grasa. En secuencias **GRE** por efecto del desfase no corregido debido a la susceptibilidad la señal disminuye siendo tanto más hipointensa cuanto más potenciada en **T2***.

¹ Mc Cauley T.R. y Disler D.G. *MR Imaging of Articular Cartilage*. **RADIOLOGY**;209:629-640. Des 1998.

² Dong Joon Kim y col. *Correlation of Laminated MR Appearance of Articular Cartilage With Histology, Ascertained by Artificial Landmark on the Cartilage*. **JMRI** 10 (1) :57-64. July 1999



Fig 14.1. Edema óseo

En SE_T1 la presencia de agua libre disminuye la señal de la médula ósea.

En STIR el agua libre es mucho mas aparente ya que la médula ósea con componente graso da una baja señal.

En GRE_T2, la visualización del edema es notablemente menor ya que en este caso, es una contusión sin rotura trabecular y por lo tanto el efecto de susceptibilidad disminuye la señal enmascarando el edema.

Es evidente que ante tal variedad de posibilidades cromáticas debemos conocer la señal normal que según la secuencia utilizada corresponde a un determinado tejido, antes de valorarla como patológica. Muchas veces se recurre a la simple comparación bilateral. También es preciso contar con una sospecha diagnóstica lo mas dirigida posible para aplicar las secuencias que proporcionan un contraste óptimo.

La introducción de las **sustancias de contraste** como los quelatos del Gadolinio han posibilitando la detección de la patología con un mayor contraste en **T1** ya que estas sustancias actúan favoreciendo la relajación de los núcleos de H con los que entran en relación. Se usan básicamente en secuencias T1-FSE, T1- FAST-GRE. Hay que hacer constar en la imagen el uso del contraste en una imagen T1 para no confundirse con señales hiperintensas en T1-SE como la grasa o la hemorragia subaguda. Las sustancias de contraste sin especificidad tisular son paramagnéticas y no difundibles, a su paso por el torrente sanguíneo originan en el entorno disminuciones en los parámetros de relajación T1 y en el T2* y problemas de gradientes de susceptibilidad. Ello se utiliza para estudios funcionales. (ver Cap15.4).

Otro factor a considerar en la interpretación de las imágenes es la señal que proviene de los H en movimiento. Todo el capítulo 13 se ha dedicado a la importancia de la **ANGIO_RM** tanto con contraste como sin contraste. Aparte del movimiento sanguíneo, los mismos principios se pueden aplicar a cualquier fluido con un flujo neto resultante como el LCR. En este aspecto han adquirido relevancia los estudios del flujo del LCR en el acueducto Silvio en las Hidrocefalias. En el capítulo dedicado a avances en IRM se expone el estado actual de las **imágenes de perfusión** así como las imágenes de movimientos de **difusión** del agua libre.

En líneas generales la **patología básica** que conlleva cambios morfológicos, se detecta como en cualquier otro método de imagen (Efecto masa, desplazamientos, efecto retráctil, obstrucciones secundarias...) con la ventaja de poderla delimitar en cualquier orientación. Básicamente la buscamos en imágenes T1. Pero la información RM es además sensible a los cambios fisiológicos e que en general implican una variación en la proporción agua libre/agua ligada en favor de la primera y por tanto aún no existiendo cambios morfológicos la detección patológica podría beneficiarse de los cambios en los parámetros de relajación. Refiriéndonos únicamente a los parámetros D, T1 y T2, la mayoría de patologías aumentan el agua libre extracelular (edema, necrosis,...) o el agua libre intracelular (neoplasias...). Por lo tanto la mayoría de patologías implicarán aumento en D y aumentos en T1 y T2.

En consecuencia, como norma general la patología en secuencias estándar SE es:

Patología Básica en IRM (Secuencias SE clásicas)		
± Hiperintensa en D	± Hipointensa en T1	± Hiperintensa en T2
<p>Algunas excepciones :</p> <p>Estructuras patológicas con T1 corto:</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆ Grasa (Lipomas) ◆ Hemorragia subaguda ◆ Pigmentos y sustancias paramagnéticas (Melanina,...) ◆ Determinados acúmulos coloides o mucinosos <p>Estructuras con T2 corto:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Calcificaciones • Hemorragia crónica (Hemosiderina) • Hemorragia aguda (Desoxihemoglobina) • Pigmentos y sustancias paramagnéticas (Melanina,...) 		

Aparte de estos grandes rasgos es evidente que la gran variabilidad de secuencias en IRM permite investigar la que proporciona un óptimo contraste. Siempre tratando que se obtengan los resultados apropiados con el menor tiempo posible. Buscaríamos secuencias que potencien mucho en T2 (FSE con TE eff largos) o mucho en T1 (T1_FAST GRE/ FFE) o TURBO/FAST/EPI-STIR). En el SNC es útil la potenciación en D. También son útiles para las lesiones periventriculares las secuencia TURBO/EPI FLAIR. En el sistema músculo-esquelético podemos utilizar además las variaciones de susceptibilidad. En general la secuencia base la constituye la T1-SE, después si buscamos líquido tratamos de utilizar T2-SE y si es demasiado tiempo, T2*-GE. En general la patología subcondral se estudia bien en secuencia T1 o STIR. Cuando buscamos patología del cartílago, debido a la ausencia de susceptibilidad, podemos trabajar con secuencias GE con una potenciación intermedia ya que si acentuamos el valor del T2* no podemos diferenciar el cartílago del líquido articular. Por último podemos recurrir a la secuencia STIR para valorar la presencia de líquido tanto en partes blandas como en el simple edema óseo donde resulta más impactante que la secuencia GRE ya que si no existe pérdida de la trabeculación, la susceptibilidad implica siempre una disminución de la señal.

En la patología abdominal se utilizan secuencias que permiten el estudio completo en tiempos de respiración suspendida. Secuencias basadas en llenados rápidos del espacio K del tipo RARE o HASTE si queremos pulsos de radiofrecuencia o del tipo FAST GRE/FE con o sin saturación espectral de grasa y en obtenciones 2D o 3D. so utiles las secuencias FAST GRE "in -out" de fase

Un ejemplo rápido de la gran información bioquímica que aporta la imagen por RM se encuentra en la **hemorragia**. Centrándonos por ejemplo en una hemorragia intraparenquimatosa, podemos diferenciar cinco fases:1. Hiperaguda, 2. Aguda, 3. Subaguda, 4. Precrónica y 5. Crónica. La imagen RM presenta variaciones dependiendo del estado bioquímico del grupo hemo. Las variaciones se esquematizan en la Fig 14.2.

EL HEMATOMA INTRAPARENQUIMATOSO EN RM
Secuencias SE clásicas

	FASE	I (D)	I (T1)	I (T2)	EDEMA
0 h ↓	HIPERAGUDA Hematíe intacto Oxi-Hemoglobina	↑↑	↑↓	↑↑	↑↑
24 h ↓	AGUDA Hematíe intacto Desoxi-Hemoglobina	↑↑	↓↑	↓↓	↑↑
48 h ↓	SUBAGUDA Hematíe intacto Metahemoglobina	↑↑	↑↑	↓↑	↑↑
2 sem ↓	PRECRÓNICA Lisis Hematíe Metahemoblobina	↑↑	↑↑	↑↑	↓↑
3 sem ↓	CRÓNICA Macrófagos Hemosiderina	↓↑	↓↑	↓↓	↓↓

Fig 14.2.

Variación de los parámetros IRM en la evolución del hematoma intraparenquimatoso en el SNC.

En la columna correspondiente el edema acompañante.

Las flechas representan la presencia de señal y no los valores de relajación.

1. **Fase hiperaguda:** El hematíe está intacto y el grupo hemo está predominantemente en forma de oxihemoglobina. La oxihemoglobina es diamagnética y no modifica la relajación de los núcleos de H con lo que, esta fase (aparte del edema) es la fase más silente en RM ya que es poca la variación en D y en T2. (si acaso algo de bajada de señal en T2 por efecto compactación y menor difusibilidad de los núcleos de H). En esta fase la TC detecta fácilmente la presencia de hemorragia.

2. **Fase aguda:** el hematíe continúa intacto y a parte de la compactación y menor difusibilidad del H lo que implica aumento de la incoherencia en la relajación (bajada del T2), la oxihemoglobina ha pasado a ser desoxihemoglobina por aumento de los electrones desapareados en el Fe^{+2} y con propiedades paramagnéticas lo que implica problemas de susceptibilidad local, un aumento del desfase en las relajaciones de los núcleos y por tanto una caída de señal en imágenes potenciadas en T2* y T2. Los valores del T1 no se afectan debido a la estructura cerrada del grupo hemo que impide que los núcleos de H encuentren facilidad en la relajación energética. (Ver fig 14.3)

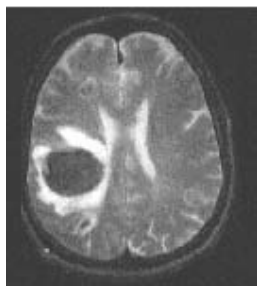


Fig 14.3. Fase aguda de una hemorragia intraparenquimatosa en un campo de 1,5 T. Imagen T2.

3. **Fase subaguda:** Se caracteriza por el cambio de desoxihemoglobina a metahemoglobina que conserva el paramagnetismo debido a los electrones desapareados pero existe un cambio estructural en la molécula del grupo hemo que se abre permitiendo a los H ponerse en contacto con zonas que favorecen su relajación. El T1 se acorta y la señal en imágenes potenciadas en T1 aumenta. (Fig 14.4). El T2 continua bajo mientras el hematíe no se lise.

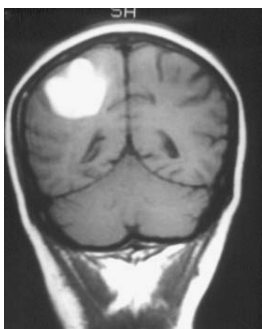


Fig 14.4 Fase subaguda de una hemorragia intraparenquimatosa caracterizada por su T1 corto.

4. **Fase precrónica:** Se caracteriza por el aumento de la señal en T2 debido a la lisis de los hematíes y por tanto la mayor desestructuración confiere una menor influencia spin-spin y por tanto un mayor sincronismo en la relajación. La metahemoglobina se hace extracelular por lo que es característica de esta fase el T1 corto y el T2 largo. A la vez el edema periférico se haya en fase de desaparición (Fig 14.5). Es un etapa en la que el la TC la hemorragia se hace isodensa. Por lo tanto la indicación es RM.

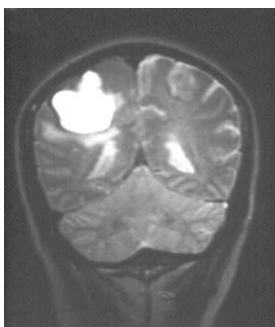


Fig 14.5. Fase precrónica de una hemorragia intraparenquimatosa Imagen T2

5. **Fase crónica:** En la evolución del coágulo, los macrófagos transforman los restos hemáticos en hemosiderina. Esta transformación suele aparecer de forma centripeta desde la periferia. La hemosiderina es fuertemente paramagnética e implica un fuerte acortamiento en los valores del T2 y consecuentemente una disminución de la señal en las demás potenciaciones de la imagen. La hemosiderina es como un tatuaje permanente en el tejido con lo que la RM es capaz de identificar un infarto antiguo hemorrágico de un infarto antiguo isquémico. (Fig 14.6)

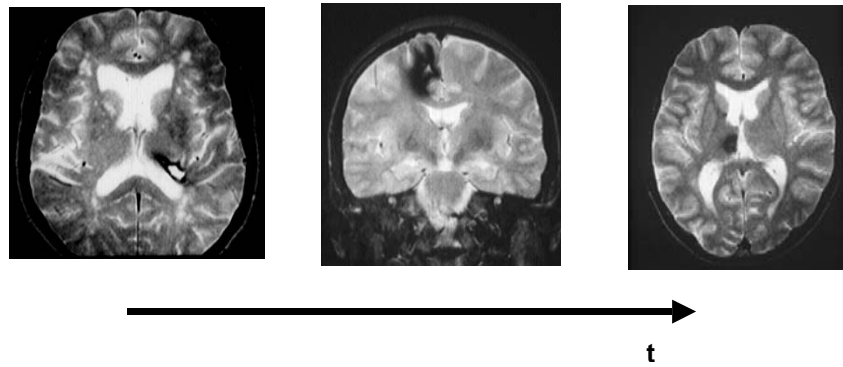
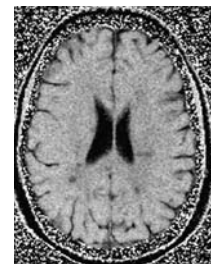


Fig 14.6. Evolución hacia la cronicidad de la hemorragia intraparenquimatosa. Imágenes en T2

15

TÉCNICAS ESPECIALES EN IRM



Trataremos en este capítulo de:

- La IRM en las técnicas intervencionistas
- Difusión
- Perfusión
- Imágenes funcionales
- La Transferencia de Magnetización.

15.1. LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN LAS TÉCNICAS INTERVENCIONISTAS. (1)

El término INTERVENTIONAL MR IMAGING comprende la utilización de la IRM como guía, control y seguimiento de procedimientos terapéuticos intervencionistas menores. Dejando aparte las **técnicas intervencionistas intravasculares** terapéuticas, en las que se está ensayando la utilidad de la IRM para la visualización en tiempo real de la situación de la punta del catéter, de la sonda o del coil (REAL-TIME TRACKING OF INTERVENTIONAL DEVICES WITH MRI), vamos a desarrollar la creciente utilidad de la IRM en aquellos procedimientos que persiguen la **destrucción selectiva de tejido** bien sea mediante variaciones localizadas de temperatura, por aumento del depósito calórico (LÁSER, RADIOFRECUENCIA o ULTRASONIDOS) o por frío (CRIOCIRUGÍA), bien sea mediante el depósito local de agentes químicos.

El superior contraste IRM en los tejidos blandos, su mayor rapidez en detectar los cambios tisulares y la dependencia de los parámetros de relajación con la temperatura, configura un marco idóneo para el seguimiento de las técnicas intervencionistas. No obstante, la aplicación de la IRM en este campo no ha sido posible hasta que el desarrollo tecnológico ha permitido:

- Tener una imagen en tiempo real de los cambios tisulares. En la actualidad, las secuencias ultra-rápidas permiten obtener imágenes de suficiente calidad en tiempo prácticamente real. Bien sea mediante secuencias FAST/TURBO o EPI se logran visualizar los cambios tisulares debido a las variaciones térmicas antes que se disipe el depósito calórico.

- Poder visualizar directamente desde el punto de intervención las imágenes. Es decir tener un monitor delante del intervencionista. Esto es posible debido a las nuevas PANTALLAS DE PLASMA que permiten mostrar las imágenes sin ser afectadas por los campos magnéticos.

¹ A la Interventional MRI se han dedicado dos volúmenes de la revista JMRI: Volume 12 (4) October 200 y Volume 1 (1) January 2001

- Diseñar IMANES ABIERTOS para facilitar el acceso directo a la zona y el control directo del acto terapéutico. A esta finalidad las configuraciones de estas máquinas evitan el túnel de exploración de los tomógrafos convencionales, bien con un diseño en C, bien partiendo el imán como si fueran dos "donuts", bien disminuyendo la longitud de la zona a explorar y haciendo aperturas mucho mayores.

- Crear toda una serie de MATERIAL usado en las técnicas intervencionistas compatible con el campo magnético. Básicamente se confeccionan bisturíes, guías, tijeras, escalpelos y toda una nueva industria mediante materiales cerámicos, de plástico o metálicos compatibles, plata, platino, tántalo, titanio, tungsteno... (Ver Cap 2)

- Algunas casas comerciales están diseñando secuencias que muestran en tiempo real la imagen tomográfica partiendo como referencia el eje del bisturí o el instrumento utilizado. Es decir que en lugar de las tomografías estándar, los planos tomográficos obtenidos muestran las estructuras que están en la DIRECCIÓN DEL APLICADOR en dos planos ortogonales cortados sobre la línea del aplicador ("0°-in plane" y "90°-in plane") así como sobre cualquier plano perpendicular a la dirección del aplicador y a la distancia que queramos desde la punta del aplicador. La importancia estriba en la visualización de las estructuras sobre las que se puede actuar antes que sean tocadas por el aplicador.

Para la visualización de los cambios térmicos locales mediante IRM existen tres métodos basados en: 1) La relación de los parámetros de relajación con la temperatura. 2) El coeficiente de difusión térmica y 3) El desplazamiento químico del pico de resonancia del agua.

El procedimiento primeramente estudiado se basó en la dependencia del T1 con la Temperatura. El aumento de la movilidad de la molécula de agua con la temperatura implica una disminución en el valor del T1 tisular al aumentar la posibilidad de relajación del H. La variación es prácticamente lineal, aunque existen algunas dificultades debido al efecto de las variaciones locales tanto en el flujo sanguíneo como en la perfusión ocasionados por los propios cambios térmicos. Normalmente se usa una secuencia T2-Fast-Espin-Echo para la localización de la lesión y una secuencia T1- Fast-Spin-Echo para la detección de los cambios tisulares.

El segundo método para monitorizar los cambios tisulares de Temperatura estriba en la variación del desplazamiento químico del agua ya que al aumentar la agitación molecular varía el campo magnético local percibido por el núcleo de H por la mayor heterogeneidad introducida, por lo tanto se puede demostrar la variación térmica con secuencias fast sensibles al T2* que permiten detectar los cambios térmicos a medida que se produce el depósito calórico. Una medida cuantitativa de la temperatura se puede realizar mediante el desplazamiento químico del pico de resonancia del agua.

El tercer método está basado en el coeficiente de difusión del agua y su dependencia con la temperatura. La RM puede generar mapas de coeficientes de difusión de los cuales se puede calcular la temperatura con una exactitud en fantoms de 0,21 °C en un volumen de 0,3 cm³ El inconveniente es que esta técnica precisa de gradientes magnéticos muy potentes.

Otra de las grandes ventajas de la IRM frente a las técnicas habituales de control utilizadas en el intervencionismo como los US o la TC-RX, es la facilidad y rapidez con que se pueden visualizar los cambios térmicos tisulares. Las imágenes con US aprecian cambios ecogénicos en tan solo un 60% de los casos, se puede evidenciar la cavitación tisular aunque la presencia de gas produce sombras acústicas. La TC-RX demuestra las áreas de necrosis pero 24 horas después de la terapia. .

Un punto especial a tener en cuenta en las técnicas intervencionistas guiadas por IRM es los posibles efectos biológicos. Todo el personal que interviene (operador, anestesista, enfermería..) está sometido durante todo el acto terapéutico a la acción del campo magnético estático, de las emisiones de radiofrecuencia y de las variaciones de los gradientes magnéticos. Aunque no hay una experiencia suficientemente dilatada en el tiempo para afirmar que no existen efectos biológicos en el personal que tiene que trabajar durante mucho tiempo y con asiduidad dentro del aparato de RM, es necesario estar continuamente pendientes de las comunicaciones a este respecto.

15.1.1. APLICACIONES EN DIAGNÓSTICO

A. CITOLOGÍAS.

Las aspiraciones citológicas se monitorizan en la actualidad mediante US o TC-RM. No obstante existen ciertas zonas como la base del cráneo, en la que las sombras acústicas óseas en los US o los artefactos de Haunsfiel en la TC limitan la efectividad de este procedimiento. Por otro lado la localización de la zona es tarea difícil en TC ya que obliga a salirse cada vez de la sala de exploración. Cada vez será mas frecuente la utilización de la aspiración citológica guiada en tiempo real por IRM en zonas como cabeza, cuello, próstata, hígado o mediastino. Quizás una de los campos mas prometedores es la evaluación de las lesiones en la mama que no siendo detectadas en mamografía se pueden visualizar mediante IRM.

B. COLOCACIÓN ESTEREOTÁXICA DE ELECTRODOS PARA LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA.

En algunas patologías neurológicas convulsivas, se suelen monitorizar determinadas regiones encefálicas mediante la colocación de electrodos en áreas seleccionadas. Si los electrodos son RM compatibles no existen los artefactos que se producen en el TC y la mayor resolución de contraste tisular permite una mayor exactitud en la colocación de los electrodos.

C. BIOPSIAS ESTEREOTÁXICAS.

El seguimiento de la aguja se realiza por visualización directa mientras se está introduciendo. La visualización de las estructuras en el plano de la aguja antes que sean alcanzadas por la punta de la aguja puede prevenir accidentes comprobando su situación exacta respecto a estructuras anatómicas.

15.1.2. APLICACIONES TERAPÉUTICAS.

A. DRENAJES.

La monitorización de drenajes mediante RM presenta las mismas conclusiones que en las aspiraciones citológicas guiadas por RM.

B. LASERTERAPIA

Se basa en el deposito local calórico mediante la introducción de una fibra óptica. Ni los US ni la TC-RX muestran cambios inmediatos después de la aplicación del láser, mientras que la IRM es capaz de demostrar con gran sensibilidad los cambios estructurales en las proteínas, las zonas de necrosis, las zonas de edema e incluso la vaporización y cavitación, permitiendo calibrar el depósito energético para causar daños reversibles o definitivos. El problema en la laserterapia consiste en que

el tiempo para hacer el depósito energético tiene que ser inferior al de la difusión térmica del tejido. Ello se resuelve mediante la introducción de varias sondas. Las fibras son activadas mediante potencias de 2 W durante 6-8 minutos para lograr una fotocoagulación. El control se hace mediante secuencias tipo T1-Flash durante el tratamiento, con imágenes cada 15-30 segundos. No se ha demostrado una correlación entre valores de T1 y T2 y efecto del tratamiento. Existen dos modalidades de aplicación: la de baja potencia y larga exposición con temperaturas de 60-80° que produce la desnaturalización de las proteínas y una segunda modalidad utilizando gran potencia en exposiciones cortas llegando a temperaturas de 350° lo que produce una vaporización del tejido con carbonización en el centro.

La apariencia en la imagen RM es variable, pudiéndose seguir las diferentes fases del tratamiento. En secuencias T2 FSE, en la fase hiperaguda la señal cae, en la fase aguda aparece una alta señal de cavitación en el centro llena de líquido con una zona periférica de baja señal debido a la necrosis por coagulación y una tercera zona en alta señal debido al edema. En la fase crónica aparece una señal hipointensa debido a la necrosis con señales hiperintensas espiculadas y mal definidas debido al tejido de granulación

C. CIRUGÍA CON RADIOFRECUENCIA

El depósito calórico se realiza mediante una sonda de radiofrecuencia introducida hasta la zona a tratar. Esta sonda constituye el electrodo activo, mientras que existe otro electrodo dispersivo amplio externo. Entre los dos electrodos se hace pasar una corriente de radiofrecuencia. Debido a la disminución de superficie en el electrodo activo y a la impedancia del tejido a su alrededor, se produce un gran depósito calórico, causando la termocoagulación. Eligiendo la sección adecuada de los electrodos pueden hacerse variar las concentraciones calóricas. Esta técnica se utiliza en neurocirugía para la interrupción de vías sensitivas o motoras o para obtener resultados semejantes a exéresis en zonas prácticamente inabordables como en la talamotomías. El depósito calórico se hace equivalente a una elevación local de temperatura de unos 80° durante 1 minuto. Uno de los inconvenientes de la utilización de RF en RM, es la compatibilidad de las técnicas debido a la aparición de artefactos por los electrodos.

D. LOS ULTRASONIDOS

Sin duda es una de las posibilidades terapéuticas que mas expectativas ha despertado. El depósito calórico se hace mediante ondas ultrasónicas de choque guiadas mediante una pantalla sónica cóncava, cuyo centro se hace coincidir con la zona a tratar mediante un mando a distancia. Es por tanto un procedimiento totalmente externo sin necesidad de introducir sondas o incisiones con bisturí. Los cambios calóricos son inmediatamente visualizados mediante IRM que incluso permite asegurar la zona a tratar ya que regulando la potencia ultrasónica podemos observar la zona donde estamos mediante cambios totalmente reversibles y cuando mediante el movimiento de la pantalla acústica estamos seguros de la zona, enviar una descarga ultrasónica que produzca una lesión irreversible. Todo ello sin causar hemorragia, sin anestesia y simplemente manteniendo un medio de paso para no producir variaciones de impedancia sónica en las interfases. El inconveniente radica en evitar las sombras acústicas producidas por el hueso o el aire.

Los ultrasonidos presentan la ventaja que pueden ser muy finamente focalizados y su área de acción presenta unos límites muy bien definidos, lo que representa una ventaja respecto a la laserterapia. El foco puede ser tan pequeño como 1mm. Por último la IRM permiten hacer el seguimiento de la zona necrosada y terminar la resección posteriormente si en las sesiones anteriores ha sido parcial. Normalmente se utiliza FAS-GRAD-T1 con 1 seg de adquisición.

E. CRIOTERAPIA

La monitorización de las terapéuticas con frío mediante US tiene el gran inconveniente que al formarse el hielo aparece sombra acústica, mientras que la formación del hielo implica una ausencia de señal local en IRM por su T2 mínimo. Puede demostrarse que las áreas que muestran una pérdida de señal durante la sesión, desarrollaran una necrosis a la semana y una fibrosis en las próximas tres semanas. Con lo que se deduce que la visualización de las zonas de decrecimiento de la señal durante el acto terapéutico muestran la futura área de necrosis. Este procedimiento ha sido estudiado ya en el hígado.

La IRM puede controlar durante la aplicación para monitorizar la extensión de la zona de congelación y posteriormente seguir el proceso fisiológico de las secuelas. Normalmente se suelen utilizar más de una sonda simultáneamente y están térmicamente aisladas excepto en la punta de aplicación. Las sondas suelen ser de unos 3 mm de diámetro. La propagación de la zona congelada es del orden de los mm/minuto por lo tanto es fácil de visualizar con las técnicas IRM rápidas.

F. QUIMIOTERAPIA

Se basa en introducir en el tejido una determinada sustancia a concentraciones suficientes para que se produzca la destrucción local. Puede lograrse vía vascular mediante el vaso nutricio de la zona o bien puede introducirse mediante inyecciones percutáneas. En cualquier caso es difícil visualizar la zona de depósito, la permanencia y la eficacia.

Está suficientemente probada la utilidad de la inyección de etanol que en suficiente concentración produce una local necrosis por deshidratación. Se suele hacer mediante una o varias agujas y controlar su implantación mediante US o TC-RX Ambos métodos son adecuados para ver la exactitud de los implantes. Pero tanto US como TC tienen verdaderas dificultades para definir la zona abarcada por el fármaco. En los US el alcohol aparece ecogénico y se puede sobreestimar la zona abarcada. En CT el alcohol aparece ligeramente hipodenso pero es difícil de valorar. La IRM muestra con extraordinaria habilidad tanto la distribución como la concentración del alcohol. Se suele utilizar una secuencia FAST Inversión Recuperación junto con una supresión de grasa.

15.2. TÉCNICAS DE DIFUSIÓN

Como resultado de la agitación térmica, las moléculas presentan un movimiento de traslación al azar conocido como movimiento Browniano o de DIFUSIÓN MOLECULAR. La IRM es sensible a la difusión molecular. Ya hemos visto como los movimientos moleculares afectan tanto a los valores de T1 como a los valores de T2. **Pero la difusión solo implica a los movimientos de traslación molecular y no a los de rotación o vibración.** Por otro lado tanto T1 como T2, son afectados por los valores del campo magnético, **mientras que la difusión es independiente del valor del campo magnético.** La IRM es la única técnica que permite la visualización y el cálculo de la difusión molecular "in vivo" directamente a partir de los movimientos moleculares de traslación del agua libre.

15.2.1. DIFUSIÓN LIBRE

Las moléculas de agua libre están en continuo movimiento aleatorio debido a la agitación térmica. Bajo este movimiento las moléculas de agua cambian su orientación y su posición de una forma completamente al azar. El efecto de la difusión libre implica que si colocásemos en un punto una gran concentración de moléculas, al paso del tiempo estas se irían dispersando esparciéndose de forma aleatoria como una gota de tinta en un vaso de agua.

Si consideramos una población de moléculas agrupadas en un punto, al cabo de un cierto tiempo t las moléculas se habrán expandido alrededor del punto inicial con lo que la concentración en dicho punto habrá disminuido y la población presentará una distribución simétricamente separada del punto inicial con una variación de la concentración desde el punto inicial hasta los puntos más extremos. (Fig 15.1)

A medida que va pasando el tiempo la distribución se va expandiendo, la concentración en el punto inicial es menor y el espacio alcanzado por la población de moléculas en su difusión libre es cada vez mayor. Transcurrido un tiempo (t) desde que teníamos las moléculas agrupadas en la posición inicial el espacio alcanzado puede cuantificarse mediante un radio promedio de la distribución (r).

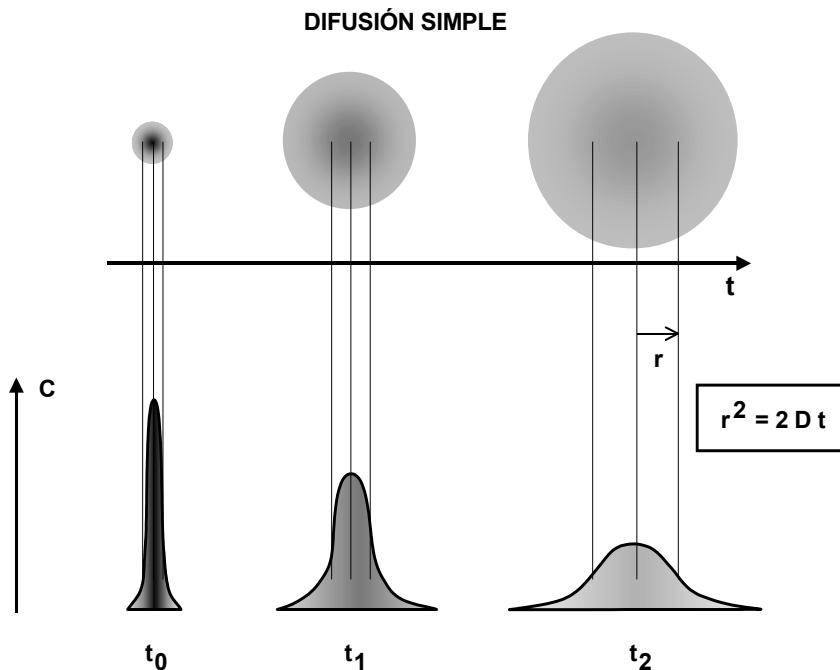
El cálculo de r viene determinado estadísticamente (Ver Nota 5.1) y cumple la denominada ley básica de la difusión:

$$r^2 = 2 D t$$

Donde D es un parámetro que depende del medio y recibe el nombre de **COEFICIENTE DE DIFUSIÓN** y caracteriza la movilidad de las moléculas en el medio considerado. Se expresa en cm^2/s .

Fig 5.1. Esquema de la variación de la distribución de una población molecular con el tiempo en difusión libre.

En cada instante la población adopta una distribución gaussiana. En la gráfica están representadas las distribuciones correspondientes a tres tiempos consecutivos (t_0 , t_1 y t_2). Con el tiempo la concentración en el



centro disminuye debido a la dispersión y el espacio abarcado va siendo cada vez mayor. El cuadrado del radio promedio de la distribución es proporcional al tiempo transcurrido. (Estadísticamente la varianza de la distribución es proporcional al tiempo transcurrido).

Nota 5.1.

Estadísticamente se calcula considerando una población con un gran número de moléculas. En un momento determinado la población se encontraría formando una distribución estadística gaussiana (Fig 5.1) cuya mediana sería nula ya que la probabilidad de desplazarse en una dirección es idéntica a la desplazarse en sentido contrario, pero la varianza de la distancia recorrida es proporcional al tiempo (Ecuación de Einstein de la difusión). La varianza viene dada por el cuadrado del radio promedio de la distribución.

$$\langle r^2 \rangle = 2.D.t$$

(ó $\langle r^2 \rangle = 6.D.t$, si consideramos el desplazamiento en las tres dimensiones)

La ecuación anterior es la ecuación básica de la difusión libre mostrando que el desplazamiento crece dependiendo tan solo de la raíz cuadrada del tiempo transcurrido. Esto es completamente diferente de los movimientos a velocidad constante, en los que el desplazamiento es proporcional al tiempo. Por ejemplo (²) comparemos el desplazamiento por difusión de una molécula de agua libre en un medio con un coeficiente de difusión $D = 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ (valor típico en el tejido cerebral) y el desplazamiento de una molécula de agua llevada por el flujo dentro de un capilar a una velocidad de 1 mm/s. En 2 ms cada molécula se mueve 2 micras. Pero mientras para recorrer 20 micras, la molécula de agua en el capilar tarda 20 ms, por difusión la molécula tardaría 200 ms. El proceso de difusión es pues razonablemente eficiente para el movimiento de moléculas en cortas distancias pero altamente ineficiente para el transporte en largas distancias.

La señal RM es sensible a estos pequeños desplazamientos moleculares del agua libre. En efecto, si analizamos lo que ocurre después de enviar un pulso de RF sobre un voxel, el desfase entre los spins hasta lograr la orientación a azar es debido a las diferencias de campos magnéticos percibidos por los núcleos del voxel. Vamos a considerar las dos causas fundamentales que intervienen en el proceso:

1. Por un lado la agitación de la molécula de agua lleva a cambiar la orientación de los spin respecto a los momentos magnéticos de las partículas de sus alrededores lo que implica distintas interacciones spin-spin y en consecuencia una mayor asincronismo en la relajación.
2. El movimiento de traslación de las moléculas de agua libre que implica que los spins nucleares difunden hacia otras regiones donde se encuentran con campos magnético distintos, lo que origina un cambio en la frecuencia de relajación.

Ambos son debidos a la agitación térmica molecular por lo tanto, ambos repercuten en el T2, pero podemos medir la contribución del movimiento traslacional de difusión de forma aislada ya que si después del pulso aplicamos un gradiente en una dirección, las moléculas de agua libre que por ejemplo tengan un desplazamiento en la dirección del gradiente, se encontraran con campos magnéticos muy distintos de los que existían antes de aplicar el gradiente con lo que el desfase que se producirá será mayor y por tanto existirá una más rápida caída de señal cuando aplicamos el gradiente.

² Buxton R.B, Frank L.R y Prasad PV.

Principles of diffusion and Perfusion MRI

CLINICAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING. R.R. Edelman, J.R. Hesselink y M.B. Zlatkin: Vol 1 Cap 8.:233. Saunders 1990 ISBN 0-7216-5221-2

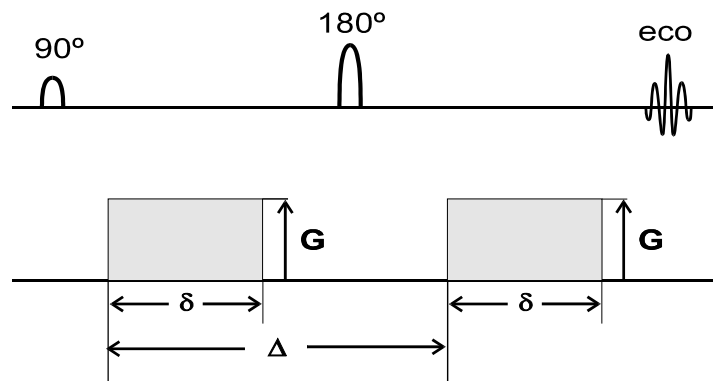
En efecto, si aplicamos sobre un voxel la secuencia clásica SE obtenemos una señal que llamaremos $S(0)$. Si repetimos la secuencia activando un gradiente en una dirección determinada, los núcleos de H que se mueven en aquella dirección presentan un mayor desfase y por tanto la señal recogida (S) será menor. Las dos señales están relacionadas por:

$$S = S(0) \cdot \text{EXP}(-b \cdot D)$$

Donde:

D es el coeficiente de difusión que caracteriza la movilidad de las moléculas en el medio
b es el llamado factor de difusión que depende básicamente para el núcleo de H de la tecnología de los gradientes de difusión empleados.

Hay que tener en cuenta que la presencia de un gradiente magnético sobre un voxel, origina de por sí una caída de señal debido a que entre los extremos del voxel se perciben campos magnéticos distintos y por tanto existirá un mayor desfase y en consecuencia una caída inherente de señal. Para poder obtener una señal que dependa únicamente de la movilidad de los núcleos de H y quite la influencia del desfase del gradiente sobre los núcleos estáticos, se puede recurrir a los gradientes bipolares ya que vimos en el capítulo de Angio-RM que la aplicación de un gradiente bipolar sobre la fase de los núcleos estacionarios es nula. Por tanto la pérdida de señal en un voxel, después de aplicar un gradiente bipolar será debida únicamente al movimiento de los núcleos de H del agua libre. En esto se basa el método más extendido en la clínica para obtener imágenes sensibles a la difusión: La técnica de STEJSKAL y TANNER.



Stejskal-Tanner

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$$

$$\Delta - \delta/3 = t_{\text{diff}}$$

Fig 15.2. Diagrama de la secuencia de Stejskal-Tanner para el cálculo de la difusión.

La potenciación en difusión es función de la duración del gradiente (δ), de la amplitud del gradiente (G) y del intervalo entre los gradientes de difusión (Δ). La duración del gradiente y el intervalo entre gradientes determina el tiempo durante el que se mide la difusión que se denomina tiempo de difusión t_{diff} . ($t_{\text{diff}} = \Delta - \delta/3$).

Stejskal y Tanner publicaron en 1965 para el cálculo de imágenes potenciadas en Difusión, una secuencia basada en la SE a la que añadían dos extra pulsos de gradiente (gradientes de difusión) de valor G , que actuaban como un gradiente bipolar y por tanto sin efecto sobre la fase de los núcleos estacionarios. Estos dos pulsos de gradiente se colocaban de forma simétrica alrededor del pulso de refase de 180° de la secuencia, separados un intervalo de tiempo Δ . La duración de los pulsos de gradiente es regulable por un valor denominado δ . (Fig 5.2)

En la técnica de Stejskal y Tanner, el factor b de la expresión:

$$S = S(0) \cdot \text{EXP}(-b \cdot D)$$

viene definido por:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$$

donde:

G es el valor del gradiente

γ es la constante giromagnética

δ es la amplitud del pulso de gradiente

Δ el tiempo entre los pulsos de gradiente.

$(\Delta - \delta/3)$ recibe el nombre de tiempo de difusión t_{diff}

Conociendo b y obteniendo las dos señales S y $S(0)$ podemos calcular D .

Fijémonos que la atenuación depende del valor del gradiente G y de dos parámetros función de la forma de los pulsos de gradiente, **pero no depende del valor del TE**. En consecuencia la atenuación puede ser controlada por un parámetro b (s/cm^2) que depende de la amplitud y la forma de los pulsos de gradiente utilizados.

Hay que tener presente:

- ❑ La secuencia SE de base tiene que tener un TE suficientemente largo como para poder intercalar los dos pulsos de gradiente, por tanto la SE de base potenciará en T2. En consecuencia, la intensidad de la señal resultante en un voxel de tejido conteniendo protones móviles es igual a la señal en una imagen potenciada en T2 disminuida en un factor que depende del valor de la difusión.
- ❑ Esta secuencia es sensible a la difusión únicamente en la dirección en que se aplica el gradiente. Para obtener una idea espacial del valor de la difusión será necesario aplicar al menos, tres gradientes en las tres direcciones del espacio.
- ❑ El contraste en la imagen final viene regulado por el factor b . Cuanto mayor es el valor de b mayor potenciación en difusión. (b es a la potenciación en difusión lo que TE es a la potenciación en T2).

El valor de b puede aumentarse

- Aumentando el valor del gradiente G
- Aumentando la duración del gradiente δ
- Aumentando el intervalo entre los gradientes Δ

Las dos últimas aumentan el TE y por tanto la potenciación en T2 (efecto residual T2, contaminación T2, brillo a través de T2, "T2 shine-through")

Si el valor de b es pequeño la sensibilidad a los movimientos de difusión es mínima y el contraste en T2 domina.

Para eliminar la contaminación T2, es preciso obtener imágenes calculadas a partir de imágenes con diferentes valores de b, preferiblemente con diferentes valores de la amplitud del gradiente.

Para que la atenuación por difusión sea medible el producto bD tiene que ser del orden de la unidad. Como el valor típico de D en el tejido cerebral es de $10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ ($= 0,001 \text{ mm}^2/\text{s}$), b tiene un valor típico de $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$. En la actualidad se están aplicando valores de b entre los 300 y los $7000 \text{ s}/\text{mm}^2$. Algunas casas comerciales suministran programas de difusión con factores b variables.

15.2.2. COEFICIENTE APARENTE DE DIFUSIÓN (ADC)

La ecuación básica de la difusión libre interpreta el movimiento como debido únicamente a la variación de concentración (a un gradiente de concentración) que implica la tendencia neta de desplazarse desde los sitios de mayor concentración a la de menor en un medio infinito. Cuando queremos aplicarlo a los medios biológicos esto no es cierto ya que el movimiento del agua libre está restringida por la presencia de barreras naturales como las membranas celulares o las largas cadenas proteicas. Por otro lado en IRM el movimiento molecular debido al gradiente de concentración no puede diferenciarse del movimiento molecular debido a gradientes de presión. Por lo que en medios biológicos debemos hablar de **COEFICIENTE APARENTE DE DIFUSIÓN (APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT: ADC)**.

En consecuencia la atenuación de la señal en medios biológicos debemos expresarla:

$$S = S(0) \cdot \text{EXP}(- b \cdot \text{ADC})$$

En particular interesa estudiar la caída de señal debida a la difusión propiamente dicha, de la caída de la señal debida a los núcleos de H del agua libre que se mueven en la red de microcapilares en el volumen estudiado. En efecto la red vascular capilar puede considerarse como un entramado de vasos orientados aleatoriamente en los que circulan núcleos de H en cualquier dirección por lo que al aplicar los pulsos de gradiente, existirá una caída de señal debido al desfase en los núcleos de H de la red capilar. No obstante debido a que los desplazamientos en la sangre son mucho mayores (típico: $1 \text{ mm}/\text{s}$) que los que ocurren en la difusión, la señal de la sangre debe decrecer mucho más rápidamente que la señal de los tejidos extravasculares. Por tanto con tiempos de medida adecuadas el efecto de la microcirculación desaparecerá y la caída de señal será debida únicamente a los procesos de difusión extravascular.

Le Bihan ⁽³⁾ desarrolló la teoría del **INTRAVOXEL INCOHERENT MOTIONS (IVIM)** consistente en considerar la caída de señal como debida a los fenómenos de difusión y a los de la microcirculación. Dependiendo por un lado de la geometría y condiciones de circulación y por otro de los parámetros de adquisición, la microcirculación puede interpretarse como un movimiento incoherente similar a la difusión o como un movimiento coherente. Estas dos condiciones extremas se enumeran como: Intravoxel incoherent motion (IVIM) o intravoxel coherent motion (IVCM)

³ Le Bihan D y Turner R. *Diffusion and Perfusion*. Stark, Cap 13: 335-371

Esta causa adicional de atenuación (debida a la microcirculación) que ocurre en el IVIM puede llevar a una sobrestimación del coeficiente de difusión en las imágenes de difusión cuando no se tienen suficientemente en cuenta la contribución de la componente no difusional.

La microcirculación de la sangre en la red capilar puede contemplarse como un movimiento incoherente a escala del voxel y aparece entonces la microcirculación como un movimiento al azar que puede interpretarse como una pseudodifusión. El factor D^* (factor de pseudodifusión) experimentalmente se comprueba que es mayor que D (un orden de magnitud). Según esta teoría se puede asumir que el voxel está formado por dos compartimentos: el formado por el flujo capilar y el estático en donde solo se manifiesta la difusión. El factor con que el compartimento dependiendo de la microcirculación contribuye al volumen del voxel es muy pequeño (menos de un 5% en el cerebro). Teniendo en cuenta estos dos factores puede demostrarse que el efecto de la contribución de la microcirculación a la atenuación de la señal tan sólo se manifiesta en valores de b bajos. Pero a partir de ciertos valores de b (debido a que D^* es mayor y que la fracción que corresponde a la microcirculación es pequeña) solo se manifiesta la difusión. **Por tanto el ADC es un parámetro que mezcla difusión y perfusión pero con factores b altos refleja únicamente la influencia de la difusión.**

15.2.3. ANISOTROPIA DE LA DIFUSIÓN.

Hemos visto que las posibilidades de movimiento del agua libre en los medios biológicos no era la misma en todas direcciones. En consecuencia no podemos describir el fenómeno de la difusión en los medios biológicos como si fuese una difusión libre. Si considerásemos que la difusión podía ocurrir con igual posibilidad en cualquier dirección el fenómeno se caracterizaría por una simple constante de difusión (ADC). Este tipo de difusión se conoce como DIFUSIÓN ISOTRÓPICA. En los medios biológicos las probabilidades de difusión dependen de la dirección en que se mida. A esta variación en las posibilidades de difusión según la dirección se le denomina **DIFUSIÓN ANISOTRÓPICA**. Por ejemplo, en la sustancia blanca las moléculas de agua libre tendrán mucha más facilidad en moverse en la dirección de los axones que perpendicularmente a las vainas miélicas.

El contraste de difusión medido en una dirección varía según el eje de medida. Incluso cambios en la posición de la cabeza que equivalen a cambios en los ejes de medida, alteran el valor de los movimientos de difusión.

La anisotropía de la difusión, implica que para caracterizarla no nos sirva un único valor escalar como ocurría en la difusión isotrópica, por el contrario se precisan un conjunto de valores que describan la dependencia de las direcciones de medida. Este conjunto de valores se conoce como **TENSOR DE DIFUSIÓN o TENSOR DEL ADC**

El tensor de difusión consiste en un conjunto de nueve valores que incorporan los índices de la dirección de difusión x , y , z relacionados con el sistema de referencia en el que se realizan las medidas que generalmente son los ejes ortogonales del cilindro de gradientes de la máquina. Cada uno de los elementos individuales que constituyen el tensor depende de la orientación del sujeto respecto a los ejes de los gradientes y de la dirección del gradiente.

Si se activase una única dirección del gradiente y éste coincidiese con el eje **x** de medida, se obtendría un valor que denominaríamos ADC sobre el eje **x** ó **ADC_{xx}**. Si activásemos dos gradientes en dos direcciones perpendiculares, por ejemplo el eje **x** y el eje **y**, se generarían cuatro valores: Además de **ADC_{xx}**, **ADC_{yy}** que indicarían las repercusiones sobre el eje **x** y el eje **y** si actuasen los gradientes de forma individualizada, tendríamos que considerar los valores **ADC_{xy}** y **ADC_{yx}** que indicarían la repercusión de un eje del gradiente sobre el otro. Si se generan tres gradientes en las tres direcciones ortogonales del espacio **x,y,z** se obtiene un conjunto de nueve valores:

$$\mathbf{ADC}_{xx}, \mathbf{ADC}_{yy}, \mathbf{ADC}_{zz}, \mathbf{ADC}_{xy}, \mathbf{ADC}_{yx}, \mathbf{ADC}_{xz}, \mathbf{ADC}_{zx}, \mathbf{ADC}_{yz}, \mathbf{ADC}_{zy}.$$

Estos nueve valores suelen representarse de forma matricial:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{ADC}_{xx} & \mathbf{ADC}_{xy} & \mathbf{ADC}_{xz} \\ \mathbf{ADC}_{yx} & \mathbf{ADC}_{yy} & \mathbf{ADC}_{yz} \\ \mathbf{ADC}_{zx} & \mathbf{ADC}_{zy} & \mathbf{ADC}_{zz} \end{pmatrix}$$

Los valores de la diagonal del tenor **ADC_{xx}**, **ADC_{yy}**, **ADC_{zz}** describen la difusión como si de forma individualizada actuasen por separado e independientemente los gradientes en las direcciones **x**, **y**, **z**. Los elementos fuera de la diagonal significan la interrelación entre los dos ejes de sus índices.

Propiedades del Tensor del ADC:

- Las repercusiones entre dos ejes son equivalentes con lo que existe simetría:

$$D_{xy} = D_{yx}; D_{xz} = D_{zx} \text{ y } D_{yz} = D_{zy}$$

por lo que el tensor queda definido calculando únicamente seis valores.

- En cada punto del espacio, existe un sistema de referencia en la que el tensor difusión tiene valores no nulos únicamente en la diagonal. Es decir $ADC_{ij} = 0$ si $i \neq j$. Los vectores que definen este sistema constituyen **los vectores propios del tensor de difusión** y los valores de la difusión en estas direcciones son los **valores propios del tensor de difusión**. Tomando como sistema de referencia los vectores propios el tensor de difusión se diagonaliza. El problema es que este sistema no se sabe de entrada y varía en cada punto.
- El tensor de difusión permite una completa descripción de las propiedades de la difusión en un volumen. El inconveniente es que calcular sus seis valores imprescindibles implica tiempo. Por tanto sería beneficioso obtener una cantidad que fuese **independiente de la orientación**. Esto es posible debido a la llamada **trace del tensor o índice del tensor**

La trace del tensor del ADC es un simple valor suma de los elementos de la diagonal del tensor que es **invariante respecto a la dirección** y por tanto equivale a la suma de los valores propios. A partir de la trace del tensor de difusión en cada voxel pueden obtenerse las imágenes ADC promedio (ADCaverage: ADCav) que se calcula como:

$$\mathbf{ADC}_{av} = 1/3(\text{trace ADC}) = 1/3 (\mathbf{ADC}_{xx} + \mathbf{ADC}_{yy} + \mathbf{ADC}_{zz})$$

También se puede calcular la llamada **Fracción Anisotrópica (FA)** del tensor de difusión que nos indica la desviación del valor de la difusión dependiente de la dirección. Probablemente su importancia reside en poder seguir una vía miélica obtener imágenes que permitan valorar su integridad.

15.2.4. IMAGENES POTENCIADAS EN DIFUSIÓN

La utilización de secuencias sensibles a la difusión implica también que tengamos sensibilidad a cualquier movimiento. Algunos como el sanguíneo se pueden minimizar mediante el uso de sincronismos cardiacos. Pero también hay que considerar los artefactos debidos a los movimientos macroscópicos. Los movimientos traslacionales del tejido en el sentido del gradiente implican variaciones de fase que repercuten sobre las líneas del espacio K donde se digitaliza la señal y por lo tanto la presencia de artefactos en la imagen. Para evitarlos en parte, lo más conveniente es la utilización de secuencias ultrarápidas en la que todos los ecos sean leídos después de una única excitación ya que el movimiento macroscópico repercutirá de igual forma en todas las líneas del espacio K. Por ello se recomienda utilizar secuencias tipo Single Shot EPI preparadas en difusión. (Fig 15.3)

También pueden utilizarse las secuencias multiple-shot con las ventajas que representan, pero en este caso es conveniente utilizar en cada shot un **eco de navegación**. Como sea que el movimiento macroscópico de la cabeza es principalmente un movimiento rígido de traslación se refleja igualmente en la fase del eco de navegación igual que en la líneas correspondientes. De esta forma estas líneas pueden ser corregidas para obtener una imagen libre del artefacto de movimiento. Puede generarse ecos de navegación para corregir los desfase en las tres direcciones del espacio.

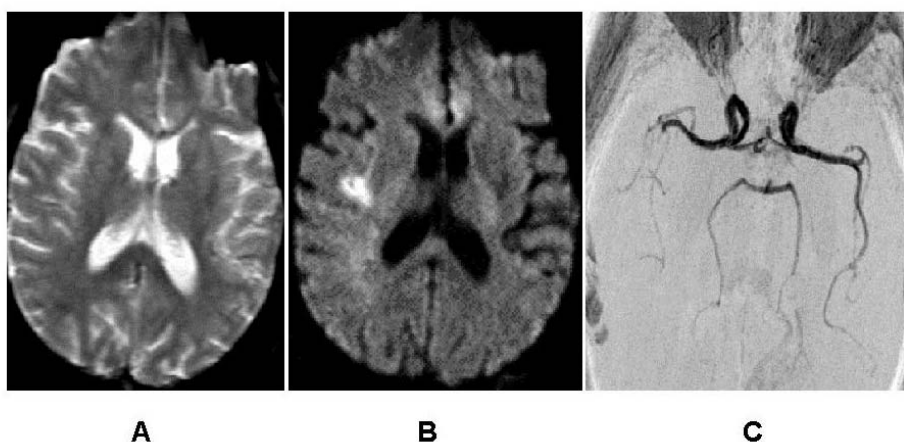


Fig 15.3. Accidente Vascular Agudo a las 6 horas.

A) Imagen potenciada en T2

B) EPI potenciada en difusión ($b = 1000 \text{ s/mm}^2$)

C) Angio_RM sin contraste.

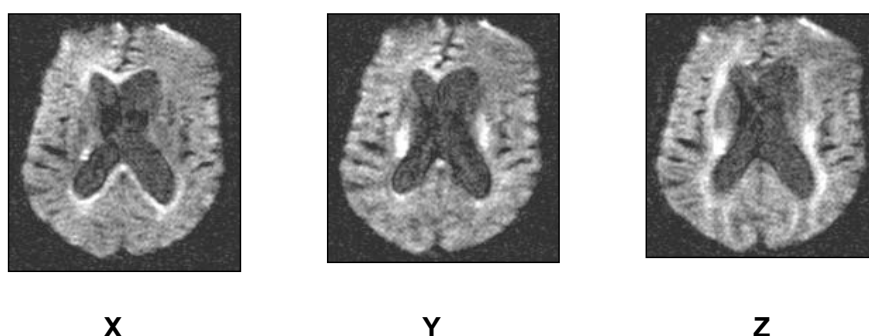
La imagen potenciada en T2 no demuestra zona lesional. En el mismo plano, la imagen potenciada en Difusión pone en evidencia una zona hiperintensa anormal en el lóbulo temporal. La ARM demuestra la oclusión de la arteria cerebral media derecha.

Centro de Resonancia IDI "Vall d'Hebron")

Podemos obtener los siguientes tipos de imágenes RM basadas en la difusión:

15.2.4.1. El primer tipo de imagen que podemos obtener es la imagen potenciada en difusión sobre un eje. Por ejemplo el eje z (Craneo-caudal del paciente o eje del túnel en un imán cerrado). Para ello activaríamos el gradiente de la técnica de Stejskal y Tanner en la dirección del eje z. La señal obtenida de cada voxel es la señal obtenida por la secuencia T2 disminuida en un factor que depende de la difusión en la dirección del gradiente z. Obtendríamos la Diffusion Weighted Image: **(DWI)z**.

Podemos obtener las tres DWI activando los tres gradientes en las tres direcciones del espacio con el mismo valor de b. Obtenemos DWIx , DWIy, DWIz. Las imágenes anisotrópicas se muestran útiles para valorar la integridad de las vías miélicas en las patologías desmielinizantes. En la Fig 15.4. se muestran las imágenes anisotrópicas obtenidas sobre un mismo plano tomográfico activando los tres gradientes ortogonales.



*Fig 15.4
Imágenes anisotrópicas obtenidas sobre un mismo plano tomográfico activando los tres gradientes ortogonales x, y z. RM. Centro IDI Vall d'Hebron. Barcelona*

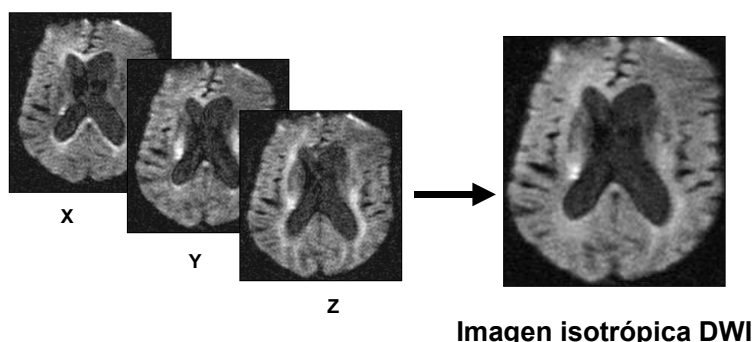
15.2.4.2.

La imagen obtenida activando un determinado gradiente lleva información relativa al ADC pero relacionada con la dirección. Para obtener una imagen independiente de la orientación y que únicamente esté relacionada con el ADC, se realiza en cada pixel el cálculo de la media geométrica o la media aritmética de los valores obtenidos en las tres imágenes generadas con los tres gradientes ortogonales.

Media geométrica en cada pixel: $IDW = (IDW_x * IDW_y * IDW_z)^{1/3}$

Media aritmética en cada pixel: $IDW = (IDW_x + IDW_y + IDW_z) / 3$

Estas imágenes calculadas se llaman **imágenes isotrópicas de ADC o simplemente IMAGEN POTENCIADA EN DIFUSIÓN (DWI)** En la Fig 15.5 se muestra la DWI obtenida pixel a pixel de las tres anteriores de la figura 15.4.



*Fig 15.5
Imagen isotrópica DWI obtenida por la media calculada pixel a pixel de las tres anteriores. La zona con mayor intensidad corresponde a zonas donde ha caído menos la señal debido a restricciones en la difusión RM. Centro IDI Vall d'Hebron. Barcelona*

15.2.4.3. Las imágenes isotrópicas de ADC al ser obtenidas mediante la secuencia SE con tiempos de eco largos pueden presentar, sobre todo con valores b bajos, el artefacto de la contaminación T2 residual o (T2 shine through). Para baypasar este inconveniente podemos obtener **MAPAS DE ADC**.

Los MAPAS DE ADC se obtiene también por cálculo pixel a pixel mediante dos imágenes isotrópicas de ADC obtenidas con valores de b diferentes. Según la fórmula fundamental de la difusión:

$$S = S(0). \text{EXP}(- b. \text{ADC})$$

Siendo S(0) el valor de la señal en la secuencia T2 sin la aplicación de los gradientes de difusión (b=0).

Si aplicamos dos valores de b: b1 y b2 obtenemos dos valores:

$$S_1 = S(0). \text{EXP}(- b1. \text{ADC})$$

$$S_2 = S(0). \text{EXP}(- b2. \text{ADC})$$

De estas dos ecuaciones podemos calcular el valor del ADC en cada pixel

$$S_1 / S_2 = \text{EXP} (b2- b1) \text{ADC}$$

$$\text{ADC} = (\ln S_1 - \ln S_2) / (b2- b1)$$

La imagen obtenida mediante la representación en cada pixel del valor calculado de ADC se denomina **MAPA DE ADC**. Los mapas de ADC se calculan mediante dos imágenes isotrópicas con dos valores de b. Una de las desventajas de estas imágenes calculadas es el postprocesado, aunque la ventaja es que no son enmascaradas ni por el T1, ni por el T2, ni por la dirección. En la Fig 15.6 se muestran el mapa de ADC y una de las imágenes isotrópicas DWI correspondientes utilizada para el cálculo pixel a pixel del ADC.



Imagen isotrópica DWI



Mapa de ADC

*Fig 15.6. Mapa de ADC
Las zonas con difusión restringida y por tanto con ADC bajo aparecen hipointensas.
En los mapas ADC no existe contaminación T2.*

El cálculo de los valores ADC requiere de al menos dos valores de b. La dependencia de los valores elegidos implica variaciones en el cálculo del ADC del voxel. La manera más exacta de obtener el valor del ADC en un voxel sería sobre la gráfica ln S función de b (Fig 15.7), obtenida mediante la adquisición de imágenes isotrópicas con varios valores de b. Equivale por tanto a adquirir muestreos en un **dominio "b" potenciado en difusión**. Las mediciones cuantitativas de ADC requieren en cada voxel dos medidas en el dominio "b".

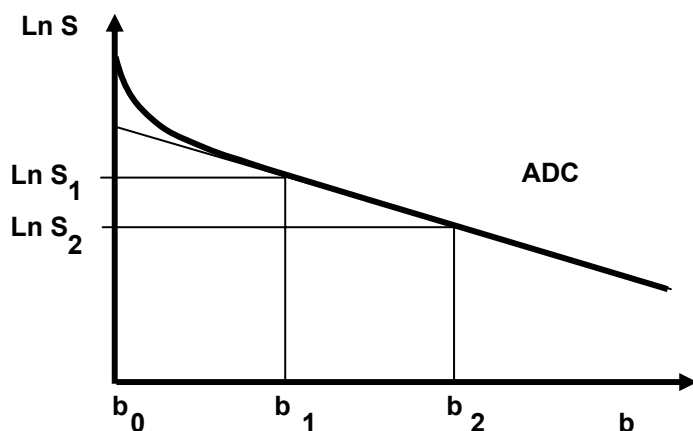


Fig 15.7 Cálculo del ADC.
La curva muestra los valores de $\ln S$ obtenidos con cada valor de b . Para valores bajos de b la curva deja la línea recta para presentar una forma biexponencial. Según Le Bihan esto es debido a la influencia de la microcirculación que puede ser considerada como una pseudodifusión. Por lo que si para el cálculo de ADC tomamos valores bajos de b tendemos a sobreestimar el ADC.

Una primera aproximación a los mapas de ADC la obtendríamos tomando únicamente una imagen isotrópica y como valor inicial la imagen T2 ($b=0$). Ello implica que nos ahorraríamos el tiempo de calcular los tres conjuntos de imágenes para otro valor de b . Ahora bien vemos en la Fig 15.7 que la representación $\ln S f(b)$, no es una línea recta, sino que a valores bajos de b se aparta de la línea recta hacia valores más elevados.

Melhem E.R. y col. ⁽⁴⁾ demostraron que el cálculo del ADC variaba con el número y los valores de b elegidos para el cálculo, lo cual origina problemas cuando se tienen que cuantificar problemas relacionados con la difusión. Así como en un fantom de agua la gráfica $\ln S$ versus valores de b es monoexponencial, en el tejido cerebral a valores bajos de b ($< 200 \text{ s/mm}^2$) se va apartando de la monoexponencial adoptando una forma biexponencial. Se ha atribuido esta diferencia debido al efecto de la perfusión ya que, como se ha comentado anteriormente, el movimiento de la sangre en una red vascular orientada aleatoriamente debe tener un efecto sobre la señal RM similar al movimiento al azar de la difusión. Debido a que los desplazamientos en la sangre son mucho mayores (típico: 1 mm/s) de los que ocurren en la difusión, la señal de la sangre debe decrecer mucho más rápidamente que la señal de los tejidos extravasculares. La curva debe tener dos componentes una componente de caída rápida debida a la microcirculación y una con un decrecimiento normal mas lento relacionado con la difusión en el resto del tejido. Un cuidadoso análisis de la parte proximal de la curva permite una estimación del Volumen sanguíneo basándose en el valor de la caída y de la velocidad de la sangre. En este cálculo se basa el método el IVIM (**INTRAVOXEL INCOHERENT METHOD**) ⁽⁵⁾ para el cálculo de la perfusión. La desviación de la curva de la asintota medida en el punto $b=0$ refleja el factor de perfusión.

15.2.4.4. Esta en estudio con programas aún no comercializados al redactar estos apuntes el poder obtener **imágenes basadas en la Fracción Anisotrópica** del tensor de difusión que parecen tener utilidad en el estudio de la integridad de las fibras mielínicas, así como la cartografía de su distribución espacial. (**tractografía**)

⁴ MELHEM e.r.y col

Diffusion Tensor MR Imaging of the brain: Effect of diffusion Weighting on Trace and Anisotropy Measurements. AJNR 21:1813-1820. Nov. Dec 2000

⁵ Le BIHAN D., BRETON E y col: *Imaging of Intraoxel Incoherent Motions: application to diffusion and Perfusion in Neurological disorders. Radiology 168:497-505. 1988*

15.2.5. APLICACIONES CLÍNICAS DE LA DIFUSIÓN RM

Las imágenes potenciadas en difusión pueden demostrar cambios de señal antes que sean detectadas en imágenes T2. La detectabilidad depende de la obtención (por ejemplo factor b) y de la representación, bien sea mediante imágenes isotrópicas o mediante mapas de ADC. La sensibilidad a la difusión se indica mediante el factor b. Un factor b bajo implica una mínima pérdida de señal debido a la difusión y la imagen se asemeja a una imagen potenciada en T2. Incrementando el valor de b las áreas sin restricciones en su movimiento de difusión, como el líquido cerebroespinal, decrecen de señal.

La aplicación fundamental de la difusión es por el momento en el campo de las neurociencias en especial en el ataque vascular hiperagudo.

15.2.5.1. VALOR DE LA DIFUSIÓN EN EL ATAQUE VASCULAR AGUDO

En el parénquima cerebral los valores del ADC varían entre $(0,3 - 1,5) \cdot 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$. La magnitud del movimiento detectable es extraordinariamente pequeño. Por ejemplo, si suponemos una difusión libre con un CDA de $0,8 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$, el desplazamiento medido durante 40 ms equivale aproximadamente a 8 μm . Como referencia, el cambio en la señal detectable en un accidente isquémico, corresponde a una disminución del movimiento que llega a los 6 μm en 40 ms.⁽⁶⁾

Mediante el seguimiento de los valores e ADC y la imagen potenciada en T2 podemos seguir la evolución de un ataque vascular desde la isquemia aguda al infarto crónico (Fig 15.8)

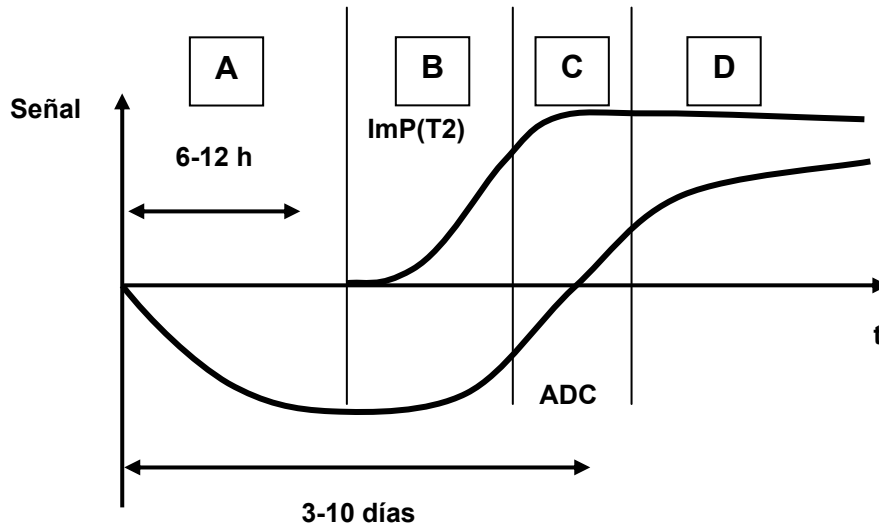


Fig. 15.8. Esquemática representación de la evolución con el tiempo después de un accidente vascular agudo de los valores de ADC y de la señal en imágenes potenciadas en T2. La reducción inicial de los valores de ADC se asocia a las restricción de difusión que impone el edema citotóxico sin que se aprecien cambios de señal en T2. Posteriormente, el edema vasogénico aumenta y el aumento de señal en T2 se hace evidente.

⁶ Beauchamp N.J y col *MR Diffusion Imaging in Stroke: Review and Controversies Radiographics* 18(5):1269-1283.Set-Oct 1998

Distinguimos las siguientes fases:

a) FASE AGUDA o de EDEMA CITOTÓXICO

Corresponde a la zona proximal A de la Fig 15.8

En los minutos posteriores al accidente isquémico se detecta una caída de los valores de la difusión del agua. Esta fase cuya intensidad se valora por la disminución de los valores del ADC es variable en el tiempo pero se caracteriza por que:

- ❑ Las imágenes pot(T2) son prácticamente normales ya que no se desestructura el tejido, la compactación implica una interacción spin-spin elevada y un mantenimiento de la incoherencia en la relajación.
- ❑ Las imágenes DWI presentan un aumento de señal debido a la restricción en la difusión
- ❑ Los mapas ADC muestran una disminución del valor que hay que compararlo con el valor contralateral.

b) FASE SUBAGUDA

La ruptura de la membrana celular implica un aumento de la difusión por una menor compartimentalización del agua libre.

Esta fase se caracteriza por:

- ❑ En Ipot(T2): Aumenta de señal debido a la desestructuración con mayor movilidad para el agua libre y menor influencia spin-spin y por tanto mayor coherencia en la relajación.
- ❑ En DWI: Baja la señal como consecuencia del aumento la difusión por la mayor movilidad del agua libre debido a la menor compartimentalización del agua, aunque hay que tener en cuenta el efecto de brillo residual en T2.
- ❑ En el mapa ADC: muestra una recuperación hacia los valores normales que cruzan la línea de normalidad un tiempo que es muy variable

Diferenciamos dentro de esta fase: dos zonas (Fig 15.8):

Zona intermedia (B): Con ADC bajo y T2 que va aumentando a medida que la necrosis aumenta y Zona de pseudonormalización (C); con ADC normales y T2 elevados. este término se utiliza ya que la vuelta a los valores normales de ADC no significa una vuelta a la normalidad del tejido sino una progresión hacia el infarto.

c) FASE CRÓNICA

Corresponde a la zona distal D (Fig 15.8)

. Presenta como características:

- ❑ En Ipot(T2): Aumento de señal debido a la necrosis con mayor espacio acelular y mayor movilidad del agua libre
- ❑ En DWI: Se muestra una zona hipointensa por la mayor difusión del agua libre, aunque debe tenerse en cuenta la contaminación T2
- ❑ En el mapa ADC : se obtienen valores más elevados debido a la mayor difusión.

Dentro del área afecta, el comportamiento tanto en valores como en el tiempo puede ser heterogéneo según zonas, demostrando diferentes involucraciones en el proceso patológico.

Una cuestión de debate es el qué representan los cambios en la difusión. En la isquemia aguda cerebral el ADC decrece entre un 33-60 % en la primera hora de la interrupción total de la irrigación. El mecanismo más probable de esta disminución es que sea debido a un incremento en la relación agua intra-extracelular. Al ser el movimiento del agua intracelular más restringido que el del extracelular, el ADC disminuiría. En la isquemia el fallo de la bomba de Na/K de la membrana originaría el edema citotóxico. Se ha comprobado en modelos animales (roedores) que los valores de ADC permanecen inalterados hasta que el flujo cerebral se reduce por debajo de un mínimo vital para la célula (20 ml /minuto para 100 g de tejido). Además el ADC puede recuperarse si el flujo cerebral se recupera antes de 30 minutos. El cambio en el ADC se corresponde a la aparición de lactato por espectroscopia indicando un aporte insuficiente de oxígeno para satisfacer la demanda energética celular. Según esta teoría la disminución del ADC sería consecuencia de la restricción del movimiento del agua una vez intracelular debido a la compartimentalización. También esta teoría se corresponde con el aumento del ADC después de la fase aguda ya que la necrosis celular implicaría una disminución de la compartimentalización y un aumento de la libertad del agua con aumento del ADC incluso superior al del tejido cerebral normal.

También es punto de debate la posibilidad de que la evolución del ADC pueda mostrarnos la reversibilidad de una isquemia. Una vez la célula ha mostrado una disminución en el ADC el tiempo para la reparación de la suplencia metabólica y por tanto la reversibilidad del problema puede ser muy pequeño. La evolución del ADC con el tiempo sigue la curva indicada con una disminución de hasta un 40% y una posterior recuperación hasta alcanzar (pseudonormalización) y sobrepasar los valores normales en 5 -10 días. En consecuencia tendríamos que saber, en la fase con valores inferiores a los normales, si estamos antes (zona proximal A) o después del mínimo (zona intermedia B) ya que su significado es completamente distinto aunque le correspondan el mismo valor del ADC. Por ejemplo un valor disminuido del ADC en la parte decreciente de la curva puede corresponder a una zona isquémica potencialmente reversible, mientras que el mismo valor después del mínimo puede indicarnos una progresión hacia los valores de ADC anormalmente altos correspondientes a un infarto irreversible. Por lo tanto las imágenes de difusión deben completarse con otras informaciones adicionales que podemos obtener mediante imágenes potenciadas en T2, perfusión o espectroscopia para hacer una aproximación a la viabilidad de una zona isquémica. Welch y col⁽⁷⁾ indicaba que la presencia de un T2 elevado con valores del CAD bajo implicaría la presencia de un infarto por tanto es la zona ascendente de la curva.

Existe discrepancia entre investigadores sobre los tiempos en que se mantienen los valores del ADC bajos y la aparición de hiperintensidad en T2.

La importancia de estas aproximaciones estriba en poder facilitar el diagnóstico después de un accidente vascular y en consecuencia probar nuevas alternativas terapéuticas. Hasta ahora después de un episodio de déficit neurológico agudo, la única posibilidad de imagen era realizar un TC para observar la existencia de hemorragia o descartar cualquier causa no isquémica ya que la TC es prácticamente insensible en la fase isquémica aguda. Sin embargo la finalidad de la neuroimagen ha cambiado después de la reciente demostración de la eficacia del **ACTIVADOR DEL PLAMINÓGENO** (Recombinant Tissue Plasminogen Activator). El inconveniente es que tiene una ventana temporal de aplicación útil muy limitada a partir del accidente vascular (etimada en 3 h).

⁷ Welch KMA y col. *A Model to Predict the Histopathology of Human Stroke using Diffusion and T2-Weighted Magnetic Resonance Imaging. Stroke* 26:1983-1989. 1995

Es muy importante ante un infarto, determinar la extensión del tejido de riesgo pero recuperable. Una aproximación son las imágenes de perfusión con sustancias de contraste (Ver el apartado de perfusión en este capítulo). También la espectroscopía puede ayudar a diferenciar áreas de daño reversible de áreas irreversibles debido a que el nivel de N-acetilaspártato (NAA) se correlaciona con el daño neuronal y los niveles de Lactato, se correlacionan con la vía de la glicolisis anaerobia indicadora de necrosis. Una caída de NAA y aumento de Lactato indicaría una pérdida de la viabilidad celular, mientras que una ligera disminución del NAA con un lactato elevado podría indicar la utilidad de una intervención ya que el tejido es potencialmente salvable. Además todo ello debe realizarse en un tiempo mínimo ante un paciente que viene monitorizado.

15.2.5.2. VALOR DE LA DIFUSIÓN EN LAS PATOLOGÍAS DESMIELINIZANTES.

Las imágenes de difusión se han incorporado en los estudios de la Esclerosis Múltiple en el esfuerzo para tasar y seguir la evolución de esta patología

Las placas de desmielinización en la Esclerosis Múltiple típicamente se presentan

- ❑ Con aumento de señal en imágenes potenciadas en D por el aumento del agua libre.
- ❑ Hipointensas en imágenes potenciadas en T1, debido el edema inflamatorio en fase aguda que implica aumento del agua libre mientras que en la fase crónica permanece el aumento del agua libre por el espacio dejado en la destrucción celular. Parece que la hipointensidad en mucho mayor cuanto más aguda es la placa (“agujeros negros” en T1)
- ❑ Hiperintensas en imágenes potenciadas en T2 debido en fase aguda al edema que aumenta el agua libre y por tanto la coherencia en la relajación y en fase crónica se mantiene la hiperintensidad en T2 debido a que la desestructuración implica un mantenimiento en la coherencia de la relajación.
- ❑ Los valores de ADC en la placa de desmielinización se presentan disminuidos (Fig 15.9) y muchas veces heterogéneos. En una fase aguda existe una mayor caída de valores en la periferia coincidiendo con el realce de contraste paramagnético indicando que la rotura de la barrera hemato-encefálica permite la infiltración de células inflamatorias. Por el contrario donde exista edema los valores del ADC serán mayores. En la imagen isotrópica DWI normalmente tendría que verse al revés hiperintensa en la parte del edema e isointensa en la inflamatoria. Muchas veces debido a la contaminación T2, aparecen brillantes en la DWI. En la fase crónica existe una mayor posibilidad de difusión por la destrucción miélnica con lo que la señal en IDW disminuye y los valores de ADC aumentan.

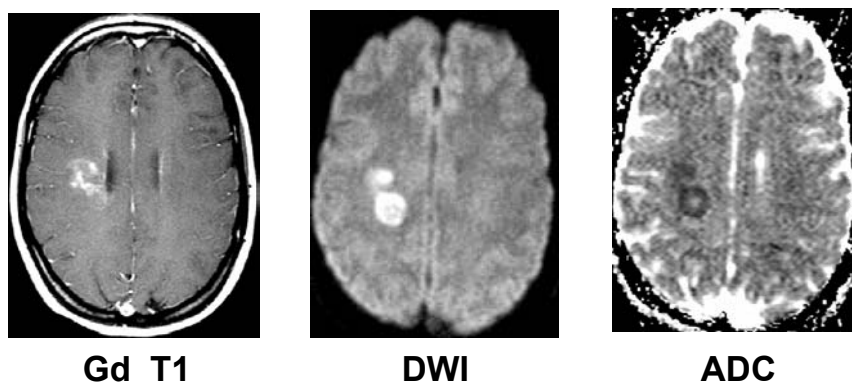


Fig 15.9 Mapa de ADC sobre las placas de desmielinización en un paciente de Esclerosis Múltiple.

La zona aparece heterogénea en el mapa ADC con una parte externa con valores bajos de ADC indicando disminución en la difusión y una parte central con valores mayores. La imagen de DWI nos muestra en cambio una señal aumentada en toda la zona. Si le adjuntamos la imagen Gd-T1 evidenciamos una rotura de la barrera hematoencefálica que sería compatible con infiltrado celular inflamatorio que llevaría a los valores bajos de ADC. La parte central podría corresponder a edema vasogénico acompañante.

Undad RM. Centro IDI Vall d'Hebron

Teniendo en cuenta que la difusión con gradientes perpendiculares a las vainas mielínicas presentará valores restringidos de la difusión y por tanto señal alta en IDW anisotrópica, respecto a las obtenidos con los gradientes a lo largo de los axones. Utilizando los valores obtenidos con combinaciones de gradientes se está trabajando en imágenes a partir de la Fracción Anisotrópica del Tensor de difusión para el seguimiento de la integridad de las vías mielínicas.

Se están realizando estudios que muestran que en pacientes de Esclerosis Múltiple, se detectan aumentos de la difusión isotrópica en zonas aparentemente normales en las imágenes de RM.(Normal Apparent White Matter:NAWM).⁽⁸⁾

15.2.5.3. OTRAS APLICACIONES CLÍNICAS

Cada vez más se están evidenciando las posibilidades clínicas de las técnicas de difusión, citemos entre otras:

La utilización de las técnicas de difusión para el **diagnóstico diferencial de cavidades quísticas** ya que en función de su contenido los valores de difusión serán diferentes.

Actualmente están siendo valoradas las imágenes potenciadas en difusión con valores de b bajos en patología vertebral para diferenciar entre procesos metastásicos o degenerativos ⁽⁹⁾

También se están ensayando en patología digestiva especialmente en el páncreas ⁽¹⁰⁾.

La posibilidad de detectar los aumentos de temperatura por las variaciones de difusión que se originan, es otro campo de investigación. Estas imágenes podrían servir para la monitorización de los procesos intervencionistas guiados por IRM.

15.3. TÉCNICAS DE PERFUSIÓN.

Con el término PERFUSIÓN SANGUÍNEA se describe el aporte de sangre a un determinado elemento de tejido. Junto con la sangre, la PERFUSIÓN asegura el aporte de oxígeno y nutrientes a las células. Para ello sangre arterial oxigenada entra en la red capilar y tanto el oxígeno como los nutrientes son transportados activa o pasivamente a través de las paredes de los capilares para ser utilizados por las células. Por otro lado, los detritus resultantes del metabolismo tisular son eliminados junto con la sangre venosa desoxigenada a la red venosa capilar.

Cuando se contempla la llegada de un determinado metabolito al interior de la célula, se consideran básicamente dos procesos. Por un lado el aporte del metabolito por el torrente sanguíneo hasta la altura de la célula y por otro el transporte (activo o bien pasivo) desde el torrente sanguíneo al interior de la célula. El primer proceso depende de factores puramente hemodinámicos de transporte vascular dentro de la red capilar. El segundo es dependiente de cada sustancia y de sus características de difusibilidad entre la sangre y el tejido.

⁸ Bammer y col. **MRM 44.2000**

⁹ Spuentrup E y col *Diffusion-Weighted MR Imaging for Differentiation of Benign Fracture Edema and Tumor Infiltration of the Vertebral Body* **AJR:176.51-358. Febr 2001**

¹⁰ Yamashita y col. *Mucin-producing tumor of the Pancreas: Diagnostic Value of Diffusion-Weighted Echo-Planar MR Imaging.* **Radiology 208(3) 605-609. Sep 1998**

El enfoque que vamos a darle al término PERFUSIÓN RM contempla únicamente aspectos hemodinámicos, mientras que no se engloban en el término las funciones dependientes del intercambio entre la sangre y el tejido.

En principio debido a que las aplicaciones más relevantes de la perfusión se utilizan en las patologías cerebrales para utilizar las siglas comunes en la literatura y vamos a referirnos en principio a la **PERFUSION CEREBRAL**.

Podemos realizar una aproximación a la perfusión de varias formas:

Una primera forma es retomar el concepto de la perfusión como una difusión dentro del entramado capilar. Es la aproximación del **INTRAVOXEL INCOHERENT MOTION** de Le Bihan ⁽¹¹⁾ ⁽¹²⁾) que ya se ha mencionado en el apartado de difusión. En este modelo se asume que el voxel está constituido por dos componentes: el componente de sangre con flujo y el estático en el que al agua tan solo se le permite la difusión. entre los dos, el intercambio de agua es despreciable en los tiempos de medida (inferiores a los 100 ms). La curva que relacionaba el log de la señal con el valor de b, presentaba a valores bajos de b una desviación respecto a los valores de la difusión pura que se deben a la componente de microcirculación aleatoria y por lo tanto al valor de la perfusión.

Otra aproximación consiste en las técnicas de marcaje de los spins (Spin tagging) mediante un pulso de radiofrecuencia (Arterial Tagging Methods) y medir el estado de la magnetización longitudinal de estos spins a su paso por un punto determinado no lejos del punto de marcado y en el sentido de la corriente sanguínea.⁽¹³⁾ La pérdida de la magnetización dependerá aparte del T1 sanguíneo de las condiciones hemodinámicas. En esta aproximación se basan secuencias como la FAIR (Flow-Sensitive Alternating Inversion Recovery).⁽¹⁴⁾ Otra secuencia es por ejemplo la EPSTAR, en la que se aplica un pulso selectivo de 180° justo antes del plano a estudiar. Un pulso de 90° se aplica en el plano de interés para saturar los spins estacionarios. Después de un tiempo de "delay inflow" se aplica de nuevo un pulso de 90° con una formación de imagen EPI. Esta secuencia se aplica de nuevo sin el pulso previo inversor y se restan las imágenes. De esta forma se obtiene una imagen de tan solo la sangre que ha entrado en el plano de interés durante el tiempo de delay. En efecto la señal del tejido estacionario es anulada por la sustracción. La diferencia de señal es proporcional al flujo.

Pero la forma más comúnmente adaptada es la "First pass contrast bolus" que consiste en estudiar la PERFUSIÓN de un tejido mediante el seguimiento en el primer paso de un elemento paramagnético no difundible por las paredes vasculares o sea que simplemente entra por la red capilar y sale a la red venosa sin que se considere sea transportado o difunda al compartimento extravascular.

¹¹ Le Bihan D. Y R.Turner
Intravoxel Incoherent Motion Using Spin Echoes
MRM 19, 221-227 1991)

¹² Le Bihan D. Y col
Separation of Diffusion and Perfusion in Intravoxel Incoherent Motion MR Imaging
Radiology 1988 168:497-505

¹³ Williams D.S y col
Magnetic Resonance Imaging of Perfusion Using Spin Inversion of Arterial Water.
Proc . Natl. Acad. Sci. USA. Biophysics. Vol 89:212-216. Jan. 1992

¹⁴ Kim S.G y N.V. Tsekos
Perfusion Imaging by a Flow-Sensitive Alternating Inversion Recovery (FAIR) Technique: Application to Functional Brain Imaging
MRM 37:425-435 (1997)

De esta forma podemos definir la Perfusión en IRM como la cantidad de sangre aportada al lecho capilar de un determinado volumen de tejido en un determinado intervalo de tiempo. Se expresa como unidades de flujo (ml/min) por volumen de tejido (ml) o por masa de tejido (por ejemplo 100 g)

Si la sangre llega a un determinado volumen de tejido $V(\text{cc})$ con un aporte de $F(\text{cc}/\text{m}')$, la Perfusión puede definirse como: (Fig 15.10)

$$\text{Perfusión} = \text{Flujo de sangre} / \text{por unidad de volumen tisular.} = F / V$$

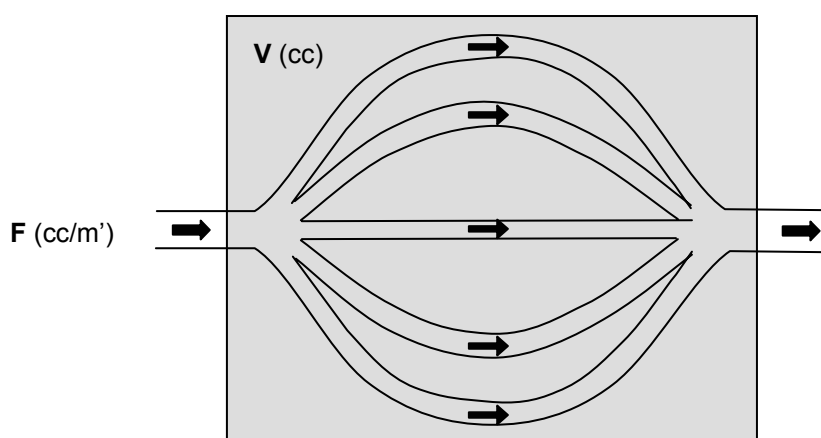


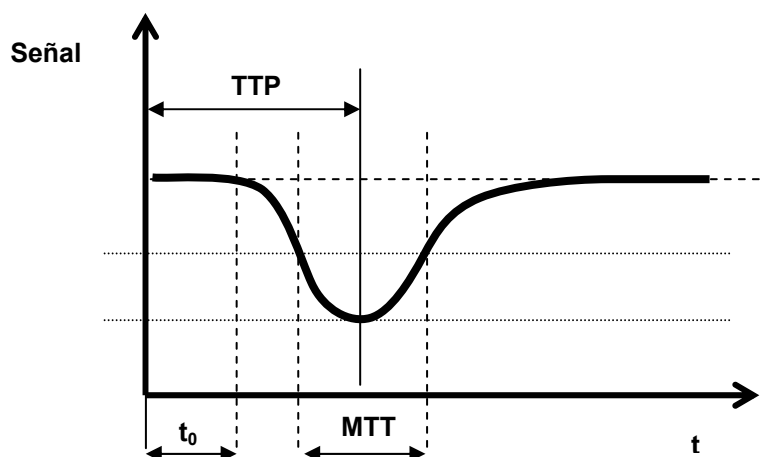
Fig 15.10

La perfusión en IRM se contempla desde el punto de vista hemodinámico sin tener en cuenta el transporte fuera del espacio vascular.

La utilización de agentes de contraste paramagnéticos no difundibles implican a su paso cambios locales tanto en los valores de relajación como en la susceptibilidad magnética. En efecto, la presencia de agentes paramagnéticos en el torrente sanguíneo implica un decrecimiento en los parámetros de relajación $T1$ y $T2$ de los núcleos de H en el área de influencia del agente de contraste. Los cambios en $T1$ se hacen efectivos cuando los núcleos de H del agua libre se aproximan lo suficiente al área activa del agente de contraste para poder liberar su energía, lo que implica que afecte, si la barrera hematoencefálica está íntegra, únicamente a los núcleos de H intravasculares. En cambio, las variaciones debidas a la susceptibilidad magnética inducidas al paso del agente de contraste y detectadas en los cambios en $T2^*$ no se quedan reducidos al compartimento intravascular y pueden ser captados en los voxels perivasculares. Por ello la manera de seguir el paso del agente de contraste, es realizar un seguimiento de imágenes secuenciales sobre el mismo plano al paso del contraste. Este estudio dinámico se refleja en una curva de variación de señal con tiempo que puede hacer sobre un voxel o sobre un área de interés. Esta curva constituye la curva dinámica de variación de susceptibilidad y tiene la forma típica que se muestra en la Fig 15.11.

Por lo general el agente empleado es inyectado en forma de "bolus". Se precisan secuencias con resolución temporal del orden o inferiores al segundo para detectar los cambios de señal durante el primer paso del contraste. Aunque se están ensayando varios trazadores, el más empleado continúa siendo el Gadolinio.

Los programas de perfusión, están en fase de desarrollo y pueden encontrarse diversos grados de aproximación. La cuantificación es difícil y puede hacerse con mayor o menor rigor. Pero la utilidad clínica que han demostrado las técnicas de perfusión hacen muy prácticas las aproximaciones cualitativas incluso más simples. Una forma automática y rápida para ver si se ha detectado el contraste consiste en la representación de la variación total en un corte central "Global bolus plot".



*Fig 15.11 : Curva dinámica de susceptibilidad al paso de la substancia de contraste. Curva típica de la variación de la señal con el tiempo al paso del bolus de Gd. Se obtiene mediante estudios seriados (dinámico) obtenidos a intervalos regulares de tiempo. El valor del pico de la curva corresponde al valor del mínimo. Normalmente se expresa en porcentaje de caída respecto la línea base definida por el valor precontraste: PBP.
 t_0 : Tiempo de llegada.
 TTP: Tiempo hasta el pico.
 MTT: Aproximación al tiempo de tránsito medio.
 El área englobada dentro de la curva y la línea base da idea del volumen de sangre rCBV.*

La curva típica de susceptibilidad (Fig 15.11) presenta un pico invertido después de haber inyectado el contraste intravenoso. De esta curva podemos determinar :

□ **TIEMPO DE LLEGADA** (Time to Arrival: t_0)

Podemos definirlo como el tiempo entre el momento de inyectar el contraste hasta que se detecta su llegada en el voxel. Es un valor fácil de obtener

□ **VALOR DEL MÍNIMO O VALOR DE LA CAIDA MÁXIMA DE LA SEÑAL** (Maximal Signal Drop: MSD)

Valor respecto a S_0 del mínimo de la curva de susceptibilidad, puede también expresarse como (Percentage of Baseline at Peak: **PBP**)

□ **TIEMPO HASTA EL PICO** (Time to Peak: **TTP**)

Podemos definirlo como el tiempo transcurrido desde que se inyecta el contraste hasta que se detecta el mínimo de señal en el voxel (coincide con la máxima concentración de contraste: pico)

Es un valor fácil de obtener. Su aumento implicaría un retraso entre la introducción del contraste y la llegada al voxel, pero no necesariamente indica una reducción de flujo.

□ **VOLUMEN SANGUÍNEO CEREBRAL RELATIVO** (Relative Cerebral Blood Volumen: **rCBV**)

Es el volumen ocupado por el sistema vascular en un gramo de tejido cerebral.

Se expresa en: ml (sangre) / gr (de tejido).

En una primera aproximación puede calcularse directamente de la curva del trazador mediante la integración matemática (área) de la curva de susceptibilidad durante el primer paso del bolus de contraste.

Para el cálculo, la curva de susceptibilidad se pasa a curva de concentración ya que en primer lugar si $S(0)$ es la señal antes del paso del contraste, la señal en un instante determinado $S(t)$ viene dada por:

$$S(t) = S(0) \cdot \text{EXP}(-TE \cdot \Delta R2^*(t))$$

Donde TE es el Tiempo de Eco utilizado, y $\Delta R2^*$ es la variación de la relajividad transversal debido al contraste paramagnético.

Como $\Delta R2^*$ es proporcional a la concentración de contraste (C):

$$\Delta R2^*(t) = k \cdot C(t)$$

donde k depende del tejido, de la secuencia y del campo magnético.

De las dos expresiones se deduce:

$C(t) = k' \ln(S(t)/S(0))$, esta expresión pueda ajustarse a una función matemática gamma para corregir el efecto del segundo paso. La integral bajo la curva mide el rCBV.

□ **FLUJO SANGUÍNEO CEREBRAL RELATIVO** (Relative Cerebral Blood Flow: **rCBF**)

Define el valor del flujo sanguíneo por gramo de tejido. Se expresa en: ml(sangre)/seg/gr(de tejido)

Representa el flujo capilar instantáneo. Para su cálculo se requiere el Flujo arterial de entrada (Input Arterial Flow: IAF) ya que el paso del bolus no es instantáneo (pulso delta). Es un valor que tiene muchas dificultades de cálculo.

□ **TIEMPO DE TRÁNSITO MEDIO** (Mean Transit Time: **MTT**)

Representa el tiempo promedio necesario para que una molécula o partícula de trazador pase a través del tejido.

Para ser cuantificado implicaría un cálculo exacto de los valores rCBV y rCBF ya que:

$$\text{MTT} = \text{rCBV} / \text{rCBF}$$

Ahora bien, podemos tener una primera aproximación al MTT midiendo el intervalo de tiempo que separa la curva de susceptibilidad a mitad de altura del pico.

Se suelen representar en forma de mapas de MTT

Aunque existen muchos modelos en ensayo que tratan de cuantificar estos valores, en la actualidad no hay ninguno que ese universalmente aceptado. Las dificultades se encuentran en que la sangre puede tener una distribución multicompartmental, puede existir flujo colateral (artefacto de bajo flujo), el paso del bolus no es instantáneo,...etc, Por todo ello, básicamente se pretende una aproximación cualitativa a los diferentes índices que se pueden extraer de la curva de variación temporal de la susceptibilidad, En la practica se comparan con los valores contralaterales y se representan en forma de mapas relativos.

NOTA 15. 1.

En estas aproximaciones hay que tener presente el fenómeno denominado Diasquisis por el cual los valores contralaterales pueden estar alterados. (Diasquisis: Especial condición por la que una alteración o lesión en una parte del SNC causa alteración de la función en alguna otra parte distante)

Los parámetros rCBV y MTT son los parámetros más utilizados para los estudios de perfusión cerebral y deben calcularse con programas especiales. Huo Teng (15) se plantea la utilización de parámetros como el TTP y el PBP que son muy fáciles de calcular en lugar de MTT y rCBV respectivamente llegando a la conclusión que así como **los mapas de TTP dan una información cualitativa similar a los de MTT**, los de PBP parecen correlacionarse de forma inversa a los de rCBV pero son menos sensibles a la demostración de patología con lo que se recomienda el uso de rCBV.

Normalmente la sustancia gris está perfundida a razón de unos 60 ml/min/100 gr. y se mantiene sobre este valor variando en un estrecho margen por mecanismos de autorregulación. Valores bajos de perfusión del orden de los 20 ml/min/100 gr pueden marcar el límite de la isquemia reversible, mientras que valores de 12 ml/min/100 gr implican la muerte celular.

En caso de accidente vascular, se está estudiando qué parámetros permitirían establecer factores pronósticos o seguir mejor el control evolutivo. Parece que la ventana temporal en la fase hiperaguda (una 3 horas post accidente) es crucial para la administración de IV TPA (Intravenoso activador del plasminógeno tisular) Por otro lado, predecir el área final de infarto tiene un valor pronostico.

15.3.1. APLICACIÓN CLÍNICA EN LOS ACCIDENTES VASCULARES.

Los cambios etiopatogénicos que ocurren en el accidente vascular agudo se traducen en cambios en los parámetros de perfusión y su visualización en los mapas correspondientes. Los cambios observados dependen del tiempo desde el accidente vascular.

La cascada de acontecimientos se inicia con una reducción del flujo sanguíneo (**rCBF disminuye**). Como respuesta para mantener la perfusión y con el aporte de O₂, glucosa e iones, el mecanismo de regulación consiste en un decrecimiento de la resistencia vascular que comporta una vasodilatación arteriolar y probablemente un reclutamiento capilar a fin de aportar tanta sangre como sea posible. Ello implica una aumento del rCBV (**rCBV aumenta**). En consecuencia el **MTT aumenta** ($MTT = rCBV/rCBF$). Este aumento en la primera fase (hiperaguda) del accidente se puede visualizar con los mapas de MTT (también en los mapas de TTP). Puede ser que este mecanismo de autorregulación logre mantener el rCBF.

¹⁵ Huo Teng M.M. y col

MR Perfusion Studies of Brain for Patients with Unilateral Carotid Stenosis or Occlusion: valuation of Maps of "Time to Peak" and "Percentage of Baseline at Peak"
JCAT 25(1):121-125. 2001

En las zonas donde la reducción de flujo continua, o bien cuando se ha alcanzado el máximo en la captación de volumen sanguíneo y se produce el agotamiento del mecanismo compensatorio, el rCBF vuelve a bajar implicando una reducción del aporte de metabolitos y una alteración electrolítica que causa la despolarización de la membrana el fallo de la bomba Na⁺/K⁺ con lo que entra agua en la célula produciéndose un edema citotóxico. Este aumento de tamaño puede a su vez causar más obstrucción al flujo sanguíneo remanente. Finalmente cede la integridad de la membrana. El **rCBV disminuye** dato que junto a la **disminución de rCBF** van a conducir al estadio final irreversible (infarto).

En los casos en los que la isquemia no es muy prolongada puede producirse un estado reversible ya que las células pueden ser de nuevo viables. Cuanto mayor es la caída del rCBF más corto es el tiempo en que se desarrolla el infarto. Las zonas que de forma inmediata al accidente vascular presentan junto a la reducción del flujo una disminución del RCBV tienen mucha posibilidad de no ser viables.

La región infartada suele estar rodeada de un área de isquemia reversible denominada **penumbra isquémica**. Por otro lado los mecanismos compensadores de vasodilatación pueden inducir un halo alrededor de aumento de perfusión. El tamaño de la penumbra depende de numerosas variables, edad, presión arterial, circulación colateral..., la detección de esta área constituye uno de los objetivos de las imágenes IRM.

Durante muchos años se viene utilizando el PET y el SPECT para los accidentes vasculares cerebrales. Hemos visto en la difusión que inmediatamente al accidente vascular los valores del ADC disminuían para después aumentar. Evidentemente tiene que existir una relación entre las imágenes de difusión isotrópica y la de los mapas de perfusión.

La DWI puede detectar pequeños infartos por debajo de la resolución espacial de las imágenes de perfusión y las imágenes de perfusión pueden detectar zonas hipoperfundidas aun viales no detectadas en DWI por lo que las imágenes solas de DWI no son suficientes en el accidente agudo ya que la isquemia incompleta con una adecuada circulación colateral pueden causar síntomas, pero no son indicativos de lesión irreversible. Por otro lado las imágenes de perfusión solas tampoco son suficientes. Por tanto son convenientes las combinaciones de ambas técnicas. ⁽¹⁶⁾

Las imágenes de difusión son muy indicativas del tiempo del infarto en sus fase hiperagudas o agudas pero los hallazgos iniciales no son un buen indicador predictivo del tamaño final de la lesión. Parece por tanto que la valoración del rCBV actuaría como marcador fundamental en la evolución de las zonas isquémicas. De todas formas existen parámetros más rápidos y fáciles de calcular. Por un lado los mapas de TTP en la que se puede observar un aumento del tiempo respecto a la zona contralateral siempre que exista una oclusión o dificultad del paso del bolus. Este aumento del TTP puede ser debido a dos causas: el flujo ha disminuido con un incremento del TTM (a Volumen constante) o el flujo puede llegar por vía colateral con lo que el bolus tiene que emplear más tiempo en llegar a la zona afecta. La Angio-RM puede ayudar a dilucidar el problema.

¹⁶ Karonen J.O y col
Combined Perfusion and Diffusion Weighted MR Imaging in Acute Ischemic Stroke during the 1st week: A longitudinal Study
Radiology 217: 886-894. Dec 2000

Es muy útil en los accidentes vasculares cotejar (**matching**) las zonas alteradas visibles por uno y otro método. En alguna caso ocurre que no existe coincidencia y puede ocurrir que existan zonas en las que no aparece un déficit de perfusión en cambio no se detectan alteraciones en las imágenes de difusión. Esta falta de concordancia tiene enorme interés ya que pueden representar zonas hipoperfundidas pero por encima de los umbrales del edema citotóxico que no se ha producido ya que no ha disminuido el ADC. Estos casos ilustran la necesidad de obtener las dos imágenes de perfusión y de difusión en los accidentes isquémicos agudos ya que la no concordancia (**mismatch**) indicaría la zona de penumbra.

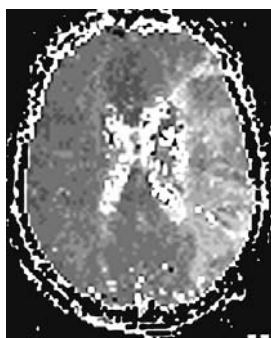
Por lo general el área de perfusión anormal (rCBV o MTT o TTP) suele ser mayor que el área de difusión (DWI) y el área no concordante se suele señalar como la zona de penumbra. En consecuencia la imagen de perfusión sola, suele sobreestimar la zona final del infarto.

El mismatch entre la DWI y la MTT se utiliza para seleccionar los grupos de tratamiento. Los pacientes con mayor mismatch entre los mapas de perfusión y los de difusión en el primer día son más propensos a un crecimiento posterior del infarto.

La penumbra puede evolucionar hacia el infarto o puede ser viable en relación a si el flujo desciende a los valores umbrales.⁽¹⁷⁾

Existen tres modelos ⁽¹⁸⁾

- La lesión es más pequeña en DWI que en perfusión (correspondería a la oclusión de grandes vasos por ejemplo la porción proximal de la arteria cerebral media). En estos casos la región periférica caracterizada por una difusión normal y una disminución de la perfusión identifica la zona de “penumbra isquémica” que normalmente progresa hacia el infarto a menos que exista una rápida reperfusión
- En los infartos debidos a pequeños vasos (per ejemplo las perforantes) las lesiones iniciales en perfusión y en DWI son similares y la imagen en DWI aumenta muy poco en el tiempo.
- La lesión se aprecia en DWI y es menor o no se aprecia en perfusión. Este tipo de imágenes usualmente se observan en casos de rápida reperfusión y en estos casos la imagen DWI no cambia con el tiempo.



Mapa TTP



DWI

Fig 15.12.
Mapas de TTP y DWI en un Ictus agudo.
Unidad RM. Centro IDI
Hospital Universitario Vall d'Hebron.

¹⁷ Simth A.M. y col

Whole Brain Quantitative CBF, CBV y MTT Measurements Using MRI Bolus Tracking: Implementation and Application to Data Acquired from Hyperacute Stroke Patients

JMRI 12:400-410. 2000

¹⁸ Schaefer P.W., Grant P.E y Gonzalez R.G.

Diffusion-weighted MR Imaging of the Brain.

Radiology 217(2):321-345. Nov 2000

15.4. LOS ESTUDIOS FUNCIONALES CEREBRALES.

Aparte de las técnicas de perfusión con contrastes exógenos, hay que considerar como un apartado especial, las técnicas que detectan los cambios magnéticos que suceden en la hemoglobina. Es decir las **técnicas no invasivas de perfusión** que utilizan la desoxihemoglobina como trazador endógeno. Estas técnicas dan origen a la llamada **RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL : fMRI**. Se fundamenta en que la sangre oxigenada es diamagnética mientras que la desoxigenada es paramagnética. Esto implica un cambio en la susceptibilidad local al pasar de una a otra forma. **Por tanto la desoxihemoglobina por su paramagnetismo actúa como trazador endógeno**. La dependencia de la señal de T2* con la oxigenación se conoce como **BOLD** (Blood Oxygenation Level Dependence). Este cambio es fuertemente dependiente del campo magnético, pero se pueden realizar imágenes que detectan el cambio con imanes convencionales de 1,5 T.

El aumento de la actividad cerebral durante una tarea específica implica cambios metabólicos y vasculares locales. El aumento de flujo sanguíneo local resulta superior al consumo de oxígeno, ello implica en un voxel que haya entrado en actividad, el aumento de la proporción de sangre oxigenada versus la desoxigenada, en comparación con un voxel que no haya entrado en actividad. El incremento relativo de sangre oxigenada implica que el efecto paramagnético de la desoxihemoglobina sea menor con lo que el desfase es menor y por lo tanto la señal en T2* será superior. En consecuencia los voxels en los que ha aumentado el aporte de sangre aumentarán de señal en imágenes T2*, en comparación a cuando no estaban en actividad. Por lo tanto adquiriendo una imagen en reposo y una imagen en actividad la diferencia nos mostrará los voxels en los que ha habido variación en el aporte sanguíneo y probablemente esta variación nos indique la activación funcional de la corteza cerebral primaria.

Mediante la fMRI se están llevando a cabo localizaciones específicas de las áreas de la corteza cerebral encargadas de actividades diversas: áreas del lenguaje, áreas visuales, áreas de asociación ..etc. (Ver Fig 15.13) De la misma forma se pueden indicar al neurocirujano la situación de las áreas corticales motoras cuando han sido desplazadas por un proceso tumoral a fin de que elija la vía menos yatrogénica.

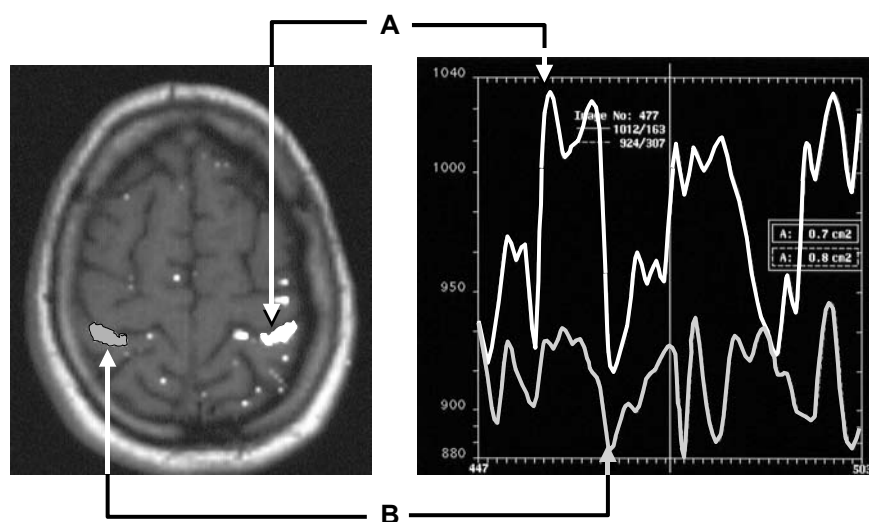


Fig 15.13.

Representación gráfica de las variaciones de señal de las imágenes secuenciales obtenidas en el área motora IZQ (A), comparándolas con las señales del área motora contralateral (B). El paciente realizaba un movimiento de abrir-cerrar la mano DER durante cortos periodos de tiempo alternando con periodos de descanso. Secuencia T2*SS EPI

Unidad RM. Centro IDI Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona

15.5. TRANSFERENCIA DE MAGNETIZACIÓN (TM).

Vimos en el capítulo 5 que el pool de agua libre presentaba frecuencias de relajación agrupadas formando un pico de muy poca base, centrado entorno a la frecuencia de resonancia (Fig 15.14). Por el contrario, los protones ligados presentan frecuencias de relajación muy dispares ya que la influencia del entorno es muy variable, ello implica que sus frecuencias de relajación posean muy amplio espectro alrededor de la frecuencia de resonancia base y su espectro presenta una base muy amplia. La zona de trabajo comprende un ancho de banda centrado sobre la frecuencia principal en la que se encuentran los protones del agua libre. Además los pocos protones de agua ligada que absorben la radiofrecuencia tienen un T2 muy corto ($<200 \mu\text{s}$) lo cual convierte a los protones ligados en prácticamente "invisibles" en las secuencias RM standard.

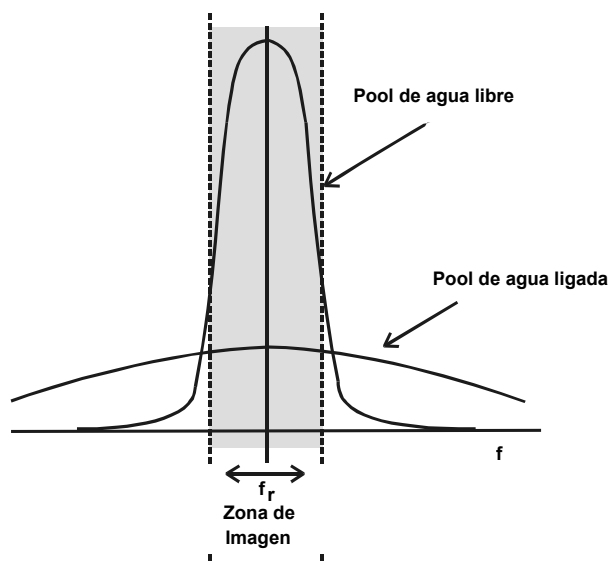


Fig 15.14.
Espectro de las frecuencias del pool de agua libre y el pool de agua ligada. La zona de trabajo recae sobre los núcleos de H del agua libre. El agua ligada es invisible en las imágenes convencionales por que su disparidad de frecuencias implican un T2 mucho mas corto que los TE asequibles en las secuencias RM.

Si enviamos un pulso de radiofrecuencia fuera de la frecuencia de resonancia (off-center pulse), saturamos a un determinado número de H ligados que se encuentran en la banda de nuestra emisión, mientras que los protones del agua móvil no son afectados de una manera directa (Fig 15.15.)

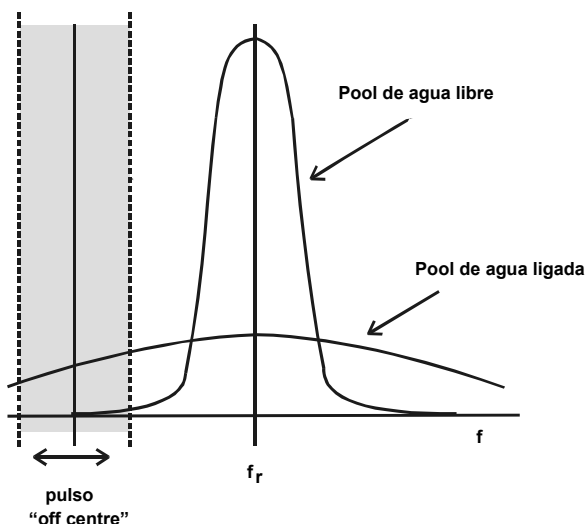


Fig 15.15.
Diagrama la zona del espectro donde se aplica el pulso "off-center". Tan sólo los protones de aquella franja absorben la emisión de radiofrecuencia.

Ahora bien los protones ligados a estructuras moleculares tienen una mayor facilidad en la relajación longitudinal ya que pueden comunicar fácilmente su energía a los protones de las capas de hidratación y estos al agua libre, con lo que **existe una transferencia de la magnetización desde los H ligados a los H libres**. Debido al intercambio energético entre los protones ligados saturados que han absorbido el pulso y la población no saturada de protones del agua libre, se produce una disminución de la señal del agua libre. Evidentemente esta disminución de la señal aparecerá en aquellos voxels donde exista H ligado (que son los únicos que pueden captar la emisión fuera de resonancia) mientras que la señal de los voxels en los que exista únicamente agua libre, no será afectada.

Como consecuencia de la aplicación del pulso fuera de resonancia se obtiene un nuevo contraste tisular conocido como **contraste de transferencia de magnetización (MT)** en el que la señal de los voxels con únicamente agua libre no se ve afectada, aumentando el contraste respecto a la señal de los voxels con agua libre y ligada que presentarán una disminución de señal.

La disminución de la señal en un voxel en una MT, respecto a la señal del agua libre (invariable) dependerá del tejido y de la eficiencia de la transferencia, directamente relacionada con el número de H ligados en el voxel y con el tipo de macromolécula y por lo tanto el contraste en la TM dependerá del valor del campo magnético por su relación con la relajación longitudinal.

La no disminución de la señal en los voxels con únicamente agua libre, implica que la aplicación de un pulso de MT previo a una secuencia de angio aumenta el contraste del contenido vascular por disminución de la señal en los tejidos fijos. Esto permite una mayor visualización de los pequeños vasos. La MT es actualmente una técnica de rutina en Angio-RM.

La MT está actualmente aplicándose en otros campos de estudio ya que las estructuras con alta transferencia de magnetización (abundancia de H fijos y posibilidad de transferir la energía) disminuirá mucho de señal al disminuir la señal de su componente de agua libre. En consecuencia donde se hará más evidente la variación de contraste será en las secuencias T2 o T2*, en las que la señal de los líquidos permanecerá alta mientras que la señal de los voxels mixtos disminuirá.

La importancia de las técnicas de MT es que **permiten de una manera indirecta obtener imágenes sensibles al agua ligada**.

Un campo fundamental de aplicación se está encontrando en las neurociencias ya que el colesterol de la mielina es una de las principales fuentes de agua ligada. Cuando existe destrucción de mielina, hay un paso de agua ligada a agua libre con lo que existirán menor núcleos de H para captar el pulso de MT y por tanto habrá menor caída de señal que en un voxel con mielina estructurada.

En la Fig 15.16. se expone la imagen antes y después del pulso de MT, En toda la substancia cerebral disminuye la señal, pero en la placa de desmielinización con destrucción de mielina y por tanto menos agua ligada, el pulso "off centre" es menos eficaz y por tanto disminuye menos la señal quedando realzada la zona.

Hay que tener presente en las patologías desmielinizantes, que puede existir disminución del agua ligada por problemas de destrucción miélnica, pero también puede ser debido a la existencia de una menor proporción de agua ligada por haber aumentado en el voxel la ocupación de agua libre, por ejemplo en un edema. Por lo que la técnica de MT tendrá que utilizarse como acompañante de otras secuencias formando parte de los protocolos de exploración.

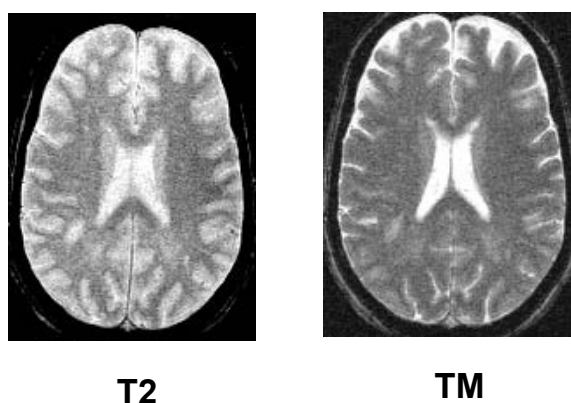


Fig 15.16 Efecto del pulso de TM sobre una placa de desmielinización. La destrucción de mielina implica menos agua ligada y por tanto el pulso de MT es menos efectivo y la señal no decae tanto como en la sustancia blanca normal. Unidad RM. Centro IDI Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona

Un hecho importante es que podemos **cuantificar** las imágenes antes y después de utilizar el pulso MT. Con ello se obtiene el **INDICE DE TRANSFERENCIA DE MAGNETIZACION (MAGNETIZATION TRANSFER RATIO: MTR)** que podemos definir en cada voxel como:

$$\text{MTR} = 100 \frac{S(0) - S(\text{MT})}{S(0)} \%$$

Siendo $S(0)$ la señal en el voxel sin utilizar el pulso MT y $S(\text{MT})$ la señal en la misma secuencia utilizando el pulso de Transferencia de Magnetización.

En la Fig 15.17 se muestra una imagen MTR. Se representa en escala cromática para cada pixel el valor del MTR.

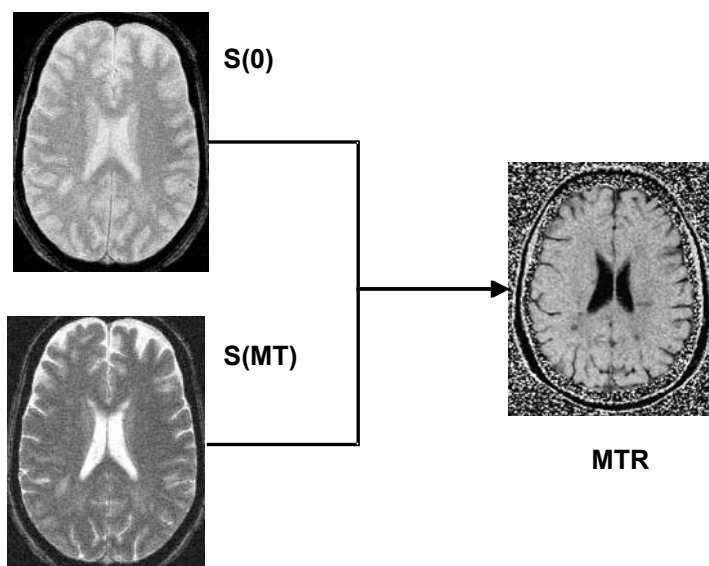


Fig 15.17. Mapa MTR. Se obtiene representando en escala cromática los valores calculados pixel a pixel de índice de Transferencia de Magnetización. El LCR con ínfima cantidad de agua ligada no se modifica por el pulso MT por lo que el valor MTR es, muy bajo. En las zonas con destrucción miélnica. La caída de señal es menor y el MTR es más bajo que en los voxels no patológicos.. Unidad RM. Centro IDI Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona

Cuando existe agua ligada, existe caída de señal y esta disminución en el valor del MTR nos dará idea de la proporción de agua ligada. Si el agua ligada disminuye en un voxel, el pulso MT es menos efectivo y habrá menos caída de señal con lo que la diferencia entre el antes y después del pulso será menor y el voxel presentará un MTR menor.

Los valores de MTR pueden disminuir entre otras, por dos causas; bien por disminución de la proporción de mielina en el voxel. (Es el caso de la presencia de edema inflamatorio sin destrucción mielínica), bien por destrucción de mielina (En estos casos suelen presentarse valores de MTR mucho más bajos)

Los valores de MTR nos permite cuantificar de alguna manera la destrucción mielínica en aquellas zonas que aparecen patológicas en la imagen normal IRM. En la Fig 15.18 se muestran algunos valores de cuantificación.

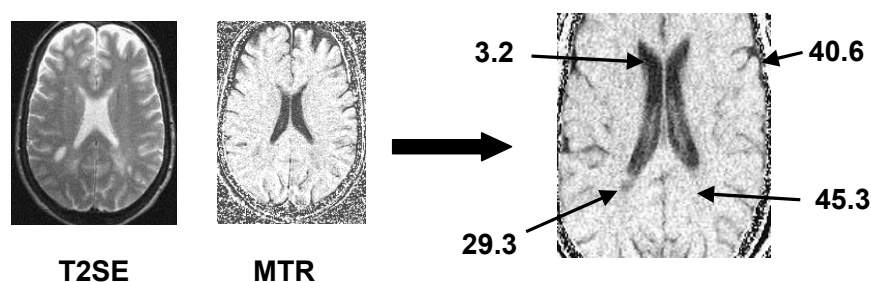


Fig 15.18. Valores cuantificados de MTR. Se detecta y cuantifica la caída del valor MTR en la zona de desmielinización detectada en la imagen T2SE.

RM Centro IDI Vall d'Hebron.

Una aplicación importante cuyo alcance está en estudio, corresponde al hecho de encontrar en pacientes con Esclerosis Múltiple, valores MTR alterados zonas de sustancia blanca aparentemente normal en las imágenes IRM (Normal Appearing White Matter: NAWM). El significado puede ser la indicación de la progresión de patología, daño mielínico no visible, o quizás nos lleve a la MTR como indicador de penetración en daño. Recientemente se están poniendo en marcha ensayos multicéntricos para valorar estas posibilidades.

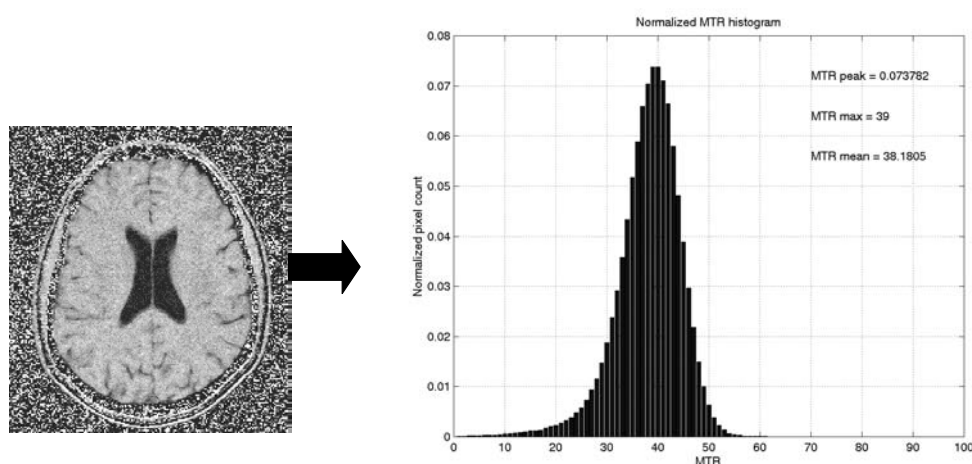


Fig 15.19. Histograma MTR. Se realiza la representación del número de pixels a los que corresponde un determinado valor normalizado de MTR. El muestreo se extiende a todo el cerebro excluyendo el LCR.

Tomando la posibilidad de que los valores MTR nos sirvan para cuantificar el daño mielínico incluso el no visible, podemos extender la cuantificación a todo el cerebro. Para ello se realiza un estudio multiplanar y en cada plano se calculan los mapas MTR. Agrupando los pixels por sus valores de MTR se obtienen los **HISTOGRAMAS de MTR** en los que se representan todos los pixels que corresponden a un mismo valor normalizado de MTR. En la Fig 15.19 se muestra un Histograma típico de una persona asintomática.

Comparativamente en la Fig 15.20 se muestra las diferencias en los HISTOGRAMAS MTR de una persona sintomática y de una persona afectada de esclerosis múltiple. Existe una clara variación en los Histogramas. La persona con Esclerosis Múltiple presentan una disminución del máximo relativo y una desviación a valores menores de MTR. El significado de todo ello aún está en estudio. Quizás la MTR podrá utilizarse como indicador en las patologías desmielinizantes.

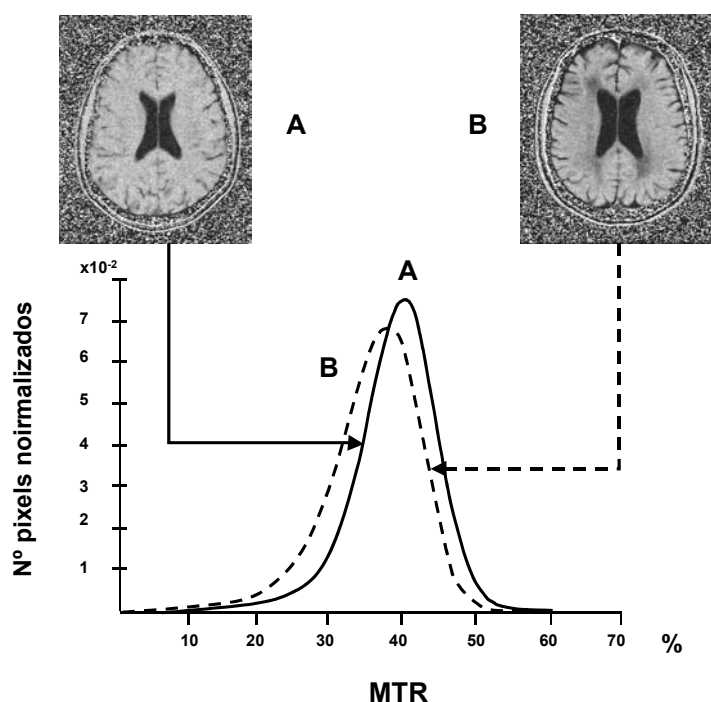


Fig 19.20. Variación del Histograma MTR entre una persona asintomática (A) y una persona afectada de esclerosis múltiple (B). Unidad RM. Centro IDI. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona.

Bibliografía específica sobre técnicas MT:

- Grossman R.I y col: *Magnetization Transfer: Theory and Clinical Applications in Neuroradiology. RadioGraphics. Vol 14, nº2. March. 1994.*
- Van Buchem M.A. *Magnetization Transfer: applications in Neuroradiology JCAT, 23 (Suppl 1) S9- S18*
- Ropele S y col: *Comparison of Magnetic Transfer Ratio, Magnetization Transfer Rate and Native Relaxation Time of Water Protons Related to Relapsing-remitting Multiple Sclerosis. AJNR 21:1885-1891. Nov-Des 2000*
- Van Buchem y col. *Global Estimation of Myelination in Developing Brain on the Basis of Magnetization Transfer Imaging: A preliminary Study. AJNR 22: 762-766. April 2001*

16

VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LA RM VERSUS OTRAS TÉCNICAS DE IMÁGEN



16.1. VENTAJAS

Tomografías de obtención directa en cualquier orientación del espacio.

La posibilidad de obtener imágenes directas sobre cualquier plano previamente elegido, utilizando un direccionamiento mediante software, es una de las grandes ventajas que la IRM ha aportado como método de imagen.

Alto contraste en las partes blandas.

Es el método de imagen que logra una mayor discriminación tisular en los tejidos blandos. La señal útil en IRM proviene básicamente del H del agua y en segundo lugar del H de los tejidos grasos. Los distintos estados del agua, así como las diferencias estructurales en los diversos tejidos proporcionan el alto contraste tisular, muy superior en los tejidos blandos al contraste logrado en la TC-RX.

Gran sensibilidad a los cambios patológicos.

Por lo general las alteraciones patológicas comportan una variación del balance acuoso del tejido con un desequilibrio a favor del aumento del agua libre tisular. Ello implica una variación detectable por IRM por el alargamiento del T1 y T2. Las imágenes potenciadas en T2 son las que con mayor facilidad permiten la visualización, especialmente en altos campos magnéticos. Esta regla general se altera por diversos factores así la presencia de material lipídico y de sangre hemorrágica en fase subaguda, que disminuyen el T1. También la presencia de calcio implica una disminución de la señal en todas las secuencias.

Diversidad de parámetros para estudiar un mismo plano tomográfico.

Mientras la TC-RX tan sólo tiene un parámetro ligado al coeficiente de atenuación relativo del agua, sin duda la potencialidad diagnóstica de la RM estriba en poder enjuiciar la misma estructura contrastándola en D, T1, T2 ó T2*, Difusión..... respecto a sus estructuras vecinas. Ello implica el saber establecer las secuencias y los parámetros adecuados para lograr el contraste en las estructuras objeto de estudio. También constituye un gran reto ya que si no se coloca la secuencia apropiada puede no obtenerse la discriminación tisular deseada. Fijémonos que en una imagen juegan básicamente los tres parámetros D, T1, T2 y que las variaciones patológicas por lo general aumentan el T1 (tendencia al negro en secuencia SE estándar) y aumentan en T2 (tendencia al blanco en SE) se comprende pues que si la secuencia de exploración no es adecuada las dos potenciaciones de la imagen pueden anularse no obteniéndose el contraste deseado. Aparte de las potenciaciones básicas D,T1,T2 o T2*, sobre un mismo plano tomográfico pueden obtenerse informaciones sobre parámetros tan diversos como flujos, difusión, susceptibilidad,....

FOV variable tanto en tamaño como en situación.

La imagen tomográfica puede dimensionarse para lograr la mejor ampliación directa sobre la zona a estudiar y aparte de orientarla en cualquier dirección del espacio, su centro de imagen no está ligado al isocentro ya que puede desplazarse prácticamente a cualquier punto dentro del campo magnético siempre que tenga suficiente homogeneidad. Existen algunas limitaciones según sea la casa comercial y también deben existir mecanismos para evitar el artefacto del doblamiento de imagen. La resolución espacial está por debajo del mm.

Técnica sustitutiva de la mielografía o la artografía.

La Tomografía por RM pasa a ser la primera maniobra exploratoria en los problemas medulares o articulares sustituyendo a la mielografía y a la artografía. En secuencias potenciadas en T1, el LCR aparece en negro y sobre él se resalta la médula con un T1 intermedio. Los perfiles, la situación y el calibre pueden ser bien estudiados sin tener que utilizar sustancias de contraste. En T1 sin embargo, es difícil el contraste entre estructuras hipointensas como el LCR, los ligamentos intracanaliculares, la cortical de los cuerpos vertebrales y el anillo fibroso discal. En secuencias muy potenciadas en T2 puede lograrse, un efecto mielográfico por RM ya que el T2 del LCR es alto, implicando un fondo brillante sobre el que la médula aparece hipointensa. En T2 el LCR se distingue bien de los ligamentos, la cortical ósea y el anillo fibroso que son estructuras hipointensas en T2. De la misma forma las articulaciones pueden estudiarse sin contraste y se posee las secuencias adecuadas para estudiar problemas meniscales, tendinosos, cartilagosos o subcondrales. Las secuencias en T2* son especialmente útiles para valorar el cartilago articular.

Técnica sustitutiva de la colangiografía convencional,

Como técnica de entrada diagnóstica ha pasado a sustituir la colangiografía convencional La rapidez de las nuevas secuencias como la HASTE, SSFSE,.. Permiten que sin la introducción de contraste y de forma muy rápida la valoración de la patología hepato-biliar.

Gran variedad de sustancias de contrastes.

Las posibilidades que ofrecen las nuevas sustancias de contraste, abren una nueva dimensión a la IRM incorporando la aproximación funcional a la caracterización tisular. Existen gran variedad de contrastes cuya utilización clínica se está ensayando. También no hay que dejar aparte la posibilidad en el futuro de utilizar marcadores magnéticos cual trazadores específicos.

Los estudios angiográficos.

La visualización de los vasos sin utilizar sustancias de contraste, permitiendo una orientación rápida de entrada sobre los problemas vasculares es una técnica utilizada de rutina ante la sospecha de patología vascular. Hay que hacer notar el auge que está alcanzando la angio-RM, que puede reemplazar a la angio por RX en determinadas funciones como el seguimiento de control evolutivo de las malformaciones arterio-venosas. La posibilidad de realizar arteriografías selectivas es otro de los atractivos de la ARM. Las posibilidades en la angio-periférica gracias al sistema de las mesas móviles y sincronizadas. Por último, la utilización de los contrastes, bien sean de vida corta en sangre, bien en forma de "pools vasculares", junto con la rapidez de las secuencias, hacen que campos como la patología coronaria estén ya al alcance de la técnica RM.

No existen artefactos de Haunsfield en las interfases óseas, lo cual permite estudiar estructuras que, como la fosa posterior, tienen serias dificultades con otras técnicas.

La **información fisiológica** gracias a las imágenes de difusión, las **imágenes funcionales** cerebrales, posibles por la sensibilidad a los estados iónicos del Hierro de la hemosiderina junto con los **estudios de perfusión** y a las cuantificaciones que le permiten las técnicas de **Transferencia de Magnetización**, constituyen junto con la información bioquímica que puede aportar la **espectroscopia** uno de los mayores campos de expansión de la RM.

La no iatrogenia conocida dentro de las condiciones de utilización clínica actúa como gran telón de fondo en las ventajas de la IRM.

16.2. INCONVENIENTES

El campo magnético implica una **precaución constante en el ambiente de trabajo** controlando en todo momento el acceso a la sala del tomógrafo de objetos paramagnéticos que puedan ser atraídos hacia el imán. También el campo magnético implica restricciones en cuanto a la población a explorar. Por un lado la contraindicación absoluta sobre los portadores de marcapasos, por otro la contraindicación parcial sobre los portadores de clips quirúrgicos, prótesis, aparatos de soporte vital, etc.

Desde el punto de vista de **ubicación**, los inconvenientes varían mucho según el tipo de tomógrafo y el valor del campo magnético. La necesidad de un blindaje magnético bien activo, bien pasivo, encarece la instalación.

La radiofrecuencia puede implicar fenómenos calóricos en altos campos. Pero el principal inconveniente es la presencia de **artefactos en la imagen debido a interferencias** con emisoras que trabajan en la misma banda de frecuencias. Ello obliga en todas las instalaciones a realizar un pantallaje de radiofrecuencias que envuelva la zona de exploración. Este pantallaje puede estar en las paredes o dentro del tomógrafo.

Los **artefactos** en la IRM son múltiples. El más importante es debido a los movimientos tanto voluntarios como involuntarios del paciente. Los involuntarios orgánicos rítmicos pueden ser evitados mediante una obtención de imagen sincrónica con ellos, por ejemplo mediante gating cardíaco. No obstante los involuntarios, no rítmicos, como los peristálticos implican, para evitarlos, disminuir los tiempos de exploración mediante técnicas rápidas de imagen. Actualmente se utilizan bandas de saturación para anular la señal de los voxels que producen movimiento. Estas técnicas de saturación consisten en una emisión de radiofrecuencia de 90° más un gradiente defasador que anula la señal del voxel. Si el paciente no colabora manteniendo la zona a explorar inmóvil durante la adquisición de datos, resulta una imagen totalmente degradada. Las secuencias rápidas permiten obtener imágenes en tiempos mucho más cortos generalmente a expensas de una penalización en el cociente Señal/Ruido. Existen otros artefactos en las imágenes RM que hay que tener en cuenta como los debidos a la corrientes eléctricas inducidas de Eddy, el flujo, la susceptibilidad magnética, etc.

La IRM se muestra por el momento menos específica de lo que en un principio se esperaba. No obstante es un tema de estudio y posiblemente un mejor cálculo de los parámetros de relajación así como la incorporación de la espectroscopía "in vivo" como técnica rutinaria, permitirán una mejor aproximación a la anatomía patológica.

Para lograr resultados diagnósticos óptimos, es preciso que se extreme al máximo la orientación diagnóstica de forma que se puedan utilizar las secuencias especiales y no utilizar estudios estándar que se aplican cuando no existe una presunción diagnóstica.

Los tiempos de exploración, en conjunto continúan siendo largos. Aunque se logran imágenes diagnósticas en el orden de ms y aunque se puedan hacer seguimientos prácticamente en tiempo real (escopía RM), la esencia de la RM obliga a una máxima aproximación histológica lo que lleva consigo utilizar varias secuencias y por consiguiente un alargamiento de los tiempos de exploración. Cada vez más las secuencias con post-procesado obligan a un extratiempo por lo general largo que obligatoriamente hay que tener en cuenta.

Desde el punto de vista del diagnóstico diferencial, la **no detectabilidad del calcio** representa quitar al radiólogo uno de los puntos de apoyo diagnóstico.

La **claustrofobia** se presenta en muchos pacientes en aquellos imanes que obligan a introducirse dentro de un cilindro de 2 metros de largo. En algunos casos es imposible realizar la exploración. Es fundamental en este punto la relación del paciente con el personal profesional. Este problema desaparece cuando se utilizan los imanes abiertos o dedicados.

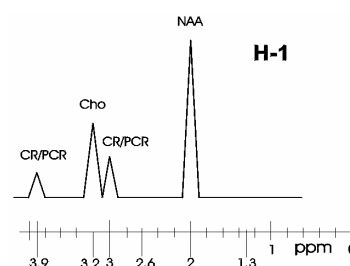
El **ruido de los gradientes** puede llegar a ser molesto para algunos pacientes y sobre todo en secuencias rápidas.

El **gran número de imágenes** que se pueden generar en una exploración es un serio inconveniente. La dificultad de manejo que conlleva, los tiempos de reconstrucción que implica la compra de potentes ordenadores, el almacenamiento que obliga a la selección de imágenes, la dificultad en la teletransmisión, son aspectos de una técnica que precisa de unos estrictos protocolos de obtención muy dirigidos a la sospecha diagnóstica.

Por último hay que citar el **coste** de la exploración. Hay muchos factores que intervienen, si tomamos por ejemplo un aparato de alto campo con posibilidades de espectrometría y todas las posibilidades de software, nos encontramos con un alto coste de instalación y de mantenimiento, por lo tanto la exploración es cara y puede encarecerse aún más si el aparato da prestaciones a un Centro Hospitalario con UCI y pacientes que resultan complicados de manejar bajo el campo magnético. Por el contrario, si estamos hablando de aparatos pequeños, dedicados por ejemplo a estudios articulares en centros ambulatorios el coste baja drásticamente.

17

ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR: CONSIDERACIONES BÁSICAS Y TÉCNICAS



J. Alonso
J. Gili

La espectroscopia por resonancia magnética (ERM) se inicia en los numerosos equipos de investigación que tras el descubrimiento del fenómeno de la RM estudiaron las variaciones de la frecuencia de resonancia en función del tipo de núcleo (hidrógeno-1, fósforo-31, carbono-13, sodio-23, etc.) y, para un mismo núcleo, en función de la molécula en que estaba integrado (desplazamiento químico o "chemical shift"). Rápidamente los químicos detectaron la gran potencialidad de esta nueva técnica y la incorporaron como una metodología rutinaria para el análisis estructural de los compuestos químicos y para el seguimiento de las transformaciones que ocurren durante los procesos de síntesis de compuestos.

Con los avances tecnológicos de los años siguientes se desarrollaron imanes más potentes y con mayor uniformidad de campo, lo que permitió estudiar moléculas de mayor peso molecular. La resonancia magnética nuclear se extendió al campo de la bioquímica como técnica de análisis estructural de macromoléculas y las interacciones entre moléculas. Pero, además también es posible el estudio de procesos metabólicos mediante el análisis de extractos o de órganos perfundidos y, en la actualidad, estos estudios se pueden realizar a partir de órganos o tejidos "in vivo".

El gran auge de la IRM relegó a un segundo término los estudios espectroscópicos. En la actualidad, la posibilidad de obtener espectros con suficiente resolución y sensibilidad, mediante imanes de 1.5 Tesla (T) utilizados en las exploraciones por IRM, junto con la posibilidad que ofrece la ERM de **estudiar de forma directa algunos procesos metabólicos "in vivo" sin interferir en ellos**, hace de esta metodología una herramienta de trabajo en alza que trata de definir sus verdaderas posibilidades en el campo clínico. El objetivo de este capítulo es realizar una introducción a como es posible detectar metabolitos presentes en las células, a las secuencias de pulsos más comunes implementadas en equipos clínicos y al análisis de los datos espectroscópicos.

17.1. BIOFÍSICA

Las bases físicas de la espectroscopia y de la imagen por resonancia magnética son las mismas y, en consecuencia, los conceptos introducidos en los capítulos anteriores son válidos. La principal diferencia entre las dos técnicas es que **la frecuencia en una exploración de imagen codifica el espacio mientras que en un estudio de espectroscopia la frecuencia codifica al grupo químico que origina la señal.**

17.1.1. FRECUENCIA DE RESONANCIA

Tanto la IRM como la ERM se basan en la propiedad que presentan ciertos núcleos atómicos de absorber selectivamente energía de radiofrecuencia cuando se someten a un campo magnético (fenómeno de **RESONANCIA**). Este exceso energético es liberado por los núcleos mediante un proceso de **RELAJACIÓN** nuclear. La frecuencia de resonancia en este proceso, (f_p : frecuencia de precesión), es directamente proporcional al valor del campo magnético efectivo, B , que percibe el núcleo (Ley de Larmor):
(ver: 3.4)

$$f_p = \gamma \cdot B / 2\pi$$

donde γ es la constante giromagnética que depende del núcleo considerado.

El campo magnético efectivo (\vec{B}) es la suma vectorial del campo magnético externo producido por el imán (\vec{B}_0) más el campo magnético sobreañadido que se crea mediante la activación de gradientes (B_{GRA}) y el campo magnético inducido por cargas en movimiento que forman parte de las diferentes moléculas que hay en las células y que, genéricamente, llamamos el **entorno bioquímico** en que se encuentra el núcleo (\vec{B}_{BIOQ}).

$$\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_{\text{GRA}} + \vec{B}_{\text{BIOQ}}$$

Si la suma de los campos magnéticos \vec{B}_0 y \vec{B}_{GRA} se denomina campo magnético externo, \vec{B}_{EXT} , entonces el campo magnético efectivo, \vec{B} , se puede escribir como:

$$\vec{B} = \vec{B}_{\text{EXT}} + \vec{B}_{\text{BIOQ}}$$

El \vec{B}_{BIOQ} , debido al campo magnético inducido básicamente por el movimiento de los electrones alrededor de los núcleos, siempre se opone **al campo magnético externo por lo que ejerce un efecto de pantalla de manera que el núcleo percibe un campo magnético inferior al campo magnético externo.** \vec{B}_{BIOQ} es proporcional al campo magnético externo a través de una constante que recibe el nombre de **constante de apantallamiento** (σ). Por tanto, se puede expresar \vec{B}_{BIOQ} como función del campo magnético externo a través de la σ correspondiente y oponiéndose a \vec{B}_{EXT} por lo que:

$$\vec{B}_{\text{BIOQ}} = -\sigma \cdot \vec{B}_{\text{EXT}}$$

En consecuencia:

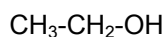
$$\vec{B} = \vec{B}_{\text{EXT}} (1 - \sigma)$$

ahora la frecuencia de resonancia, f_p , se puede definir como:

$$f_p = \gamma \cdot B_{\text{EXT}} (1 - \sigma) / 2\pi$$

De la expresión anterior se deduce que la frecuencia de resonancia de un núcleo depende de la constante σ . **La constante de apantallamiento no es tanto una característica del núcleo como del entorno electrónico del núcleo que esta relacionado con la estructura molecular de la que forma parte el núcleo considerado.** Esta propiedad es la que, en definitiva, proporciona a la espectroscopia la posibilidad de detectar los compuestos que hay en una determinada muestra.

Como ejemplo, imaginemos un elemento de volumen lleno de alcohol etílico:



Cuando se analiza la molécula desde un punto de vista químico los núcleos de H forman parte de tres grupos diferentes: el grupo metil (-CH₃), el metileno (-CH₂-) y el hidroxilo (-OH). De manera intuitiva se puede apreciar que el entorno electrónico de estos grupos es diferente ya que el número de electrones de los átomos de carbono y oxígeno son diferentes. Así, mientras que un átomo de hidrógeno está unido a un oxígeno, los otros están a un carbono; además el grupo metil está próximo al grupo metileno mientras que este último está rodeado por un grupo hidroxilo y otro metilo. Una vez colocado bajo un campo magnético externo de 1,5 o 1 Tesla (Fig. 17.1), y después de enviar un pulso de radiofrecuencia de un ancho de banda capaz de producir la excitación de todos los núcleos de hidrógeno, la señal de relajación está compuesta por tres tipos de emisión con frecuencias de resonancia diferentes, ya que el hidrógeno del grupo OH emite a una frecuencia distinta de los hidrógenos del grupo CH₂, y a su vez distinta de los del grupo CH₃. Si esta emisión la recogemos en una antena y la representamos sobre un eje de frecuencias obtendremos el **espectro del alcohol etílico** donde se aparecen tres picos o **resonancias**. La más pequeña situada a la izquierda corresponde a la relajación de los núcleos de hidrógeno del grupo OH. La resonancia situada en medio corresponde a la respuesta de los núcleos de hidrógeno del grupo CH₂ y tiene una área doble de la anterior ya que por cada H del grupo -OH hay 2 H del grupo -CH₂. La resonancia colocada más a la derecha tiene una área tres veces superior a la primera y corresponde a la respuesta de los tres hidrógenos del grupo CH₃. Para un mismo valor del campo magnético la posición de la resonancia en el espectro identifica al radical, sin embargo no es un parámetro muy útil ya que un mismo compuesto en diferentes campos magnéticos presenta diferentes frecuencias de resonancia.

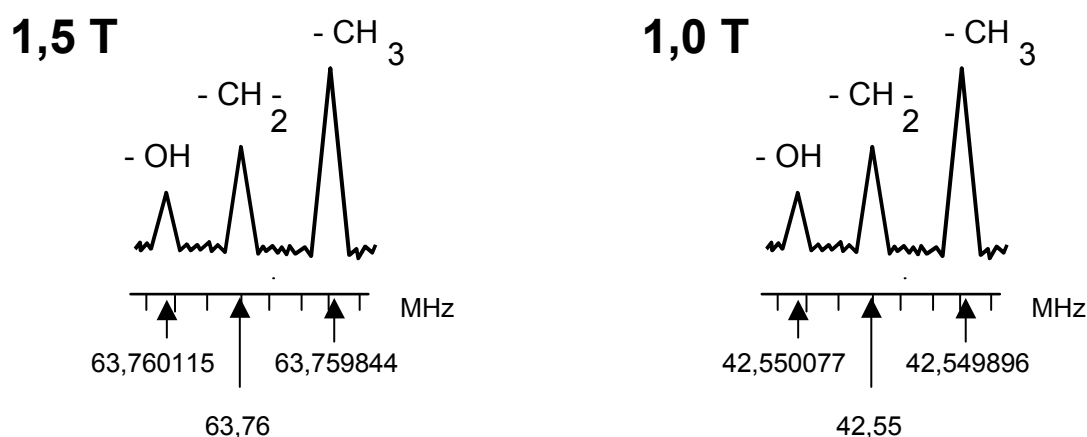


Fig 17.1

Simplificación del espectro del alcohol etílico obtenido a 1,5 T y a 1,0 T.

Las frecuencias de resonancia del núcleo del hidrógeno en los tres radicales a 1,5 Tesla son: -OH = 63,760115 MHz, -CH₂ = 63,76 MHz, -CH₃ = 63,759844 MHz, mientras que a 1,0 Tesla son, respectivamente, 42,550077, 42,55 y 42,549896 MHz.

Como se puede observar la frecuencia de resonancia de un radical varía en función del campo magnético al que esta sometido lo que no es un parámetro muy útil para el análisis del espectro.

Existen más de 100 núcleos atómicos que presentan el fenómeno de resonancia magnética nuclear, sin embargo, el número de ellos que presentan o pueden presentar un mayor interés clínico es más reducido y junto a algunas de sus propiedades se presentan en la Tabla 17.1. La información que se obtiene de cada uno de ellos es diferente y, por ello, cuando se habla de un estudio por espectroscopia o de un espectro de RM es recomendable añadir el núcleo que se ha observado. Así se habla de espectroscopia de protón (o del hidrógeno-1) y el espectro del alcohol etílico es un espectro de protón. La tabla muestra como la frecuencia de resonancia de un núcleo varía en función del campo magnético aplicado, se utilizan núcleos cuya abundancia natural varía desde el 100% hasta otros que se presentan en la naturaleza en un porcentaje inferior al 0,1. Los núcleos considerados tienen una sensibilidad inferior a la del hidrógeno-1 lo que, desde un punto de vista técnico, complica la detección de sus señales. En la práctica, el núcleo de hidrógeno-1 (protón) es el más utilizado en el campo de las neurociencias.

TABLA 17.1
PROPIEDADES DE LOS NÚCLEOS DE MAYOR INTERÉS EN ERM "IN VIVO"

Núcleo	Spin	Frecuencia de resonancia (MHz)			Abundancia Natural (%)	Sensibilidad absoluta
		1,5 T	2,0 T	4,7 T		
¹ H	1/2	63,83	85,10	200,00	99,98	1,00000
¹³ C	1/2	16,05	21,40	50,29	1,11	0,00018
¹⁴ N	1	4,61	6,14	14,45	99,63	0,00100
¹⁵ N	1/2	6,47	8,62	20,27	0,37	0,00390
¹⁷ O	5/2	8,65	11,53	27,11	0,04	0,00001
¹⁹ F	1/2	60,05	80,07	188,15	100,00	0,83000
²³ Na	3/2	16,88	22,51	52,90	100,00	0,09300
³¹ P	1/2	25,84	34,45	80,96	100,00	0,06600

17.1.2. DESPLAZAMIENTO QUÍMICO

Según se desprende de la Ley de Larmor, la escala de valores en el eje de las frecuencias depende del valor del campo magnético. Esto es un inconveniente cuando hay que comparar espectros obtenidos con diferentes equipos ya que la frecuencia de resonancia de un mismo radical depende del campo magnético externo. **Para eliminar esta dependencia y lograr que los espectros registrados con imanes de diferente campo magnético sean comparables, se definen las posiciones de las distintas resonancias mediante una escala relativa de valores respecto a un valor de referencia.**

Así, se define la posición de la frecuencia de resonancia del radical A respecto al radical B por el cociente:

$$(f_A - f_B) / f_B$$

cuando se sustituye la frecuencia de resonancia del radical A y B por la expresión deducida en el apartado anterior $f_p = \gamma \cdot B_{EXT} (1 - \sigma) / 2\pi$

$$(f_A - f_B) / f_B = [\gamma B_o(1-\sigma_A)/2\pi - \gamma B_o(1-\sigma_B)/2\pi] / [\gamma B_o(1-\sigma_B)/2\pi]$$

que se puede escribir como:

$$(f_A - f_B) / f_B = (\gamma B_o / 2\pi)[(1-\sigma_A) - (1-\sigma_B)] / (\gamma B_o / 2\pi)(1-\sigma_B)$$

la expresión $(\gamma B_o / 2\pi)$ se puede eliminar del numerador y denominador

$$(f_A - f_B) / f_B = [(1-\sigma_A) - (1-\sigma_B)] / (1-\sigma_B)$$

y después de simplificar queda:

$$(f_A - f_B) / f_B = (\sigma_B - \sigma_A) / (1 - \sigma_B)$$

En definitiva el cociente relativo solo depende de una característica del radical como es la constante de apantallamiento independiente del campo magnético. La posición definida mediante la expresión $(f_A - f_B) / f_B$ se conoce como desplazamiento químico y se identifica por la letra griega δ . Este valor no tiene dimensión y es muy pequeño, por lo que para trabajar con un número manejable, se indica multiplicado por 10^6 y se expresa en partes por millón o ppm.

En conclusión los núcleos presentes en diferentes radicales químicos se pueden expresar respecto a un valor de referencia correspondiente a un determinado radical ($f_B = f_r$). Si se refieren las frecuencias de resonancia del núcleo en los diversos radicales respecto al valor de referencia, a cada radical le corresponde un valor que es independiente del campo magnético al cual se ha realizado el estudio. En consecuencia, el núcleo en un radical A se identifica mediante su desplazamiento químico (δ_A) definido por:

$$\delta_A \text{ en ppm} = 10^6 (f_A - f_r) / f_r$$

donde f_r es la frecuencia de referencia para el núcleo estudiado.

El desplazamiento químico (δ) identifica el radical en el que se encuentra el núcleo independientemente del valor del campo magnético. La escala de desplazamiento químico permite establecer una relación entre posición y radical que permite la **identificación de los diferentes compuestos presentes en la muestra analizada independientemente del campo magnético en que se ha obtenido el espectro**. La Fig 17.2 muestra el mismo espectro del alcohol etílico que en la Fig 17.1 pero respecto a la escala de desplazamiento químico y como puede observarse la posición es independiente del campo magnético.

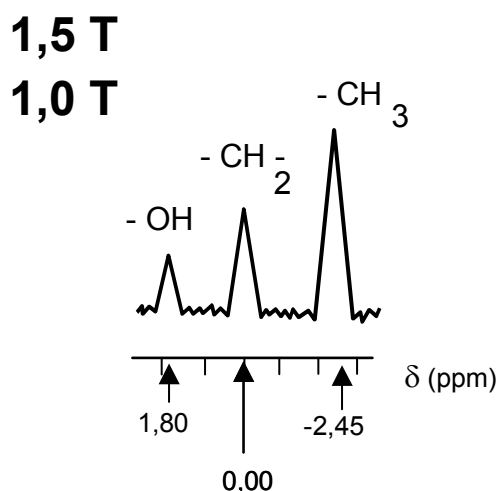


Fig 17.2.

Simplificación del espectro del alcohol etílico utilizando como valor de referencia la frecuencia de resonancia del H del grupo CH₂ (0 ppm). Al -OH le corresponden +1,80 ppm y la resonancia que se observa a -2,45 ppm identifica al H del grupo -CH₃ independientemente del campo magnético.

En la práctica para cada núcleo existen una serie de compuestos de referencia a partir de los cuales se tabula la posición de los demás. Así en espectroscopia de protón las referencias más comunes son el tetrametilsilano (TMS) o el 3-trimetilsilil[2,2,3,3- ^2H]propionato sódico (TSP) que no se encuentran en las células de los organismos vivos. A la posición de la resonancia de estos compuestos se le asigna el valor de 0 ppm y se ha observado que respecto a ellas, el grupo metil de la creatina/fosfocreatina aparece a 3,02 ppm y el del grupo N-acetilaspártato a 2,02 ppm. Estos dos últimos son las referencias más habituales en estudios *in vivo*.

17.2. SECUENCIAS DE PULSOS

Tal como se ha visto en IRM, para obtener un espectro también se utilizan secuencias de pulsos, que no son más que una serie de pulsos de radiofrecuencia y de gradientes de campo magnético que se activan a tiempos determinados para obtener la señal de resonancia. A lo largo de estos últimos años se han diseñado un gran número de secuencias de pulsos que han aparecido publicadas en la literatura, pero sólo un reducido número de ellas ha sido implementado en los equipos de resonancia de uso clínico. A continuación se comentan brevemente algunas de las características de las secuencias de pulsos que se aplican a la adquisición de espectros de protón (hidrógeno-1).

a) Secuencia spin-echo (SE, PRESS, PRIME)

Es una secuencia constituida por tres pulsos de excitación con selección de plano, el primero de 90° y los otros dos de 180° (Figura 17.3). El primer pulso excita la magnetización de un plano mientras que el segundo se aplica en un plano perpendicular al anterior. Entonces solo la magnetización de la columna o fila que ha sido excitada por los dos pulsos es reenfocada. Finalmente se aplica el tercer pulso en un plano perpendicular a las dos anteriores (Figura 17.4). El grosor de estos planos viene determinado por las dimensiones del volumen del cual se desea obtener el espectro. El resultado final es una señal de eco que proviene solamente del volumen (VOI, volumen de interés) que ha sido excitado por los tres pulsos. Gradientes adicionales alrededor de los pulsos de 180° ayudan a destruir la magnetización de regiones externas al VOI. Esta secuencia de pulsos esta precedida por un número variable, entre 1 y 3, de pulsos selectivos a la frecuencia de resonancia del agua destinados a suprimir la resonancia del agua.

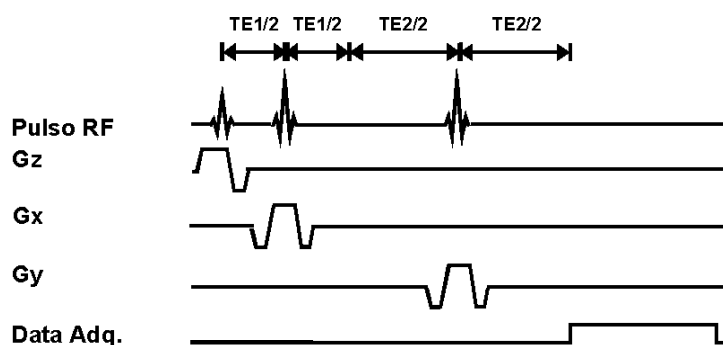


Fig 17.3
Diagrama de la secuencia de pulsos SE. La ordenación y las demás características de los gradientes dependen del equipo en el que están implementadas y del tiempo de eco que se utiliza.

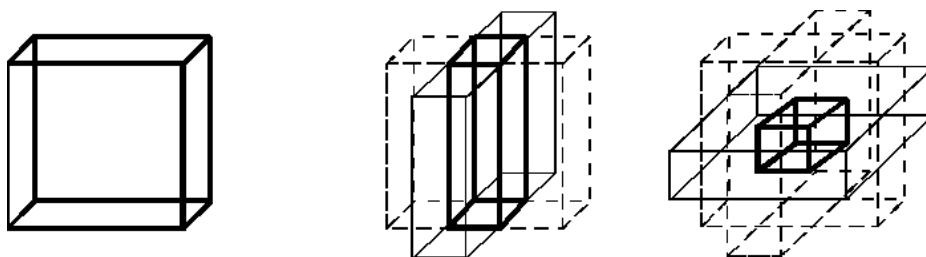


Fig 17.4

La localización espacial se obtiene a partir de la excitación secuencial de tres planos ortogonales de tal manera que la región común a los tres planos corresponde al volumen de interés del cual se desea obtener el espectro.

b) Secuencia de eco estimulado (STEAM)

Esta es una secuencia muy parecida a la anterior, la principal diferencia radica en que los tres pulsos de excitación con selección de plano son siempre de 90° (Figura 17.5). Para obtener la localización se utiliza la misma estrategia que ya se ha descrito (Figura 17.4). La secuencia de pulsos procede de la siguiente manera: el primer pulso es el mismo que en la secuencia SE. Después del primer pulso se deja transcurrir un tiempo $TE/2$, antes de enviar el segundo pulso de excitación. Entre el segundo y el tercer pulso se deja un intervalo que oscila entre 13 y 30 ms que se denomina tiempo de mezcla (TM, "mixing time"). A continuación es enviado el tercer pulso y después de un intervalo de tiempo $TE/2$, se registra la señal de eco estimulado. Durante el intervalo TM la magnetización de interés esta orientada en el eje Z y no esta afectada por el tiempo de eco. Sin embargo, es importante que TM sea muy corto comparado con los valores de T1 de los compuestos de interés para evitar una importante pérdida de señal. En diferentes momentos de la secuencia de pulsos se activan gradientes para producir el defasaje de la magnetización no deseada. Esta secuencia de pulsos también esta precedida por un número variable, entre 1 y 3, de pulsos selectivos a la frecuencia de resonancia del agua destinados a suprimir la resonancia del agua.

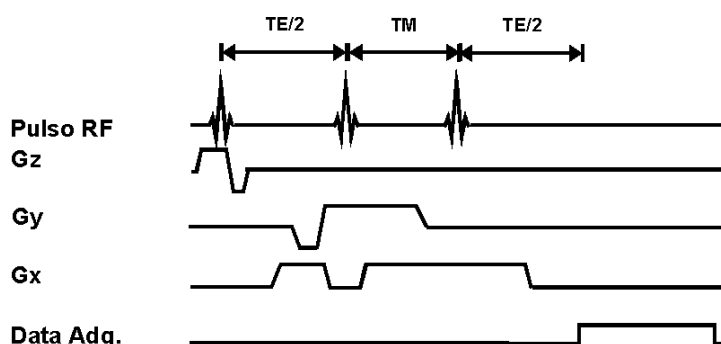


Fig 17.5

Diagrama de la secuencia de pulsos STEAM. La ordenación y demás características de los gradientes dependen del equipo en el que la secuencia esta implementada y del tiempo de eco utilizado.

c) Secuencias de imagen de desplazamiento químico o de imagen espectroscópica con excitación selectiva de un volumen ("chemical shift imaging" o "spectroscopic imaging", SE-CSI, STEAM-CSI, CSI-híbridas)

Es una metodología que permite la adquisición de múltiples espectros localizados de manera simultánea. La aplicación de las secuencias CSI al estudio del cerebro por espectroscopia de protón presenta, entre otros, el inconveniente que la señal de la grasa subcutánea puede contaminar espectros de volúmenes próximos. Para evitar este problema se ideó la combinación de la tecnología CSI con un sistema de preselección de un volumen de interés grande, del cual se puede excluir la grasa subcutánea, mediante la secuencia SE o STEAM y, opcionalmente, se pueden añadir múltiples bandas de saturación. La técnica de selección del volumen se combina con la aplicación de 1, 2 o 3 gradientes de codificación de fase que permiten después del procesamiento de la señal obtener espectros de diferentes subvolúmenes dentro del volumen de interés seleccionado. En función del número de gradientes activados la secuencia CSI se denomina monodimensional (1D-CSI), bidimensional (2D-CSI) o tridimensional (3D-CSI) y la localización que se obtiene es diferente. Así, en una secuencia 1D-CSI el plano excitado se divide por filas o columnas de cada una de las cuales se obtiene un espectro. En la técnica 2D-CSI, que es la más empleada en la actualidad, el plano se divide a la vez en filas y columnas lo que origina una serie de volúmenes de los que se obtienen los espectros. Finalmente, un 3D-CSI excita un volumen por filas y columnas y se obtienen espectros de volúmenes en los diferentes planos. También se están empezando a utilizar técnicas 2D-CSI que permiten adquirir más de un plano y técnicas 3D-CSI. A un nivel más experimental, estas secuencias se pueden combinar con técnicas ecoplanares de recoger la señal dando lugar a las llamadas secuencias rápidas ("turbo") de imagen espectroscópica que permiten cubrir todo el cerebro con múltiples planos en una misma adquisición.

17.3. CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LA APLICACIÓN DE ESTAS SECUENCIAS DE PULSO

El núcleo de hidrógeno-1 es en la actualidad el más utilizado, principalmente en el estudio del cerebro, ya que los datos espectroscópicos se obtienen durante la exploración de imagen sin necesidad de cambiar de bobina ni mover a la persona. Las siguientes consideraciones que se comentan son nociones generales y, por encima, de ellas se encuentran las características generales del equipo del que se dispone.

El primer factor a considerar para realizar un estudio por espectroscopia de protón es la elección entre una secuencia de voxel único o una que permite el registro simultáneo del espectro de diferentes volúmenes. Aparentemente se podría pensar que siempre es mejor recoger el máximo de información y, por lo tanto, sería más interesante utilizar una secuencia multivoxel en la que estaría incluida la región de interés prioritario aunque el tiempo necesario para adquirir el espectro sea más largo. En la práctica este razonamiento tiene tres inconvenientes principales: el primero consiste en que cuanto mayor es la región a estudiar, más importantes son las dificultades técnicas que es necesario superar para obtener un espectro de calidad. En segundo lugar el tiempo de adquisición es más largo. En tercer lugar, el procesamiento de los datos espectroscópicos de voxel único está muy automatizado de manera que en unos 5-10 minutos, como máximo, tenemos todos los datos analizados (ciertos equipos tienen el procesamiento totalmente automático y el espectro junto con su cuantificación aparece en pantalla a los pocos segundos de haber finalizado la adquisición), mientras que los datos de una secuencia multivoxel requieren un tiempo de procesamiento más largo. En la práctica, pues, si la región a estudiar está claramente definida o se debe estudiar un número reducido de regiones (1 ó 2), sería mejor utilizar secuencias de voxel único, mientras que cuando en la imagen de referencia no se delimita claramente la región, o se espera encontrar diferencias dentro de una misma región, o se desea estudiar un número elevado de regiones será preferible utilizar una secuencia multivoxel.

Dentro de la espectroscopia de protón se han descrito dos secuencias de vóxel único, SE y STEAM, y normalmente la pregunta que surge es cual debe utilizarse. Para ello debe tenerse en cuenta que si tenemos el mismo vóxel y los parámetros de adquisición son los mismos, la secuencia SE produce una relación señal/ruido doble que la secuencia STEAM ya que en este último caso solo una parte de la magnetización se utiliza para generar el eco estimulado. Por contra una secuencia STEAM permite trabajar con TEs más cortos que la secuencia SE. Aplicable a los dos tipos de secuencia es el hecho que resonancias de metabolitos con un T2 corto se defasan muy rápido y pueden perderse durante el tiempo de eco. Por ello, espectros obtenidos con un tiempo de eco largo muestran menos señales, por lo que son más fáciles de analizar, que los obtenidos con un tiempo de eco corto. Los tiempos de eco largos más utilizados corresponden a 135-144 ms y 270-288 ms, mientras que entre los tiempos de eco cortos podemos destacar 25-45 ms para la secuencia SE, y 10-30 ms para la secuencia STEAM. Los primeros estudios *in vivo* se realizaron con tiempos de eco largos ya que su implementación en los equipos de RM es más sencilla y se eligieron esos valores por que permiten la detección del lactato sin la interferencia de la señal debida a los ácidos grasos que aparece en la misma posición. Una regla que se puede aplicar para decidir entre secuencia SE o STEAM es que cuando se ha de utilizar un TE largo conviene seleccionar la secuencia que proporciona una mayor relación señal/ruido (SE), mientras que cuando interesa visualizar el mayor número de compuestos escoger la secuencia que permite trabajar a un TE menor (STEAM). Aunque si se dispone de un equipo que permite utilizar un TE de 30-35 ms con la secuencia SE puede ser más interesante realizar los dos espectros con el mismo tipo de secuencia ya que permite ahorrar el tiempo de preparación dado que será suficiente con cambiar el TE.

Ventajas e inconvenientes de las secuencias CSI. La ventaja más clara radica en el hecho que en una misma exploración se pueden obtener espectros de zonas patológicas y normales. Además hay que tener en cuenta que, como etapa previa de procesamiento, es posible ajustar la posición de los diferentes vóxeles modificando la codificación de fase mediante el proceso que se denomina desplazamiento del vóxel ("voxel shifting"). Como desventajas cabe decir que se requiere un campo magnético homogéneo en un volumen mayor. La localización utilizando la codificación de fase no es tan precisa como la de los métodos de volumen único ya que los spines en cada vóxel están parcialmente defasados. La pérdida de señal causada por este defase es aproximadamente del 13%. Además existe una contaminación causada por los vóxeles vecinos ("voxel-bleeding") que puede llegar a ser del 10%. Durante la realización de una espectroscopia de protón el FOV para las codificaciones de fase debe cubrir toda la cabeza para evitar problemas de doblamiento de señal ("wraparound").

17.4. ANÁLISIS DE UN ESPECTRO

Después del procesado de la señal original ya se inicia el análisis del espectro para extraer la información deseada. Para ello se estudia:

1. La **posición** de la resonancia nos permite identificar el compuesto que origina la señal.
2. El **área** bajo cada resonancia se puede cuantificar mediante procedimientos manuales o semiautomáticos y es proporcional al número de núcleos que contribuyen a la señal con lo cual se puede llegar a determinar la concentración del compuesto. La RM es una técnica poco sensible y, por ello, en un espectro de protón, normalmente, sólo se observan los compuestos cuya concentración es superior a 1-2 mM. En la práctica, normalmente se registran los espectros sin dejar relajar completamente los núcleos por lo que la señal que se detecta esta influenciada por los parámetros de relajación T1 y T2 de cada metabolito, en consecuencia, se debe corregir el valor del área antes de correlacionarla con la concentración. Se pueden encontrar dos métodos de cuantificación:

-**cuantificación relativa** bien sea mediante los cocientes de las áreas de las diversas resonancias o a través de porcentajes respecto a la suma de las áreas de todas las resonancias presentes en el espectro. Hasta ahora esta es la forma más habitual de presentar los resultados. Tiene el inconveniente que puede inducir a error y se pierde información puesto que, por ejemplo, una alteración que cause una reducción a la mitad en la concentración de todos los componentes de una muestra dará los mismos cocientes y, en consecuencia, no será posible observar dicha alteración.

-**cuantificación absoluta** mediante la utilización de una referencia interna (agua, creatina total, etc) o externa (agua u otro compuesto del cual se conoce con precisión la concentración). Diferentes grupos han propuesto metodologías para realizar este tipo de cuantificación que puede incluir una corrección por el volumen de líquido ceforraquídeo dentro de la región de interés. En general, estas metodologías alargan el tiempo de exploración y, por lo tanto, son relativamente difíciles de aplicar de manera rutinaria pero en la literatura se puede observar la tendencia a utilizar cada vez más esta información.

3. El **ancho de banda de la frecuencia a mitad de la altura** ($\Delta\nu_{h/2}$) es inversamente proporcional al tiempo de relajación transversal T_2 del núcleo. En efecto, cuanto mayor es el valor de T_2 , más sincrónica es la relajación de los núcleos lo cual implica que se relajan a frecuencias muy similares y, en consecuencia, la resonancia es más estrecha (Fig 17.6).

$$\Delta\nu_{h/2} = 1 / (\pi \cdot T_2)$$

Sin embargo, en la práctica se ha observado que las resonancias son más anchas debido a la inhomogeneidad del campo magnético y la expresión anterior se puede escribir como:

$$\Delta\nu_{h/2 \text{ obs}} = 1 / (\pi \cdot T_2^*)$$

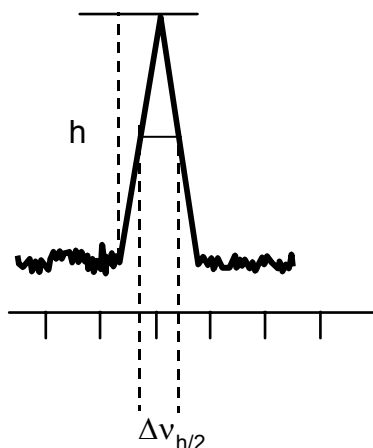


Fig 17.6
Determinación de la anchura de la banda de la resonancia a mitad de la altura ($\Delta\nu_{h/2}$). Este valor es inversamente proporcional al parámetro de relajación T_2^* del núcleo.

Esta dependencia hace que los núcleos integrados en estructuras rígidas como pueden ser macromoléculas, membranas, etc, que presentan valores de T_2 muy cortos originan resonancias muy anchas y, en consecuencia, de baja amplitud que son difíciles de detectar y pueden contribuir a complicar el análisis de espectros registrados con un TE corto. Esta particularidad hace que la espectroscopia detecte resonancias de compuestos móviles como son los metabolitos que están en el citosol celular o grupos químicos expuestos al exterior que forman parte de moléculas integradas en estructuras rígidas.

Hasta el momento siempre hemos representado la resonancia de un determinado núcleo como una señal única. Sin embargo en algunos casos las señales de resonancia de un núcleo pueden aparecer desdoblados (**dobletes**) o multiplicados (**multipletes**) en señales separadas uniformemente respecto a la frecuencia de resonancia que le correspondería si fuese única y cuya suma de intensidades sería equivalente a la de la señal si fuese única. Este fenómeno es debido a **interferencias (acoplamientos) energéticos entre núcleos vecinos** en la misma molécula. Es muy conocido el doblete del ácido láctico.

BIBLIOGRAFÍA

Bolinger L. e Insko E.K.: Spectroscopy: Basic principles and techniques. in "Clinical Magnetic Resonance Imaging", Edelman R.R., Hesselink J.R. y Zlatkin M.B: eds., 2ª edición. W.B. Saunders Company, Philadelphia, USA (1996) pp. 353-379.

Cady E.B.: "Clinical magnetic resonance spectroscopy". Plenum publishing Corporation. New York (1990).

Ernst R.R., Bodenhausen G. y Wokaun A.: "Principles of nuclear magnetic resonance in one and two dimensions". Clarendon Press. Oxford (1987).

Frahm J., Bruhn H., Gyngell M.L., Merboldt K.D., Hänicke W. y Sauter R.: Localized high-resolution proton MRS spectroscopy using stimulated echoes: initial applications to human brain in Vivo. Magn. Reson. Med. 9, 79-93 (1989).

García Segura J.M.: "Espectroscopía in vivo por resonancia magnética nuclear". EUDEMA S.A. Madrid. (1991).

Gadian D.G.: in "NMR and its application to living systems". Oxford University Press , 2nd Ed. Oxford. (1995).

Gruetter R. y Boesch C.: Localization methods for in vivo NMR spectroscopy. Quart. Magn. Res. in Biol. Med., 2, 99-106, (1995).

Kohler S.: PROBE/SV. Single-voxel proton brain exam applications guide. Vol. 5. General Electric Medical Systems. (1993).

Salibi N. y Brown M.A.: Clinical MR spectroscopy. First principles. John Wiley & Sons Inc. New York (1998).

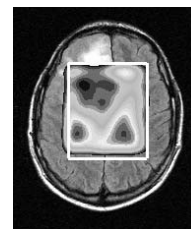
Sauter R., Schneider M, Wicklow K., y Kolem H.: Métodos de espectroscopia por resonancia magnética utilizables clínicamente - estado actual. Electromedica, 60, 32-55 (1992).

Webb P.G., Sailasuta N., Kohler S.J., Raidy T., Moats R.A. y Hurd R.E.: Automated single voxel proton MRS: technical development and multisite verification. Magn. Reson. Med., 31, 365-373 (1994).

Young I.R. y Charles H.C.: in "MR spectroscopy: clinical applications and techniques". (Young I.R. y Charles H.C. editores). Martin Dunitz Ltd. London (1996).

18

ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR: APLICACIONES CLÍNICAS



J. Alonso
J. Gili

Actualmente se puede decir que el núcleo más utilizado en los estudios de espectroscopia de neuroimagen es el del hidrógeno ya que la adquisición del espectro se puede combinar con la de imagen al utilizar la misma antena sin perder tiempo realizando cambios en el "hardware" y "software" del equipo. En este capítulo nos vamos a centrar en la información que aporta la aplicación de la espectroscopia de protón en el cerebro que es el órgano más estudiado. En 1995 la FDA ("Federal Drug Administration") aprobó la técnica de ^1H -ERM presentada para su uso clínico y en 1998 la "American Medical Association" concedió a esta técnica un código CPT ("Current Procedural Terminology") por el que se identifica como prueba médica. Aunque no se utiliza de manera rutinaria como complemento a la exploración de imagen o de manera independiente, algunos centros han iniciado su uso en ciertos casos tales como: encefalopatía hepática subclínica y evaluación pretrasplante, demencia (descartar enfermedad de Alzheimer), evaluación de la terapia en cáncer, hipoxia neonatal, desarrollo de errores metabólicos congénitos, enfermedades de la sustancia blanca (esclerosis múltiple, adrenoleukodistrofias, VIH, etc), accidente vascular cerebral, planificación quirúrgica en la epilepsia de lóbulo temporal, etc. En este apartado no se pretende realizar una revisión exhaustiva sobre el estado de la aplicación de la espectroscopia, sino que se pretende proporcionar información necesaria que permita interpretar un espectro así como entender la literatura existente y se muestran unos ejemplos.

18.1. ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA DE HIDRÓGENO-1

A pesar que, como se observa en la Tabla 17.1, el protón es el núcleo más sensible, con una abundancia natural de casi el 100% y, además, es el más ampliamente distribuido en todos los metabolitos de interés biológico, la aplicación de la ^1H -ERM a estudios "in vivo" tuvo un desarrollo lento debido a una serie de problemas y limitaciones técnicas que en la actualidad, al menos parcialmente, se están superando. La ^1H -ERM se caracteriza porque todas las resonancias aparecen en un estrecho intervalo de desplazamiento químico, unos 10 ppm, que se traduce en la existencia de solapamientos entre resonancias de diferentes compuestos y, además, normalmente un compuesto tiene más de una resonancia que puede estar desdobladas. En consecuencia, la asignación de las resonancias a los compuestos que las originan y su correcta cuantificación tiene una mayor dificultad y, normalmente, se han necesitado resultados "in vitro" y con disoluciones modelo.

La Fig 18.1 presenta la posición de las resonancias más importantes que pueden aparecer en un espectro de protón adquirido con un TE largo del cerebro.

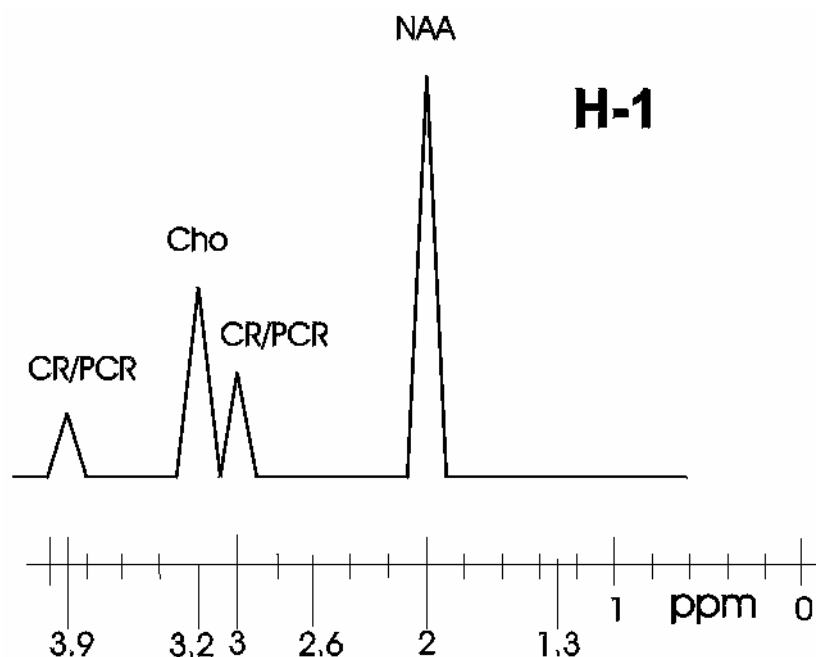


Fig 18.1.- Representación idealizada de la posición en que aparecen las principales resonancias que se pueden observar en el espectro de protón.

La mayoría de estudios por ^1H -ERM se han realizado sobre el cerebro ya que la aparición de una técnica que aporta una información bioquímica sobre el metabolismo celular de una manera no invasiva y sin iatrogenia conocida parecía muy adecuada y despertó un notable interés entre los investigadores. Una característica importante de la espectroscopia de protón es que el aspecto del espectro y los compuestos que se pueden detectar dependen de los parámetros utilizados para registrar el espectro y de la región del cerebro sobre el cual se ha realizado la exploración. Los metabolitos de mayor interés que se pueden detectar en un espectro de protón "in vivo" se presentan en la Tabla 18.1. Los estudios han tenido por objetivo caracterizar el patrón espectral de cerebro tanto en personas sanas como en aquellas afectas de diferentes patologías, observar la evolución de diferentes enfermedades, seguir los efectos producidos por la terapia y valorar el interés clínico de la información que aporta. A continuación se describe la información que aportan los diferentes metabolitos que se observan.

La resonancia más intensa que se observa en el espectro de protón de personas sanas situada a 2,02 ppm es debida al grupo N-acetil presente, principalmente, en el N-acetilaspártato (NAA). El N-acetilaspártilglutamato (NAAG), que se encuentra principalmente en la sustancia blanca, aparece en la misma posición que el NAA y, se cree, que origina entre el 10 y el 20 % de la resonancia. Diversos estudios sugieren que estos compuestos están presentes de manera específica en la neurona del cerebro de personas adultas. Sin embargo, actualmente también es conocido que el NAA puede estar presente en otras células como las precursoras de oligodendrocitos. La excitante posibilidad de poder utilizar la resonancia del NAA como un marcador neuronal ha sido uno de los factores más utilizados para justificar el interés clínico de la espectroscopia de protón. Una

disminución de la resonancia del NAA se ha observado en enfermedades que presentan una pérdida de neuronas o axones. No obstante, también se ha observado una recuperación parcial de esta resonancia que se puede atribuir a una serie de causas tales como: cambio temporal de los parámetros de relajación o del metabolismo de este compuesto en la mitocondria, variación del número de neuronas por volumen debido a la presencia, por ejemplo, de edema, aparición de un nuevo compuesto en la misma posición, respuesta a estados hiper- o hipoosmolares.

TABLA 18.1
DESPLAZAMIENTO QUÍMICO DE LOS PRINCIPALES COMPUESTOS QUE SE PUEDEN
DETECTAR EN DIFERENTES TEJIDOS MEDIANTE $^1\text{H-NMR}$ "IN VIVO"

(ppm)	Metabolitos
0,8 - 1,1	Leucina (Leu), isoleucina (Ile), valina (Val)
0,8 - 2,5	Ácidos grasos (Lip)
1,15	Propilenglicol, etanol
1,3	Ácido Láctico (Lac)
1,45	Alanina (Ala)
1,85	Ácido acético (Ac)
2,02	N-acetilaspártato (NAA), N-acetilaspártilglutamato (NAAG)
2,1 - 2,5	Ácido glutámico (Glu), glutamina (Gln)
2,25	GABA
2,6	N-acetilaspártato, citrato (Cit)
2,8	Ácido aspártico (Asp)
3,02	Creatina (Cr), fosfocreatina (PCr)
3,2	Colina, etanolamina, fosforilcolina, fosforiletanolamina, Glicerofosforilcolina, glicerofosforiletanolamina (Cho),
3,3	Taurina (Tau), scyllo-inositol (sIno)
3,4	Glucosa (Glc)
3,55	Myo-inositol (mIns), glicina (Gly)
3,6 - 3,8	Ácido glutámico, glutamina
3,5 - 4,0	Arabitol, ribitol
3,8	Glucosa, manitol
3,9	Creatina, fosfocreatina
5,3 - 5,7	Ácidos grasos
7,3	Fenilalanina (Phe)

Creatina y fosfocreatina (Cr o TCr o PCr/Cr) que aparecen a 3,02 y 3,9 ppm de manera conjunta. Estos compuestos son básicos en el metabolismo energético del cerebro. Se ha observado que la Cr es sensible a cambios externos probablemente debido a su síntesis a través del hígado y el riñón y a cambios osmóticos. Por ello la idea de asociar directamente y sin pruebas paralelas una disminución del contenido de Cr total con un fallo del metabolismo energético no es correcta. Así mismo, asumir que la resonancia de la Cr se puede utilizar como referencia interna, al considerar que la concentración de Cr constante o bien que es la que varía menos puede dar lugar a errores. Por ello cada vez más grupos trabajan en el desarrollo de metodologías que permitan una cuantificación absoluta. A pesar de todo, en la práctica una de las maneras más habituales de expresar los cambios en el espectro es mediante los cocientes de las demás resonancias respecto a la Cr.

La resonancia que aparece a 3,2 ppm denominada, de manera genérica, derivados de colina (Cho) está compuesta de diferentes metabolitos como son colina libre, fosforilcolina, glicerofosforilcolina. La contribución de fosfatidilcolina está altamente discutida, mientras que la de otros metabolitos como acetilcolina, betaina, etc. prácticamente descartada debido a que su concentración está por debajo del límite de detección de la metodología. Aunque esta resonancia se ha asociado con la mielina, la concentración en sustancia blanca es solo ligeramente más alta que en la sustancia gris. Se ha observado que esta señal varía tanto en procesos locales como sistémicos

(incluidos los procesos osmóticos). La explicación más habitual al incremento de este compuesto como es la existencia de productos de degradación de la mielina sería válida sólo en casos específicos. En el caso de lesiones inflamatorias o focales correspondientes a enfermedades que producen esta alteración puede ser la explicación más correcta, aunque en otros casos debe considerarse la influencia de factores hormonales y de síntesis, posiblemente, en el hígado.

El lactato (Lac) se detecta a 1,3 ppm y proporciona información sobre el grado de metabolismo aerobio-anaerobio de la región. En condiciones normales esta resonancia está en el límite de detección de la técnica y prácticamente no es visible. Situaciones de hipoxia originan, prácticamente, de manera instantánea incrementos de lactato que se pueden mantener durante días. Una isquemia puede dar lugar a un incremento de lactato que se puede mantener de manera crónica. También se puede observar en regiones necróticas o quísticas.

Acetato que es un producto final del metabolismo anaerobio de ciertas bacterias se ha detectado en abscesos.

Myo-inositol (Ins) que produce diferentes resonancias, la más importante a 3,55 ppm, es un azúcar que forma parte de un tipo de lípidos, fosfatidilinositol, pero también es un compuesto que forma parte de un grupo de mensajeros como son los inositol polifosfatos. Los compuestos que dan lugar a esta resonancia son el *myo*-inositol y el *myo*-inositol-monofosfato. Además también se le otorga un importante papel como osmolito y se ha sugerido su papel como marcador de astrocitos. Aunque diversos trabajos han propuesto su valor como marcador de degradación de la mielina, no se puede descartar que indique un anormal funcionamiento del metabolismo de los inositol-polifosfatos.

La glicina (Gly) origina una señal a 3,55 ppm que, normalmente, aparece en la misma posición que el Ins y se cree que es responsable del 15 % de la señal. Una posible manera de diferenciar la presencia de glicina es utilizar un tiempo de eco más largo puesto que en estas condiciones el Ins es prácticamente invisible debido a su T2 corto.

Glutamina y glutamato (Glx, Glu/Gln) originan una serie de señales que se agrupan en dos regiones 2,1-2,5 y 3,6-3,8. Algunos trabajos sugieren que un análisis detallado de la región permite determinar la contribución de cada uno de los dos componentes, pero la mayoría estudia toda la región en conjunto. Parece ser que la concentración de glutamina es la más sensible a la enfermedad. Estudios recientes con modelos animales "in vitro" sugieren la existencia de 2 "pools" de Glu y Gln relacionados con el compartimento neuronal y el glial. Por último, también cabe destacar que diversos estudios sugieren considerar la Gln como un marcador glial.

GABA da origen a diferentes resonancias aparece en la misma región que la glutamina y el glutamato y en la región de la creatina. La baja concentración de este metabolito en condiciones normales hace que su contribución sea prácticamente despreciable. Sin embargo, ello hace que se detecte fácilmente cuando hay un incremento asociado con una alteración patológica sobretodo cuando se utilizan secuencias de pulso especialmente diseñadas para detectarlo.

En la región 3,3-3,45 ppm pueden aparecer una serie de compuestos en baja concentración como puede ser la Taurina (Tau) que es un aminoácido implicado en la neurotransmisión, osmoregulación y el crecimiento. *Scyllo*-inositol que es un isómero del Ins. La glucosa que es una de las principales fuentes de energía también se puede detectar.

Lípidos originan dos resonancias principales a 0,9 y 1,3 ppm relativamente anchas que son debidas a los grupos metil y metileno de la cadena de ácidos grasos que son visibles en casos patológicos. Además, entre 2-2,5 y 5-6 ppm pueden originar otras señales menores.

Fenilalanina es un aminoácido cuya resonancia aparece a 7,3 ppm bien separada de todas las demás y que en el cerebro de personas sanas está en una concentración por debajo del límite de detectabilidad de la metodología y aparece en casos de fenilcetonuria y ciertos abscesos.

Diversos aminoácidos, propilenglicol, cuerpos cetónicos, etanol, ácido acético, ácido aspártico, arabitol, ribitol, manitol, no son visibles en el cerebro de personas sanas y solo aparecen en casos patológicos

TABLA 18.2
PRINCIPALES ALTERACIONES METABÓLICAS DEL ESPECTRO DE PROTÓN DESCRITAS EN ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS

METABOLITO	CONCENTRACIÓN	
	ELEVADA	DISMINUIDA
Lactato	Hipoxia, anoxia, infarto, déficits del metabolismo energético, infarto, hemorragia intracerebral, hipoventilación, Canavan, Alexander, hidrocefalia, leucoaraiosis, esclerosis múltiple (EM), leucoenfalopatía multifocal progresiva (LMP)	
N-acetilaspártato	Canavan, hiperosmolaridad	Retraso en el desarrollo, hipoxia, anoxia, isquemia, infarto, hemorragia intracerebral, encefalitis herpética II, hidrocefalia, Alexander, EM, demencias, Alzheimer, hiponatremia, hidrocefalia normotensiva, diabetes mellitus (DM), traumatismo craneal, encefalitis aguda asociadas al VIH, LMP, síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética
Glutamato	Encefalopatía hepática crónica y aguda, hipoxia, deficiencia ornitina transcarbamilasa	Síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética, Alzheimer (posible), hiponatremia
Glutamina		
Myo-inositol	Neonatos, Alzheimer, fallo renal, DM, recuperación de hipoxia, hiperosmolaridad, EM, LMP	Encefalopatía hepática crónica y subclínica, leucoaraiosis, infarto, encefalopatía hipóxica, infarto, hiponatremia, síndrome de inapropiada secreción de hormona antidiurética
Creatina	Trauma, hiperosmolaridad, aumenta con la edad	Hipoxia, infarto, hiponatremia, LMP
Fosfocreatina		
Glucosa	DM, encefalopatía hipóxica ?	
Colina	Trauma, diabetes, post-trasplante hepático, leucoaraiosis, hipoxia crónica, hiperosmolaridad, personas mayores, Enfermedades asociadas al VIH, esclerosis múltiple, Alzheimer ?	Enfermedades hepáticas asintomáticas, encefalopatía hepática crónica, infarto, demencias no específicas
Glicina	Hiperglicinemia nocetótica	
Fenilalanina	Fenilcetonuria	

Como se puede observar, y se podía esperar dada la sensibilidad del espectro de protón que se puede situar entre 1-2 mM, numerosos neurotransmisores (acetilcolina, norepinefrina, serotonina, dopamina, etc) y mensajeros (inositoles polifosfato, AMP cíclico) no se pueden detectar. Tampoco son visibles otros compuestos que pueden estar en concentraciones más elevadas como son los fosfolípidos, la mielina, proteínas, RNA y DNA porque su movilidad está limitada. Todo ello, aunque reduce la información que se puede obtener del espectro, facilita la identificación de las resonancias que aparecen y posibilita la detección de alteraciones enzimáticas a partir de la acumulación de estos compuestos.

Durante los últimos años se han realizado numerosos estudios sobre la patología cerebral (infarto, asfixia, Alzheimer, meningitis bacteriana, esclerosis múltiple, SIDA, epilepsia, encefalitis, encefalopatía hepática, alteraciones mitocondriales y metabólicas, etc.). A partir de estos estudios es posible establecer la existencia de alteraciones respecto a los patrones espectrales de voluntarios adultos sanos. La tabla 18.2 muestra un resumen de las alteraciones en los principales metabolitos que se observan en el espectro de protón (se han excluido las características de los espectros obtenidos de tumores) y se presentan algunos ejemplos.

Uno de los campos en el que se ha trabajado más es en la aplicación de la espectroscopia de protón en pediatría debido a la posibilidad de detectar déficits metabólicos. Cuando se trabaja con niños, al analizar el espectro, hay que tener en cuenta que este muestra la existencia de cambios con la edad que no indica la presencia de patología sino que más bien refleja el proceso de maduración cerebral. Además, al igual que en adultos, el patrón espectral también muestra la existencia de diferencias entre regiones cerebrales. Por ello, para poder interpretar correctamente el espectro además de tener el patrón normal obtenido de niños sanos en la región de interés hay que tener la información sobre la evolución normal de esa región para poder aplicar las correcciones por la localización y la edad. La Fig 18.2 muestra los espectros de protón de la región parieto-occipital rica en sustancia blanca de una persona de 11 días edad, otra de 1 mes y una tercera de 9 meses. Se observa un aumento en las relaciones NAA/Cr y NAA/Cho que son debidos a un incremento del NAA y a una disminución de la Cr y Cho con la edad. Los cambios más importantes en el patrón espectral se producen durante los primeros 3 años y, en menor medida hasta los 15-20 años.

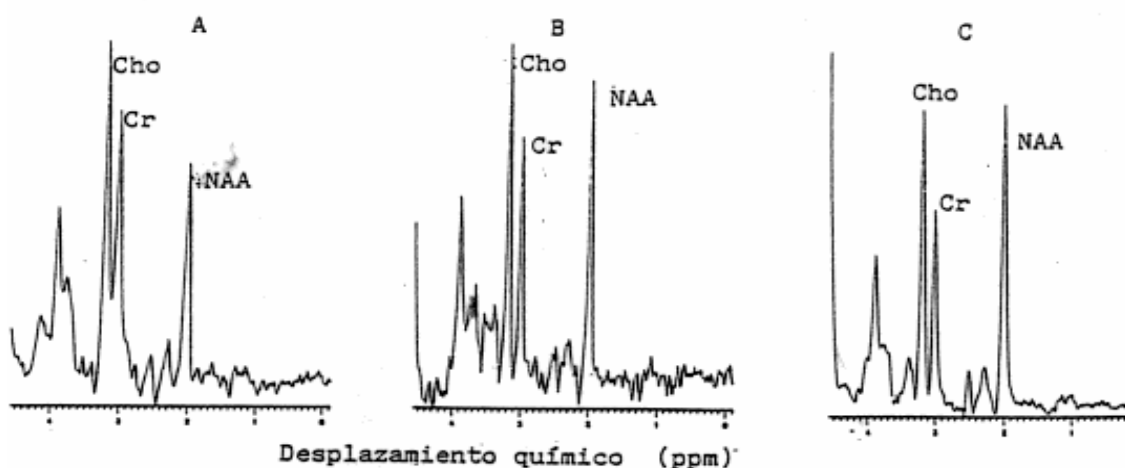


Fig 18.2.- Espectros de ^1H del cerebro de tres niños de 11 días (A), de 1 mes (B) y 9 meses (C) obtenidos con un TE de 135 ms de un vóxel de 8 ml situado en la sustancia blanca. Espectros obtenidos en el Centre Diagnòstic Pedralbes de Barcelona.

El espectro de protón es muy sensible a la existencia de errores metabólicos debidos a déficits enzimáticos. Así la Fig 18.3 presenta los espectros de dos niños, uno afectado del síndrome de Leigh y el segundo de la enfermedad de Canavan. El primer espectro obtenido de los núcleos de la base que presentaban una lesión muestra como característica más importante una presencia de lactato que indicaría la activación de la vía anaerobia láctica debido a la existencia de una alteración mitocondrial (en este caso por un defecto del complejo IV, citocromo c oxidasa) que impediría la utilización del metabolismo oxidativo celular para obtener la energía necesaria para mantener la actividad celular. Por otro lado la relación NAA/Cr está reducida y ello sugeriría la existencia de una alteración neuronal o disminución en el número de las mismas. La enfermedad de Canavan se caracteriza por la deficiencia del enzima aspartatoacilasa que cataliza la formación de aspartato y acetilCoA a partir de N-acetilaspártato, este último se acumula y el espectro obtenido de la sustancia blanca parietooccipital registra su incremento.

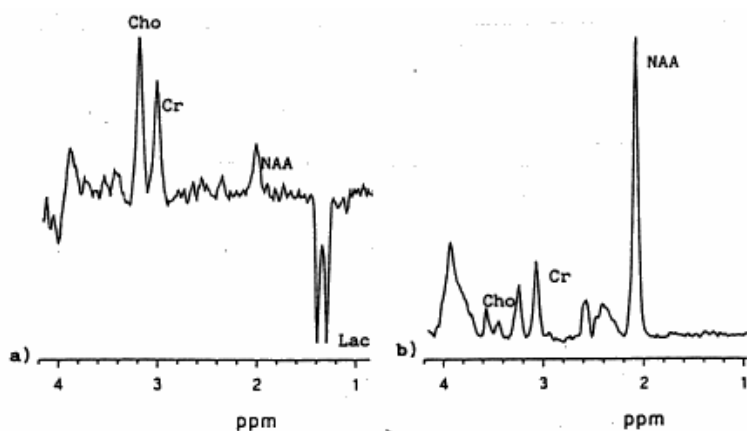


Fig 18.3.- Espectros de protón de niños afectados por el síndrome de Leigh (a) y la enfermedad de Canavan (b) obtenidos con un TE de 135 ms. Espectros obtenidos en el Centre Diagnòstic Pedralbes de Barcelona.

La Fig 18.4 muestra espectros de ^1H de un volumen, definido por un cubo de 2 cm de lado, situado en el área parieto-occipital rica en sustancia blanca, de un voluntario adulto registrados con unos tiempos de eco de 20 ms (A) y de 135 ms (B). Se puede apreciar los diferentes metabolitos presentes así como el diferente aspecto del espectro y la pérdida de información que se manifiesta con una reducción del número de resonancias presentes al aumentar el tiempo de eco. También se puede ver las diferencias entre el espectro de una persona adulta (Fig.18.4b) y el de niños (Fig. 18.2).

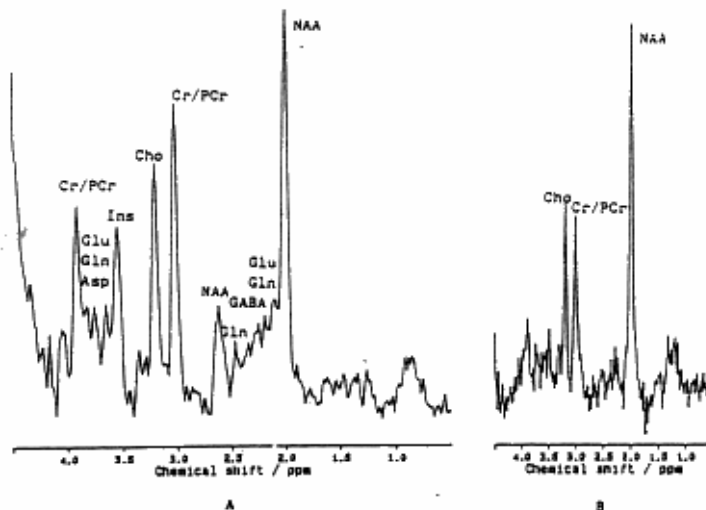


Fig 18.4.- Espectros de ^1H del área parieto-occipital de un voluntario obtenidos con un TE de 20 ms (A) y de 135 ms (B). Para la asignación de las resonancias ver la tabla 18.1. Espectros obtenidos en la Unitat de Ressonància Magnètica, Centre Vall d'Hebron, Institut de Diagnòstic per la Imatge.

La Fig 18.5 presenta los espectros obtenidos con un TE de 20 ms de dos enfermos afectados de esclerosis múltiple. El volumen del cual se registró el espectro se colocó sobre una placa aguda (A) que mostró un realze de la señal de resonancia después de la administración de contraste endovenoso, y sobre una placa crónica (B). Es interesante destacar las diferencias que se observan en las resonancias correspondientes a lípidos, lactato, NAA, colina, así como en las regiones 2,1 - 2,6 ppm y 3,4 - 4,0 ppm entre los dos espectros de la Fig. 18.5 y respecto a la substancia blanca normal mostrada en la Fig. 18.4A. Estos resultados, comparables con otros descritos en la literatura, muestran que el patrón espectral varía en función de la edad de la placa y podrían explicarse a partir de una alteración neuronal y un proceso de desmielinización que daría lugar a la presencia de lípidos y derivado de colina, mientras que el lactato podría sugerir la presencia de macrófagos infiltrados en la región o una isquemia.

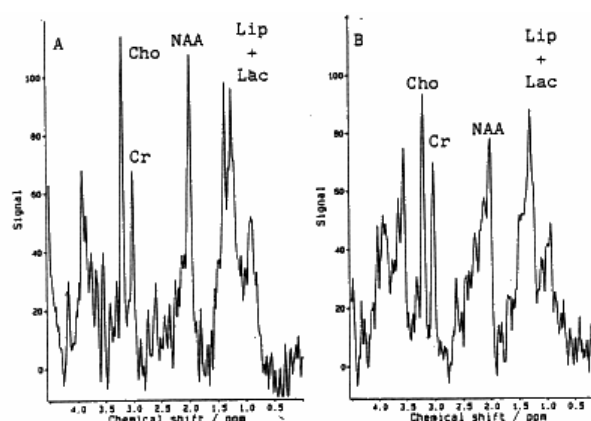


Fig 18.5.- Espectros de ^1H obtenidos con un TE de 20 ms de una placa aguda (A) y otra crónica (B) de dos enfermos afectados de esclerosis múltiple. Espectros obtenidos en la Unitat de Ressonància Magnètica, Centre Vall d'Hebron, Institut de Diagnòstic per la Imatge.

Finalmente, la Fig 18.6 muestra los espectros localizados de ^1H de la región parieto-occipital rica en sustancia blanca de una persona infectada por el virus del SIDA (A) y dos enfermos que ya han desarrollado la enfermedad (B,C) donde se puede apreciar la existencia de variaciones en las intensidades relativas del NAA, Cho y Cr/PCr cuando se comparan con el espectro de una persona control (ver Fig. 18.4B) que se han propuesto que son debidas a la existencia de una pérdida o disfunción neuronal.

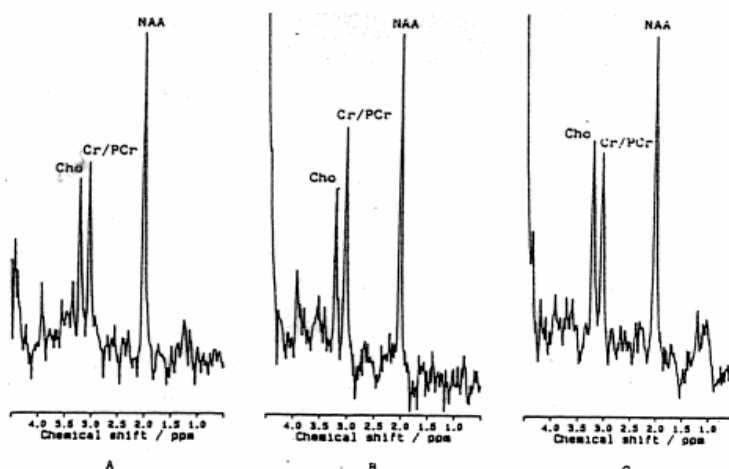


Fig 18.6.- Espectros de ^1H obtenidos de la región parieto-occipital rica en sustancia blanca de una persona infectada por el virus de la SIDA (A) y de dos enfermos de SIDA (B y C) con un TE de 135 ms. Espectros obtenidos en la Unitat de Ressonància Magnètica, Centre Vall d'Hebron, Institut de Diagnòstic per la Imatge.

La oncología es el otro gran campo donde la espectroscopia por RM de protón ha tenido una gran aceptación. La falta de estudios con un número suficientemente alto de pacientes, así como las diferencias metodológicas entre los diferentes trabajos publicados impiden, por el momento, presentar unas conclusiones definitivas. Respecto a los tumores intracraneales se puede decir que el diagnóstico basado solo en el espectro es complicado aunque se trabaja en métodos automáticos que analizan todo el espectro buscando las regiones de máxima diferencia. Además cuando el patrón espectral se analiza cualitativamente se puede solapar con el de otras lesiones focales. Sin embargo el análisis cuantitativo puede ser útil como complemento a la información que aporta la imagen. Espectros registrados en diferentes regiones del tumor han permitido observar la existencia de una heterogeneidad metabólica importante, lo cual podría explicar parte de los resultados, aparentemente contradictorios, de la literatura y sugeriría el interés de aplicar técnicas de imagen espectroscópica. Las alteraciones espectrales más destacables en los diferentes estudios son:

-Disminución o ausencia de la resonancia del NAA reflejando la ausencia de neuronas y axones, posiblemente, en relación con su origen histológico.

-El lactato que se detecta en ocasiones normalmente se ha asociado a la existencia regiones de alta actividad tumoral, necróticas o quísticas.

-La alanina es normalmente observada en meningiomas, aunque no se ha establecido de manera indiscutible su utilidad para el diagnóstico ya que no aparece en todos los meningiomas y se ha descrito que puede estar presente en otro tipo de tumores aunque en proporción menor.

-Los lípidos normalmente relacionados con la existencia de necrosis se han observado en metastasis y glioblastomas multiformes. Por ello, su presencia se propone como un criterio de malignidad sobre todo cuando aparecen en espectros registrados con un TE largo.

-La Cr y PCr normalmente disminuidas lo cual sugiere la existencia de un bajo nivel energético o en el caso de tumores secundarios, metastasis, originadas en órganos cuyas células no contienen este compuesto.

-La colina normalmente es la resonancia más importante y su aumento generalmente se explica debido a la proliferación celular o bien a la liberación de fosforilcolina o glicerofosforilcolina a partir de fosfatidilcolina que es invisible. No se puede descartar la existencia de una síntesis elevada de fosforilcolina y glicerofosforilcolina.

La Fig.18.7 presenta el espectro de protón de tumores obtenidos con un TE de 135 ms. El meningioma muestra una señal de colina muy prominente así como el doblete característico de la alanina (Ala), la Cr está muy baja y la resonancia del NAA a 2,00 ppm, prácticamente, no se diferencia del ruido. En el astrocitoma grado III se observa la señal de NAA inferior a la normal y una nivel de colina más alto. El glioblastoma multiforme presenta unos niveles elevados de colina y lípidos, mientras que el NAA y la Cr están disminuidos. El oligodendroglioma anaplásico presenta una única señal de colina.

En ciertos casos la apariencia de un tumor por IRM se puede confundir con la de un absceso, recientes trabajos muestran que la ^1H -ERM puede ser un instrumento complementario útil para realizar la diferenciación entre tumor y absceso ya que se ha observado en este último la presencia de acetato y aminoácidos (Fig 18.8) que no se ha descrito en ningún tipo de tumor y tampoco aparece en el tejido sano.

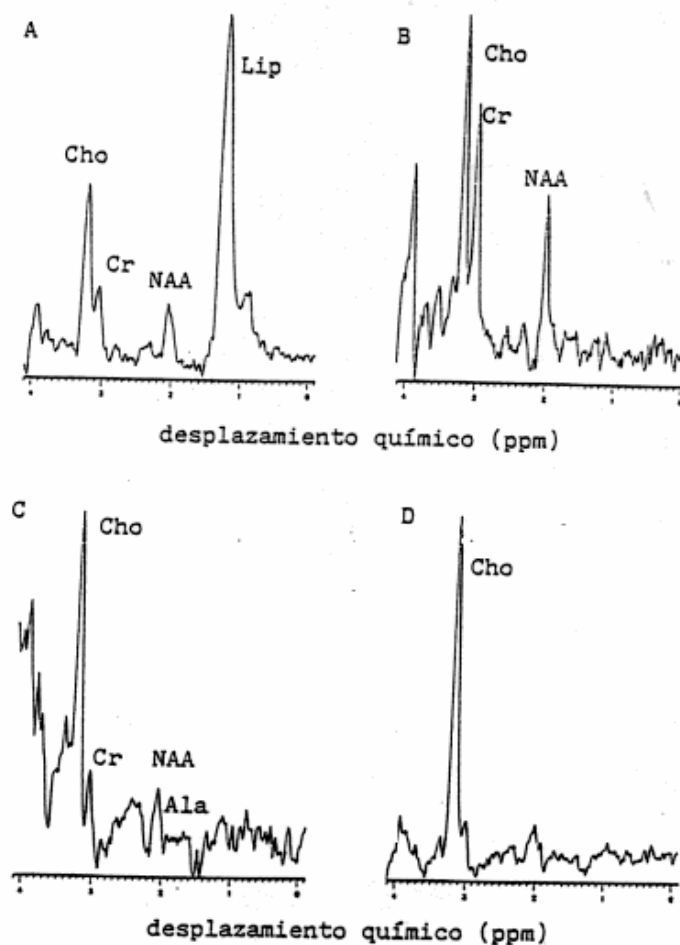


Fig 18.7.- Espectros de ^1H de un glioblastoma multiforme (A), de un astrocitoma grado III (B), de un meningioma (C) y de un oligodendroglioma anaplásico (D) registrados a un TE de 135 ms. Espectros obtenidos en el Centre Diagnòstic Pedralbes de Barcelona.

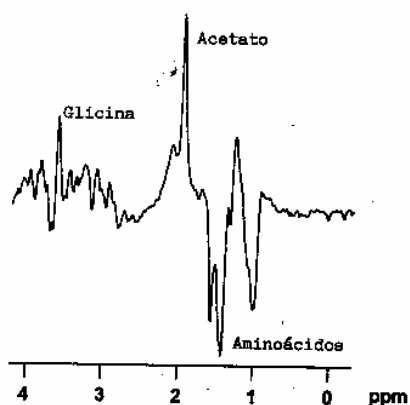


Fig 18.8.- Espectro de ^1H -ERM de un absceso a un TE de 135 ms. Como resonancias más importantes se pueden observar las debidas al acetato y a los aminoácidos, también llama la atención la ausencia de derivados de colina, que es una de las resonancias más características de los tumores, así como de NAA y creatina. Espectro obtenido en el Centre Diagnòstic Pedralbes de Barcelona.

Como ya se ha comentado en el capítulo anterior en algunos casos puede ser más interesante utilizar una secuencia de imagen espectroscópica (múltiples volúmenes) en vez de una secuencia de volumen único. Una de estas situaciones puede ser en el estudio de tumores en los que es posible encontrar heterogeneidades metabólicas dentro de la lesión por lo que el patrón espectral no es uniforme en el tumor.

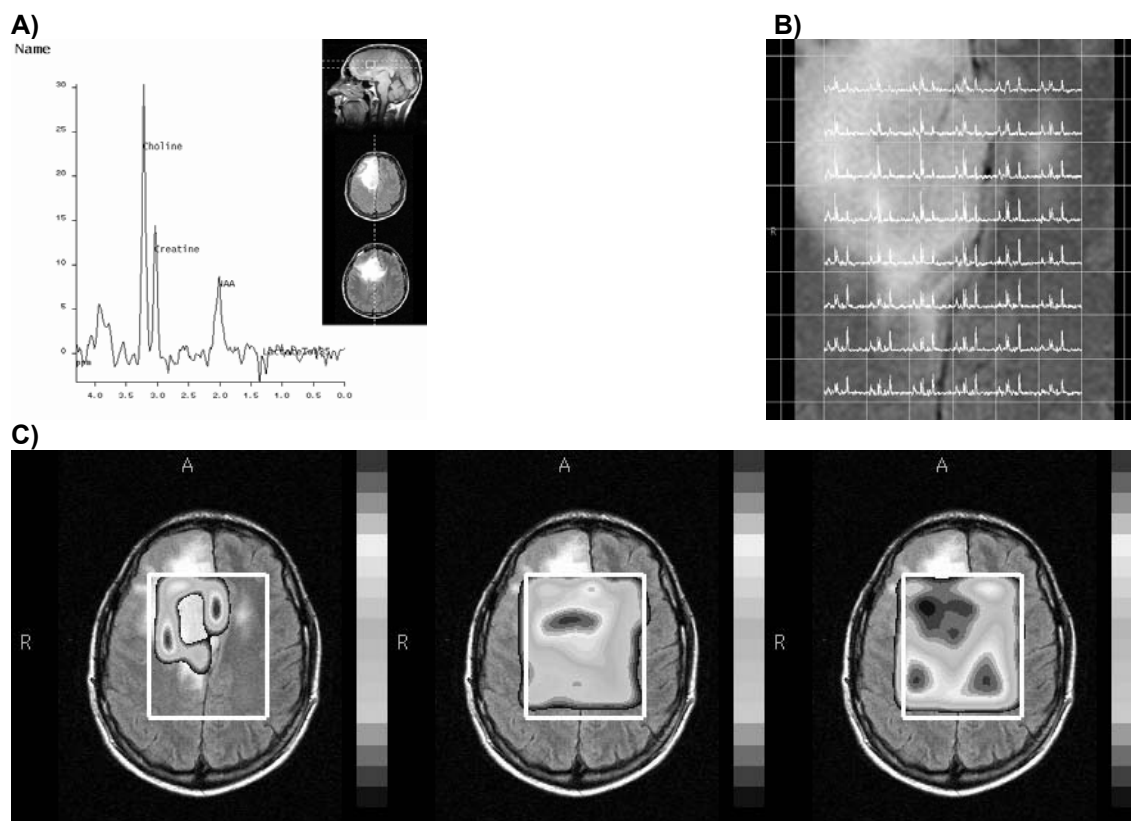


Fig 18.9.- Espectro de ^1H de un astrocitoma anaplásico. A) Espectro obtenido con una secuencia de vóxel único en el que se puede observar la presencia de colina creatina, NAA y lactato. B) es el mapa espectral obtenido con una secuencia de imagen espectroscópica donde se puede observar que los espectros de la región tumoral están alterados respecto a los de la región de apariencia normal. C) son las imágenes metabólicas correspondientes a lactato, colina y NAA donde se puede observar que la distribución de estos compuestos no es uniforme en la lesión. Espectros obtenidos en la Unitat de Ressonància Magnètica, Centre Vall d'Hebron, Institut de Diagnòstic per la Imatge.

La Fig. 18.9 muestra la comparación entre las dos técnicas en el caso de un astrocitoma anaplásico. El espectro obtenido con la secuencia de volumen único (Fig. 18.9A) muestra un perfil espectral caracterizado por la presencia de colina y, en menor proporción, lactato mientras que la creatina y el NAA estarían disminuidos. Una secuencia de imagen espectroscópica (Fig. 18.9B) permite estudiar el tumor y el tejido próximo obteniendo diferentes espectros de estas regiones (mapa espectral) y como se puede observar en el tumor el patrón es diferente que en el tejido próximo, incluso dentro del tumor el espectro que se observa varía en función de la localización. Sin embargo, este análisis visual es difícil de realizar cuando se representa el mapa espectral. Por ello lo que se acostumbra a realizar es representar la intensidad de señal de cada una de las resonancias, que equivalen a un determinado metabolito, en función de la posición y es lo que se conoce como imagen espectroscópica o metabólica (Fig. 18.9C). Así tenemos la imagen metabólica del lactato donde observamos que esta presente en la periferia de la lesión mientras que en la zona central esta ausente, la imagen metabólica de la colina muestra una intensidad mayor en el centro, mientras que la disminución del NAA es importante en toda la lesión.

18.3. CONCLUSIÓN

La aplicación de la espectroscopia por resonancia magnética en estudios con personas está en fase de constante desarrollo tecnológico que abre nuevas prespectivas de estudio. Los trabajos existentes la muestran como una técnica muy útil para la investigación "in situ" del metabolismo. La realización de exploraciones combinadas de imagen y espectroscopia por RM ha permitido observar de manera directa la existencia en ciertas situaciones de una disociación entre las alteraciones anatómicas y bioquímicas o bien la existencia de alteraciones en regiones normales por IRM. Las posibilidades de la metodología en el campo del diagnóstico, sugeridas por algunos trabajos, aún están en fase de discusión y no existen protocolos aceptados.

BIBLIOGRAFÍA RELACIONADA

Danielsen E.R., Ross B.: Magnetic resonance spectroscopy diagnosis of neurological diseases. Marcel Dekker Inc. New York. (1999).

Frahm J. y Hanefeld F.: Localized proton magnetic resonance spectroscopy of brain disorders in childhood in "Magnetic Resonance Spectroscopy and Imaging in Neurochemistry" Volume 8 of "Advances in Neurochemistry" Ed. Bachelard, HS. Chapter 12. Plenum Press, New York, pp. 329-402 (1997).

García Segura J.M.: "Espectroscopía in vivo por resonancia magnética nuclear". EUDEMA S.A. Madrid. (1991).

Gadian D.G.: in "NMR and its application to living systems". Oxford University Press , 2nd Ed. Oxford. (1995).

Moats R.A., Watson L., Shonk T., Tokuyama S., Braslau D., Eto R., Mandigo J.C. y Ross B.D.: Added value of automated clinical proton MR spectroscopy of the brain. J. Comput. Assist. Tomogr., 19, 480-491 (1995).

Mukherji S.K.: Clinical applications of MR spectroscopy. John Wiley & Sons Inc. New York. (1998).

Preul M.C., Caramanos Z., Collins D.L., Villemure J.G., Leblanc R., Olivier A., Pokrupa R. y Arnold D.L.: Accurate, noninvasive diagnosis of human brain tumors by using proton magnetic resonance spectroscopy. Nature Med., 2, 323-325, (1996).

Ross B. y Michaelis T.: Clinical applications of magnetic resonance spectroscopy. Magn. Reson. Quart. 10, 191-247 (1994).

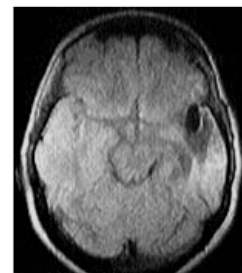
Van der Knaap M.S. y Valk J.: Magnetic Resonance Spectroscopy, basic principles, and application in myelin disorders. in "Magnetic resonance of myelin, myelination, and myelin disorders" 2ª edición, Capítulo 71, Springer-Verlag, Berlin Alemania, pp: 445-456, (1995).

Vion-Dury J., Meyerhoff D.J. Cozzone P.J. y Weiner M.W.: What might be the impact on neurology of the analysis of brain metabolism by in vivo magnetic resonance spectroscopy?. J. Neurol. 241, 354-371 (1994).

Young I.R. y Charles H.C.: in "MR spectroscopy: clinical applications and techniques". (Young I.R. y Charles H.C. editores). Martin Dunitz Ltd. London (1996).

19

RIESGOS EN RM



Existen en la RM tres fenómenos físicos que comportan riesgo:

- a) El campo magnético estático principal B_0 .
- b) Los campos magnéticos variables de los gradientes magnéticos.
- c) La emisión de Radiofrecuencia.

En la consideración del riesgo deben separarse, por un lado, **los efectos biológicos directos** producidos por la exposición del organismo a estos tres fenómenos y por otro lado, **los efectos indirectos** producidos por accidentes cuyo origen se encuentra en estos tres fenómenos. Otros riesgos en RM corresponden a la utilización en algunos imanes de sustancias criógenas (He, Nitrógeno) y por último, también hay que considerar el posible riesgo debido a la utilización cada vez mas frecuente de sustancias de contraste IV o por vía oral.

Respectos a los efectos biológicos directos, existe aún cierta controversia y son objeto de numerosos estudios y continuas revisiones por parte de diversas comisiones internacionales.

El progreso tecnológico ha proporcionado mayores campos magnéticos, gradientes más rápidos y potentes mayores potencias de emisión en la Radiofrecuencia y multitud de variaciones tanto en el hardware como en el software. Si bien son normas orientativas, **siempre se ha considerado la existencia de limitaciones en los valores de los tres fenómenos físicos utilizados en las exploraciones IRM, dentro de las cuales no se consideran por el momento efectos nocivos ni para los pacientes ni para el personal profesional. Estos límites son ligeramente variables según el país.**

Existen varias webs de consulta actualizada, señalemos:
www.MRIsafety.com. y www.radiology.upmc.edu/MRsafety/

La revista JMRI dedicó un número especial a este tema: "MR Safety" JMRI 12(1)Jul 2000

Se realizó una revisión en "Magnetic Resonance Safety Update 2002" JMRI 16: 485-496 2002

En el artículo "Biomedical Implants and Devices: Assessment of Magnetic Field Interactions with a 3.0 Tesla MR System" (JMRI 16(6):721-732. 2002) Shellock F.G. revisa el comportamiento de 109 implantes metálicos bajo el campo magnético de 3T.

Recientemente se ha publicado el REFERENCE MANUAL FOR MAGNETIC RESONANCE SAFETY. Edition 2003 por F.G.SHELLOCK. Ed. Amirsys

Vamos a exponer muy brevemente los efectos biológicos más importantes

19.1. EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS ESTÁTICOS.

El efecto biológico más importante debido al campo magnético principal B_0 es la aparición del "potencial de flujo". Su origen se debe a que el campo magnético desvía las cargas eléctricas en movimiento hacia direcciones opuestas según su signo. (Efecto magneto-hidrodinámico) (Fig 19.1)

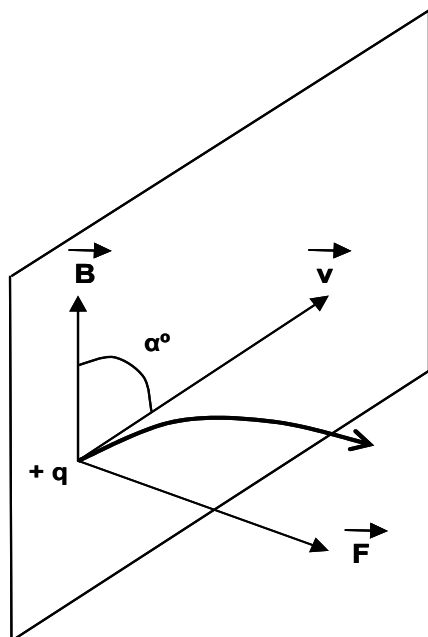


Fig 19.1.
Fuerza magnética sobre una carga en movimiento.

Si una carga $+q$ se mueve a la velocidad \vec{v} dentro de un campo magnético B aparece una fuerza F en la dirección perpendicular al plano formado por la dirección de \vec{B} y \vec{v} cuyo módulo vale:

$$F = \pm qvB \sin \alpha$$

Donde α es el ángulo entre la dirección de \vec{B} y la de \vec{v} .

En virtud de esta fuerza la carga eléctrica positiva según la figura se desvía hacia la derecha de su trayectoria.

Si la carga fuese negativa, la fuerza estaría dirigida en sentido contrario desplazando la carga hacia la izquierda.

Este desplazamiento de las cargas eléctricas bajo un campo magnético implica que en los vasos y en particular a la salida de la aorta donde la sangre tienen una alta velocidad. Los iones positivos se desplazan al lado contrario de los iones negativos originando entre las paredes del vaso una diferencia de potencial. (Fig 19.2)

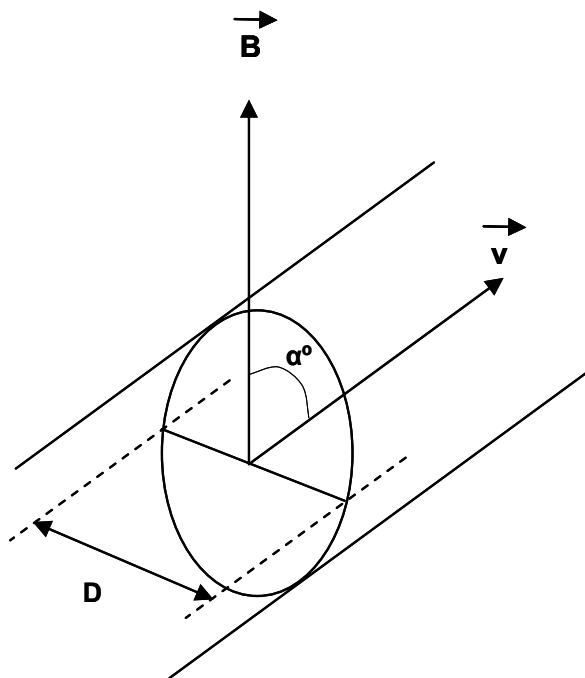


Fig 19.2.
Potencial inducido de flujo

El acumulo de cargas opuestas en las paredes del vaso crea una diferencia de potencial.

Si consideramos un diámetro del vaso (D) en la dirección perpendicular a la velocidad y la velocidad y el campo constantes a lo largo del diámetro, la diferencia de potencial entre los extremos del diámetro vale:

$$\varepsilon = D.v.B \sin \alpha$$

siendo α el ángulo entre la velocidad y el campo B .

Esta diferencia de potencial depende del ángulo entre la velocidad de la sangre y la dirección del campo magnético. Cuando la sangre circula paralela a la dirección del campo magnético el potencial es nulo. Por el contrario es máximo cuando la circula perpendicular a la dirección del campo. Por otro lado el potencial es tanto mayor cuanto mayor sea el diámetro del vaso la velocidad de la sangre y el valor del campo magnético.

Para valorar la importancia fisiológica de este potencial inducido (ϵ), vamos a calcularlo de forma aproximada en una aorta de 2 cm de diámetro, por la que circulase la sangre a una velocidad de 47 cm/s en dirección perpendicular a un campo magnético de 2 T:

$$\begin{aligned}\epsilon &= D.v.B \text{ sen } \alpha \\ \epsilon &= 2 \times 10^{-2} \text{ m} \cdot 47 \times 10^{-2} \text{ m/s} \times 2 \text{ T} = 18,8 \text{ mV}\end{aligned}$$

Este potencial inducido se mantiene pues por debajo del potencial de despolarización de la membrana, estimado en 40 mV. En determinaciones superficiales externas, dicho potencial se detectaría disminuido en más de 10 veces.

NOTA

Según Sauners ⁽¹⁾ en los experimentos practicados en monos sometidos a campos magnéticos del orden de 7 a 10 T aparecía una señal sobreañadida en el ECG correspondiente al potencial generado por el flujo sanguíneo que empezaba inmediatamente después de la onda R y sobrepasaba la onda T. el pico de esta señal se estimó en 50mV medido en el arco aórtico y sobre el ECG valía 0,7 mV. **No obstante no se observaron defectos en cuanto a débito cardíaco en exposiciones de 10 T durante 15 m'.** Estos fueron los primeros experimentos realizados para comprobar la importancia del potencial de flujo. Datan del año 1982, antes que la FDA americana diera luz verde par el uso clínico de la RM.

También en las exploraciones habituales se detectan trastornos el electrocardiograma, apareciendo una señal que empieza inmediatamente después de la onda R y sobrepasa la onda T sin que se aprecien trastornos hemodinámicos. La variación sobre la onda T es tanto más importante cuanto mayor es el campo magnético.

La perturbación por el campo magnético de la trayectoria de los iones cargados podría influir también sobre la conducción nerviosa, no obstante se ha visto que para que la velocidad de conducción se reduzca en un 10% serían necesarios más de 20 T.

Los tejidos humanos son en conjunto diamagnéticos y las moléculas no van a presentar ningún tipo de modificaciones al estar sometidas a campos magnéticos. Únicamente las moléculas muy largas con susceptibilidad anisotrópica o con componentes relativamente paramagnéticos pueden sufrir algún tipo de orientación pero la agitación térmica es suficiente para que los efectos de orientación no se manifiesten.

Los estudios publicados indican que ⁽²⁾ hasta campos de 2 T no se ha constatado ningún efecto adverso, aunque algunos estudios no son concluyentes y algunas veces confusos. Los estudios iniciales que demostraban efectos debidos a los campos magnéticos estáticos han sido posteriormente puestos en entredicho y no han podido ser reproducidos en mas de un laboratorio. Muchos de estos efectos se han realizado en animales y difícilmente pueden ser extrapolados al hombre. Por lo tanto la conclusión más prudente continua siendo que aunque no existan datos que sugieran la ausencia de efectos biológicos nocivos, algunos aspectos quedan aún pendientes y son necesarios futuras investigaciones para esclarecerlos.

¹ SAUNERS R.D.: *Biological Hazards of NMRr. Proceedings of an International Symposium on Nuclear Magnetic Resonance Imaging.* Witcofski R.L. y col. **The Bowman Gray Shool of Medicine of Wake Forest University. Winston-Salem. North Carolina. 1982**

² SHELLOCK F.G. y KANAL E.: *Magnetic Resonance; Bioeffects, Safety and Patient Management.* Raven Press. New York 1996 (2ª Ed)

No se ha demostrado ni teórica ni experimentalmente la existencia de un límite superior considerado nocivo. El valor máximo aconsejable por la Food and Drug Administration (FDA) de US, FDA americana establecido en 2T en 1987 fue revisado en 1996, considerándose a los campos por debajo de 4T como sin riesgo significativo ⁽³⁾ actualmente muchas máquinas trabajando de forma experimental en campos magnéticos de hasta 4 T e incluso a 8 T ⁽⁴⁾.

En las exposiciones a trabajadores profesionalmente expuestos (en especial para técnicas intervencionistas) se están considerando una serie de orientaciones que varían de un país a otro. Por ejemplo en Alemania se indicaron los siguientes límites (Febrero 2000):⁽⁵⁾

- 212 mT promediados sobre la totalidad del cuerpo durante 8 horas al día.
- 2 T como exposición máxima para cabeza y tronco
- 5 T como exposición máxima en las extremidades.

En Inglaterra la NRPB (National Radiological Protection Board) está proponiendo un límite de 0,2T de exposición corporal total continua durante una jornada de 8 horas.^(Error! Marcador no definido.)

19.2. EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS VARIABLES.

El efecto biológico producido por los campos magnéticos variables en la utilización de los gradientes, puede originarse por la variación de B en el espacio y por la variación de B en el tiempo. La primera daría lugar a un desplazamiento molecular pero carece de interés en los cuerpos biológicos diamagnéticos. No obstante **la variación del campo magnético en el tiempo puede inducir corrientes eléctricas en los circuitos biológicos** y si ésta fuese importante podría causar fibrilaciones.

El origen de estas corrientes se encuentra en la ley de inducción de Faraday. Si tenemos un conductor que delimita un área (S) y se encuentra en un campo magnético (\vec{B}), recibe el nombre de flujo magnético (Φ) a través de S, al producto (Fig 19.3):

$$\Phi = B \cdot S \cdot \cos \beta$$

Siendo β el ángulo formado por la dirección de \vec{B} y la perpendicular a la superficie S

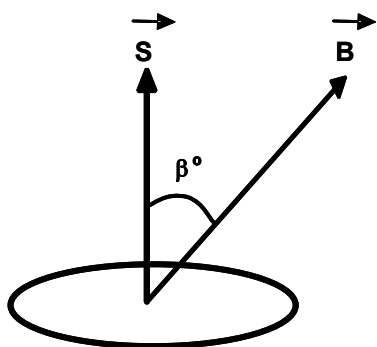


Fig 19.3.
Sobre un conductor que delimita una superficie S, un campo magnético B variable, induce una corriente eléctrica que se opone al cambio de flujo (Ley de Lenz)

³ SHENCK J.F.: *Safety of Strong, Static Magnetic Fields*. JMRI:12(1):2-19. 2000.

⁴ ROBITAILLE M.L. y col: *Human Magnetic Resonance Imaging at 8T*.

NMR in Biomedicine 11,263-265. 1998

⁵ NORRIS D.G. y ORDRDGE R.J. *The regulation of MR examinations in Germany: A treat to scientific and technical progress for MR in Europe*. MAGMA 10(1):4-5. Febr 2000

Si el flujo magnético (Φ) varía ($d\Phi$) en un tiempo (dt), la **ley de Faraday** nos dice que se induce una fuerza electromotriz (ε) que viene determinada por:

$$\varepsilon = - d\Phi/dt$$

El signo (-) indica que la fuerza electromotriz inducida, crea una corriente a lo largo del conductor que se opone al cambio de flujo (**Ley de Lenz**)

En realidad no es necesario que sea un circuito cerrado para que se induzca esta corriente eléctrica, sino que ésta aparecerá en todo cuerpo conductor en el cual el campo magnético varíe. Estas corrientes reciben el nombre de **CORRIENTES DE EDDY**. En la génesis de las imágenes RM los cambios de campo magnético debido a los pulsos de gradiente producen corrientes de Eddy. A su vez estas corrientes implican variaciones locales de campo magnético y por tanto actuarán artefactuando la imagen. (**ARTEFACTOS DE EDDY**)

Es importante observar que si la corriente inducida es suficiente, podría generarse un potencial de acción en los tejidos excitables. La densidad de corriente inducida (J) depende de la conductividad eléctrica del medio (σ) de las condiciones geométricas del circuito (Superficie: S y Longitud del conductor: L) y de la magnitud de la variación del campo magnético (dB/dt) así como de la dirección del campo magnético respecto a la superficie.

NOTA:

Si consideramos un campo magnético perpendicular a la superficie tenemos aproximadamente:

$$J = \sigma \cdot S/L \cdot dB/dt$$

Suponiendo un conductor circular de radio R : $S/L = 0,5 R$

Suponiendo un valor medio de la conductividad de $0,2$ Siemens/m, tenemos:

$$J = 0,1 \cdot R \cdot dB/dt$$

R en metros, dB/dt en T/s, J viene dado por Amperios/metro² (A/m^2)

De la fórmula anterior se deduce que con una variación determinada de campo magnético (dB/dt), la densidad de corriente inducida es tanto mayor cuanto mayor es el radio y que para un radio determinado la densidad de corriente inducida es tanto mayor cuanto mayor es la variación de campo magnético.

Si la densidad de corriente para crear un potencial de acción en un nervio es de $300 \mu A/cm^2$ (⁶), tenemos que la variación que tendría que tener el campo magnético para inducirlo sería:

$$300 \mu A/cm^2 = 3 A/m^2 = 0,1 \cdot R \cdot dB/dt$$

de donde: $R \cdot dB/dt = 30 \text{ mT/s}$

Si consideramos un radio en nuestro organismo de $0,5$ m, tenemos que la variación del campo magnético para producir un potencial de acción debería ser:

$$dB/dt = 60 \text{ T/s}$$

Evidentemente si consideramos un radio menor las variaciones tendrían que ser mayores.

⁶ BUDINGER T:F: *Hazards from D.C. and A.C. Magnetic Field. Abstracts of the First Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine. Boston. August 1983.*

Hay que prestar especial cuidado en la colocación de los pacientes en las exploraciones ya que pueden formarse circuitos en el mismo cuerpo (**body loops**). En estos circuitos pueden inducirse corrientes. Hay que instruir al paciente para que no cruce los brazos o las piernas durante la exploración. Deben separarse estos puntos de contacto mediante material no conductor

De todas formas se considera que los efectos calóricos debido a los gradientes son mínimos en comparación con los causados por la Radiofrecuencia. ya que la frecuencia se sitúa en el rango de la audiodfrecuencia (kHz). Por tanto el efecto mas importante de las corrientes inducidas por los gradientes es la estimulación nerviosa que puede llevar a contracciones musculares periféricas.

Las secuencias ultrarrápidas como la EPI pueden alcanzar según sea el SR (Slew Rate) de los gradientes valores que incluso pueden superar los 60 T/s que parece ser el umbral para la aparición de estimulaciones nerviosas periféricas. Por lo tanto hay que tener presente esta posibilidad en especial en las variaciones de gradiente en las secuencias ultrarrápidas. En un 5% de la población secuencias como las EPI causan algunas sensaciones como: palpitaciones, hormigueos., sobre todo a 30-40 cm del isocentro y con gradientes A/P (⁷). Hay que pensar que a medida que nos separemos del isocentro existe mayor variación de campo magnético debido a los gradientes. No obstante, no es tan solo dB/dt lo que determina el umbral de estimulación, sino que se ha comprobado que existen otros parámetros adicionales como la frecuencia, el RS (Rise Time), la forma del pulso de gradiente, la orientación.. etc. También es cierto que la densidad de la corriente inducida es tanto mayor cuanto mayor es el radio del circuito con lo que, a efectos prácticos, antes de la fibrilación ventricular aparecería una fibrilación en los músculos periféricos.

Otro de los efectos producidos por los campos variables es la inducción de MAGNETO-FOSFENOS (Sensaciones luminosas) sin embargo no se ha descrito ningún fenómeno de este tipo en las exploraciones RM en condiciones clínicas.

Se han establecido por la Food and Drug Administration (FDA) americana como valores máximo aconsejable: variaciones de campo magnético del orden de los 20 T/s para pulsos mayores de 120 μ s o 200 T/s para pulsos de amplitud menor de 12 μ s.

Una consecuencia de la entrada y salida de los gradientes en las secuencias son las fuerzas electromotrices inducidas. En presencia de un campo magnético estático las corrientes en las bobinas de gradiente generan fuerzas de Lorentz que implican vibraciones con sus consecuentes ruidos que pueden llegar a ser de alta intensidad (incluso superar los 115 dB) La frecuencia y la tonalidad dependen de muchos factores, entre ellos el diseño de aparato y la secuencia utilizada (⁸) el pico de ruido se encuentra en las bajas frecuencias entre 0,2 y 1,5 kHz.

A efectos comparativos los niveles de ruido con los que estamos involucrados son del orden de:

- 60 dB Una conversación normal.
- 90 dB Tráfico denso.
- 100 dB Equipo estéreo a medio volumen.
- 120 dB Avión despegando,
- 130 dB Martillo neumático perforador.
- 140 dB Motor de reactor.

⁷ EHRARDT J.C. y col: *Peripheral Nerve Stimulation in a whole-Body Echo-Planar Imaging System.* **JMRI 7;405-409. 1997**

⁸ MITATI T.,BANNO T., FUJITA H. Y col. *Acoustic Noise analysis in Echo Planar Imaging: Multicenter Trial and Comparison with Other Pulse sequences .IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING,18(8):733-736. August 1999.*

Se han citado en la literatura problemas de sordera transitoria y **se recomienda usar protectores acústicos en todos los pacientes** ⁽⁹⁾. Hay que hacer notar que el ruido no depende directamente del valor del campo magnético por lo que son recomendables las protecciones acústicas siempre que se puedan utilizar valores de gradientes peligrosos, independientes del valor del campo magnético. Actualmente se está trabajando experimentalmente con máquinas que producen una cancelación activa del ruido mediante la creación de un "antiruido" que anule en tiempo real el ruido de los gradientes produciendo un ruido idéntico pero en oposición de fase.

19.3. EFECTOS DE LOS CAMPOS DE RADIOFRECUENCIA.

El efecto biológico más importante producido por la emisión de radiofrecuencia es el depósito calórico. La mayor parte de la potencia de RF utilizada en RM se transforma en calor dentro de los tejidos del paciente debido a pérdidas resistivas. El aumento térmico resultante de la RF utilizada en RM está causado primariamente por inducción magnética. Los tejidos humanos tienen una conductividad eléctrica no nula. Ello implica que la parte del campo eléctrico de la onda de radiofrecuencia crea un depósito calórico en el tejido. que depende entre otros factores del cuadrado del campo eléctrico y de la conductividad del tejido.

También el depósito calórico en esferas homogéneas aumenta con la quinta potencia del radio ⁽¹⁰⁾ Esta carácter periférico del depósito calórico implica que el calentamiento tisular sea mayor en la superficie que en las zonas profundas, situación que resulta favorable para la disipación calórica.

El parámetro fundamental para cuantificar la energía absorbida es la **POTENCIA ESPECIFICA ABSORBIDA (SPECIFIC ABSORTION RATE: SAR)** expresada en W/kg. Se consideran dos valores de SAR en una exploración RM: **El SAR promedio en todo el organismo** y el valor máximo del SAR (**valor pico del SAR**) generalmente expresado en un gramo de tejido.

El SAR depende en primer lugar del campo magnético utilizado a través de la frecuencia Hay que tener presente que la energía absorbida en un determinado tejido por unidad de volumen y de tiempo, aumenta al aumentar la frecuencia. Por tanto cuanto mayor es el valor del campo magnético, mayor es el depósito calórico. También depende del número de pulsos de RF por unidad de tiempo, del peso del paciente, forma de la RF y de la potencia y forma de emisión de la antena transmisora (el depósito calórico de una antena de cuadratura es prácticamente la mitad de una lineal).

Para un determinado individuo, una secuencia utilizada en un campo de 1,5 T deja un SAR de aproximadamente nueve veces mayor que la misma secuencia en un campo de 0,5 T ⁽¹¹⁾ y unas cuatro veces menos que en un campo de 3 T

De todas formas el aumento térmico depende aparte de la potencia de RF absorbida, de los mecanismos de disipación como la convección, conducción, radiación y evaporación. Aparte hay que considerar condiciones particulares del individuo (enfermedades cardiovasculares, diabetes,..) y condiciones del entorno de la exploración RM (temperatura ambiente, humedad, flujo de aire, ventilación,..)

Como norma general se considera que no debe sobrepasarse en una exploración de RM un depósito calórico equivalente al metabolismo basal en reposo (1.5 W/Kg).

⁹ PRICE D.L. y col. *Investigation of Acoustic Noise on 15 MRI Scanners from 0,2 to 3 T.* **JMRI 13:288-293. 2001**

¹⁰ SCHAEFER D.J: RF-Induced Power Deposition Safety Concerns in MR. **ISMRM Workshop on Current Issues in MR Safety. 23-24 Febr.2003 Munich.**

¹¹ SAWYER-GLOVER A.M. y col. Screening Policies and Procedures for the Magnetic Resonance Environment. **ISMRM Workshop on Current Issues in MR Safety. 23-24 Febr.2003 Munich.**

Los depósitos calóricos tienen lugar por los pulsos de excitación de las secuencias (90° , 180° , α°), por los pulsos complementarios para obtener saturaciones (FAT-SAT..) o por los pulsos de refase para obtener los ecos mediante radiofrecuencia, (Técnicas SE, FSE, TSE,...). Las secuencias rápidas SE son las que presentan mas problemas en cuanto a la limitación impuesta por el SAR.

Frente a un determinado paciente con un peso determinado, para no rebasar estos límites los técnicos deben saber manejar los parámetros (aumentar el TR, disminuir nº de cortes, aumentar el grosor, bajar el flip angle, quitar bandas de saturación,..) Por lo general las máquinas en campos magnéticos altos no admiten la programación de una secuencia si sobrepasa el SAR a no ser que se pase a modo experimental.

Aparte de este depósito calórico general, hay que tener presente posibles puntos calientes donde la elevación de la temperatura local puede ser importante. Generalmente ligados a órganos con poca capacidad de disipación calórica y pobre irrigación. Los órganos más sensibles son los ojos y los testículos. También pueden originarse puntos calientes por una mala colocación de la antena de superficie.

El depósito calórico ocurre dentro de la zona de alcance de la antena emisora ya que la amplitud de la emisión fuera de la antena decae rápidamente. (unos -30 dB a la distancia de un radio sobre el eje).⁽¹²⁾, No obstante las elevaciones térmicas hay que considerarlas de forma general en todo el organismo y en puntos concretos.

Uno de los problemas a tener en cuenta es la posibilidad de producirse quemaduras muy localizadas por los llamados “**puntos calientes: hot spots**”. Normalmente la radiación RF es absorbida por los tejidos periféricos y la carga térmica es distribuida por la superficie. No obstante, pueden producirse distribuciones irregulares debidas a variaciones de conductividad. Ello origina que puedan crearse entre superficies variaciones de cargas. Si estas superficies están en contacto por puntos de pequeña superficie pueden originarse descargas calóricas y producirse puntos calientes que originan quemaduras puntuales de cierta importancia.(Fig 19.1.) Por ello hay que extremar las precauciones en la colocación de pacientes evitando puntos de contacto que puedan originar quemaduras. (Separar las manos del cuerpo mediante tallas no conductoras con un grosor mínimo de 1 cm, separar las pantorrillas, evitar “body loops”..etc)

I



*Fig 19.5.
Quemaduras que aparecieron después de una exploración lumbar con el paciente en decúbito supino, brazos a lo largo del cuerpo y el borde interno de las manos tocando directamente la parte externa de los muslos. Las quemaduras se sitúan en las superficies de contacto.
Secuencia FSE.*

¹² ROWLEY K y J.FELMLEE. *Analysis of B1 Fields External to Birdcage RF coils for MRI Risk Assessment. ISMRM Workshop on Current Issues in MR Safety. 23-24 Febr.2003 Munich.*

Los límites recomendados por la National Radiological Protection Board (NRPB) UK ⁽¹³⁾ en 1999 fueron:

- 2 W/Kg para exposiciones mayores de 30 m' en la cabeza
- 4 W/Kg para exposiciones inferiores a los 15 m' en la cabeza.

La FDA indica:

- 3,2 W/Kg en promedio sobre la cabeza o
- 0,4 W/Kg promediados sobre todo el organismo
- aceptando un pico de 8 W/Kg sobre 1 gr de tejido.

También los límites a la exposición de RF no debe incrementar en 1°C la temperatura corporal profunda, ni tampoco elevar localmente la temperatura a 38° en la cabeza, 39° en el tronco o 40° en las extremidades.

19.4. PRECAUCIONES EN LAS EXPLORACIONES DE RM.

Aparte de estos efectos biológicos implícitos de la técnica, hay que tener siempre presente los riesgos que conlleva la tecnología RM, en especial su efecto sobre los objetos metálicos. Mantener la seguridad en un entorno RM implica una constante vigilancia por parte de los profesionales la RM. Se consideran cuatro zonas⁽¹⁴⁾: La zona I sería de libre acceso y normalmente está fuera del entorno RM. La zona II intermedia entre la externa a RM y las zonas controladas. Normalmente correspondería a sala de espera y administración. La zona III y la IV son controladas y de acceso restringido. La zona IV se situaría en la sala del imán. Aunque depende del campo magnético y tipo de imán la filosofía de la distribución en zonas es llevar un control estricto de todo lo que puede entrar en la zona IV, tanto de personas como de materiales.

También desde el punto de vista de seguridad se está adoptando la terminología **MR-seguro** y **MR-compatible** propuesta por Shellock F. G ⁽¹⁵⁾.

El término **MR-seguro** implicaría cualquier material o instrumento que usado en un entorno RM ha demostrado no presentar ningún riesgo adicional ni para el paciente ni para cualquier otro individuo, pero puede alterar la calidad de la información diagnóstica.

El término **MR-compatible** indicaría cualquier material o instrumento si además de ser MR-seguro no afecta significativamente a la calidad de la información diagnóstica ni es afectado en su funcionamiento.

Tanto en los materiales considerados seguros como los materiales considerados compatibles debe especificarse las condiciones en que el material ha sido testado ya que un material puede considerarse seguro/compatible bajo unas determinadas condiciones y no en condiciones mas extremas.

De todas formas estos términos están siendo debatidos ya que hay cierta ambigüedad y se proponen términos como **MR-seguro** si es completamente seguro como los materiales plásticos. **MR-no-seguro** si el material es ferromagnético y peligroso. **MR-condicional** para el resto que deberían explicitar su compatibilidad en diversas situaciones de campo, distancia,.....etc. Todo ello no indica más que los esfuerzos para tratar de crear un entorno RM de seguridad.

¹³ GANDHI O.P. y XI BIN CHEN. *Specific Absortion Rates and Induced Current Densities for an Anatomy-Based Model of the Human for Exposure to Time-Varyng Magnetic Fields of MRI*. **MRM 41(4):816-823. April 1999**

¹⁴ KANAL E. y col: *American College of Radiology. White Paper on MR Safety*. **AJR 178:1335-1347. 2002**

¹⁵ SHELLOCK F.G. *Magnetic Resonance Safety Update 2002: Implants and Devices*. **JMRI 16 (6) 485-496 (2002)**

Un objeto metálico en un entorno RM, puede sufrir en general:

1. Movimientos de traslación y rotación debidos al campo magnético principal.
2. Corrientes inducidas debidos a lo gradientes magnéticos
3. Calentamiento debido a la emisión de RF.

La importancia o la aparición de cada uno de estos efectos depende de multitud de factores que pueden agruparse en función del aparato RM (Campo, apantallaje,...), del objeto metálico (Susceptibilidad, forma,...) y de circunstancias especiales (Distancia, fijación,...) por lo que es difícil dar normas generales respecto a la seguridad que abarquen todas las circunstancias y cada caso es preciso analizarlo de forma particular pero **es conveniente tener siempre presente estas tres posibilidades y no únicamente pensar en su compatibilidad por el hecho que no se mueva en el campo magnético.**

Existen varios procedimientos para valorar los movimientos que puede sufrir un objeto metálico bajo un campo magnético. Suele tomarse como estándar el test descrito por New⁽¹⁶⁾ u otros propuestos por comisiones internacionales como la American Society for Testing and Materials.⁽¹⁷⁾ Deben valorarse además del desplazamiento y la torsión (condiciones de RM-Seguro), el artefacto que puede producir en un entorno líquido probando con diversas secuencias (condiciones MR-Compatible).

A una distancia más o menos corta del imán, objetos como tijeras, pinzas, bolígrafos, etc. pueden ser atraídos hacia el interior y convertirse en verdaderos proyectiles. Hay que tomar precauciones en el manejo de objetos de mayor masa como camillas, aparatos de soporte.... Evidentemente las precauciones varían enormemente entre un imán abierto de bajo campo o uno cerrado apantallado de alto campo.

Actualmente los tomógrafos se construyen con apantallamientos magnéticos activos lo que reduce a distancias cortas los efectos atractivos del campo magnético y en particular son de especial atención cerca de las aperturas del túnel de exploración.(consideramos un aparato estándar de 1,5 T)

El apantallamiento magnético activo representa una gran ventaja a efectos de ubicación, pero implica estar alerta en el manejo de los objetos metálicos cerca del imán ya que el gradiente magnético crece de repente al acercarnos. Es decir, por un lado el campo magnético no es casi perceptible en la entrada de la sala, pero a partir de una determinada distancia cerca del imán el campo magnético se eleva rápidamente lo que implica una zona de trabajo de especial cuidado. Hay que prestar especial atención a todas las maniobras que se realicen durante la colocación del paciente. Evidentemente las precauciones dependen del valor del campo magnético y deben extremarse al trabajar con imanes de alto campo.

Es buena norma de precaución que toda persona que entre dentro de la sala de exploración deje en el exterior todos los objetos metálicos. Evidentemente, podrían entrar los objetos diamagnéticos, pero ante cualquier posible fallo mejor adoptar la política de no entrar con ningún objeto metálico. Se suele tener un imán manual (del mayor campo posible) para testar si el material metálico es compatible o no. Pero siempre hay que tener en cuenta el valor del campo magnético en que va a ser introducido el objeto.

¹⁶ NEW PFG y col. *Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and no ferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. Radiology 1983 147:139-148*

¹⁷ *Standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on passive implants in the magnetic resonance environment. Annual book of ASTM STANDARDS 2001:1576-1580 (sec 13, vol 13.01)*
Ref: F2052

Toda persona ajena al servicio de RM que entre en zona IV (zona del imán) debe ser cuidadosamente interrogada a la búsqueda de elementos metálicos. Los detectores metálicos no sirven y no son recomendados ya que crean según su sensibilidad una dependencia innecesaria del personal técnico. Generalmente no nos sirven para detectar masas pequeñas y alarman ante la presencia de masas grandes a distancia. Tampoco indican si el metal es diamagnético o ferromagnético.

El paciente debe ser explorado para conocer la presencia de sustancias paramagnéticas como prótesis, restos de metralla, etc. También hay que interrogar sobre tatuajes, piercings..etc. Como norma debe quitarse toda pieza metálica removible que pueda, tanto las externas como las internas. (piercings, dentaduras, audífonos, ...) así como desmaquillarse y es recomendable que entren con una bata y sin los zapatos (ya que pueden contener pequeñas partículas ferromagnéticas de polvo)

Sobre objetos metálicos (sean o no compatibles con el campo magnético), hay que pensar en la posibilidad de que los gradientes creen corrientes inducidas. Un hilo conductor puede cerrar un circuito por el mismo o a través de sustancias conductoras (entre las que hay que contar el propio organismo). Por tanto la colocación del paciente es fundamental evitando que cierre los "body loops"

Deben considerarse la amplitud y la rapidez de los gradientes que se ponen de manifiesto cuanto más alejados del isocentro del imán. Estas corrientes inducidas aparecerán si el circuito es alcanzado por la variación de los gradientes, esto es, **puede ser dentro o fuera del FOV**. Ello obliga a extremar las precauciones en cuanto a colocación de los cables de las antenas que deben evitar formar bucles en todo su recorrido y si no son necesarias es mejor quitarlas y no tan solo "desenchufarlas".

Deben hacerse exploraciones visuales constantes sobre la integridad de los cables y siempre mantenerlos convenientemente aislados del paciente.

Independientemente de su compatibilidad con el campo magnético, la RF puede producir un aumento de temperatura en todo objeto metálico incluido total o parcialmente **en el campo de acción de la antena emisora**, aumentando el SAR local. Ello puede ocasionar quemaduras. Por esto a cada objeto metálico se le intenta asignar un **índice de seguridad** que permita calcular el aumento de temperatura con el SAR sin el objeto metálico. Este índice de seguridad depende tan solo de las características del objeto y permitiría al técnico bajar el SAR de la secuencia elegida a fin de no producir depósitos calóricos elevados.

NOTA:

Por ejemplo (¹⁸) Una pieza longitudinal de alambre sin aislamiento de 180 mm tiene un índice de seguridad de 8°C kg/W y si lo colocamos dentro del cuerpo en una secuencia que deposite 1W/kg, puede producirse un aumento máximo de 8° C. Evidentemente que si deseamos que tan solo se aumente 2° C debemos ajustar la secuencia para lograr un SAR de 0,25 W/Kg. Existen varios métodos para reducir la concentración de calor alrededor del implante. El más simple es el aislamiento. La misma pieza anterior con tan solo 75 micras de aislamiento baja su índice de seguridad a 1,2 lo que permite aumentar el SAR de la secuencia. Hay que tener en cuenta que aunque los cables estén aislados en los puntos de contacto terminales están por lo general desnudos

David y col (¹⁹) no encontraron aumentos de temperatura remarcables en pequeños implantes metálicos de acero y de cobre. Tampoco se han publicado aumentos locales de temperatura en prótesis valvulares o dispositivos intrauterinos.

¹⁸ ATALAR E.,: *Safety of invasive Devices in MRI* . ISMRM Workshop on Current Issues in MR Safety. 23-24 Febr.2003 Munich.

¹⁹ DAVID P.L. y col. *Potential hazards in NMR Imaging. Heating effects of changing magnetic fields and RF fields on small magnetic implants.* AJR 137: 857.

También los cables alargados implantados o no retirados (cables en miocardio, epicardio, electrodos implantados en el cerebro,...) deben considerarse de alto riesgo en las exploraciones R M. ya que en función de la longitud, el campo etc pueden actuar como antenas acoplarse con la emisión de RF y acumular calor. La tendencia actual es utilizar fibras ópticas.

19.5. PROCEDIMIENTOS DE SEGURIDAD.

Mantener la zona RM como segura es una obligación de todo el personal que trabaja en el servicio. Para ello es fundamental el examen cuidadoso de todas las circunstancias que pueden acompañar una exploración. No tan solo el propio paciente, sino las circunstancias acompañantes.

Se han publicado diversos manuales de seguridad y conducta en las instalaciones RM de lectura recomendada para los especialistas, DI, TER que trabajen en el entorno.⁽²⁰⁾

19.5.1. Procedimientos de seguridad de carácter general.

Toda persona que acuda al dominio RM debe ser interrogada y advertida. En particular aquellas personas que puedan entrar en la zona de 5 Gauss no tan solo los pacientes, sino acompañantes, anestesistas, ... Especial atención sobre aquellos profesionales que no tienen nada que ver con RM y que pueden entrar en zona 5 gauss.. Por ejemplo personal de limpieza, de mantenimiento,...Hay que dejar bien claro que en máquinas superconductoras el campo magnético siempre está activo aunque no se oiga ruido. Es útil mostrar la fuerte atracción que ejerce el imán al personal nuevo (sobre unas llaves, fonendo...)

19.5.2. Procedimientos de seguridad del personal RM

El personal que trabaja en una unidad de resonancia debe mantener una actitud de alerta respecto a los elementos metálicos y adquirir unos hábitos de trabajo para evitar los posibles accidentes.

Se recomienda reforzar periódicamente estas actitudes con sesiones de recuerdo para evitar la relajación de costumbres y la falsa sensación de seguridad.

En cuanto a la conducta del personal en caso de embarazo, depende mucho de cada centro. En el caso de las embarazadas que trabajan en un entorno RM, nos referiremos a un estudio publicado en 1993 ⁽²¹⁾ en el que valorando todos los datos obtenidos sobre una encuesta a 1915 mujeres en USA que durante el embarazo estuvieron en un entorno RM, se concluye que los datos indican que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la población estudiada y el resto en cuanto a porcentaje de abortos espontáneos, infertilidad, embarazos a termino, bajo peso al nacer o número de fetos por embarazo.(Ver a este respecto el capítulo 28 del libro MAGNETIC RESONANCE IMAGING de S.C. BUSHONG Ed. Mosby. 1996).

SHELLOCK indica que el personal profesional durante el embarazo independientemente del mes de gestación podría entrar en la sala de exploración (campo magnético activo) para colocar, atender al paciente mientras la máquina no está realizando la obtención de imágenes. Esta indicación se hace en especial para los trabajadores en técnicas intervencionistas de RM. Aunque remarca que esta política no está basada en la constatación de efectos adversos sino que está dada desde un punto de vista puramente conservativo por insuficiencia de datos al respecto.

²⁰ SHELLOCK F.G: *Reference manual for Magnetic Resonance Safety.edition 2003* Ed. Amirsys Inc. 2003

²¹ KANAL E., GUILLEN J.,EVANS J.,SAVITZ D. y SHELLOCK F.G. : Survey of Reproductive health among female MR workers. **RADIOLOGY** 1993;187:395-399

19.5.3. Procedimientos de seguridad sobre el paciente.

Los pacientes que vayan a realizarse la exploración deben llenar y firmar obligatoriamente un cuestionario en el que se pregunta lo más explícitamente posible sobre todo aquello que pueda suponer un riesgo en la exploración (trabajo, accidentes, operaciones, implantes..etc). Si el paciente no puede responder por su estado comatoso o inconsciente, el cuestionario debe ser llenado y firmado por el personal acompañante que pueda aportar mayor información: familiar, médico responsable, etc. En caso de duda debe retrasarse la exploración hasta cumplimentar todo lo necesario .

En caso de que el paciente haya sido explorado previamente en un aparato RM no debe suponerse que la exploración va a ser segura. Fijarse en el campo magnético utilizado y averiguar que ha transcurrido desde entonces.

Ante un paciente intervenido quirúrgicamente, hay que conocer si existe la posibilidad de elementos metálicos (clips quirúrgicos, grapas, prótesis,...) antes de proceder a la exploración. En caso afirmativo no puede procederse al examen sin conocer el tipo de clip y sus propiedades magnéticas. Si el material es seguro/compatible (Titanio por ejemplo) hay que pensar en la elevación térmica causada por la absorción de RF

La conducta ante prótesis metálicas debe ser cuidadosa. En especial cuando hace tiempo que han sido colocadas ya que las actuales por lo general ya se fabrican compatibles con el campo magnético (titanio, tántalo, tungsteno). No obstante no deben introducirse en el campo magnético si no sabemos que son seguras y no van a producir un aumento local de calor que repercuta en daño tisular.

Hay que proveerse de la bibliografía adecuada sobre prótesis testadas y fijarse en las condiciones especificadas. También hay que intentar lograr las especificaciones de las casas comerciales sobre compatibilidades.

Debe adoptarse especiales precauciones ante los implantes que son activados magnética o eléctricamente ya que el campo magnético puede perturbar su función, desmagnetizarlos o desplazarlos. Estos implantes deberían quitarse o desactivarse antes de entrar en la zona del escáner lo que no debe hacerse sin la autorización firmada del médico responsable de volverlos a activar.

Hay que tener presente que algunos pacientes son reacios a reconocer ciertos tipos de implantes (expansores de mana, implantes de pene,..)

En los marcapasos cardíacos, los riesgos pueden ser ocasionados por:

- Movimiento del marcapasos (generador o cables) bajo el campo magnético
- Calentamiento de los conductores por las variaciones del campo magnético
- Inhibición o modificación del funcionamiento debido a los campos electromagnéticos utilizados en RM
- Modificación de la ritmicidad debido a los pulsos de RF o pulsos de gradiente (los cables actúen como antenas)

En las válvulas cardíacas hay que considerar el material que constituye la válvula y el anillo de sujeción. Se considera que queda endotelizada seis semanas después de la intervención. En un estudio publicado en *JMRI*16(6) 2002 ⁽²²⁾ se hace un estudio de 60 válvulas bajo un campo magnético de 4,7 T. Si las válvulas son metálicas puede ocurrir un malfuncionamiento de cierre o apertura, debido a las fuerzas reactivas por movimiento en campo magnético

²² EDWARDS M.D. y col: *Translational and Rotacional Forces on Herat Valve Prostheses Subjected Ex Vivo to a 4.7 T MR System.* **JMRI 16(6):653-659. Des 2002**

Aparte de los pacientes, como norma general de conducta, los portadores de marcapasos cardíacos tienen prohibido el acceso a los alrededores del tomógrafo, manteniéndose siempre fuera del espacio cubierto con un campo magnético superior a 5 Gauss. Ello origina ciertos problemas en la instalación de los aparatos RM ya que una de las normativas a cumplir es que el campo magnético alrededor del imán no alcance los 5 Gauss en una área de uso público no controlada. Mediante el apantallamiento magnético se reduce notablemente el espacio necesario para la ubicación. Evidentemente las dificultades aumentan al aumentar el valor del campo magnético.

Los portadores implantes cocleares tienen contraindicada la exploración RM (²³)

Los aparatos dentarios y las prótesis no fijas deben ser quitadas antes de la exploración para evitar artefactos en la imagen. También deben quitarse los audífonos

Algunas bombas de perfusión con elementos metálicos móviles pueden presentar alteraciones en su función a cierta distancia del campo magnético.

Existen multitud de prótesis, clips o implantes MR compatibles. La lista publicada mas exhaustiva sobre el comportamiento de estos materiales bajo diversos campos magnéticos, se encuentra en el libro de SHELLOCK F.G. y KANAL E.: *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety And Patient Management*. (Raven Press. New York 1994) y las posteriores actualizaciones. Constantemente salen publicaciones sobre valoración de riesgos y compatibilidades de diversos materiales que hay que tener actualizados.

En el trabajo ya mencionado de Shellock (¹⁵) se dan indicaciones antes de proceder a la exploraciones de pacientes con clips aneurismáticos, estimuladores espinales y neuroestimuladores.

Hay que estar alerta con los tatuajes. Si quedan dentro de la bobina emisora se recomienda cubrirlos con paños húmedos

Si el paciente ha trabajado en metalúrgica y en especial si tiene la posibilidad de restos de virutas metálicas en los ojos, si hay alguna duda se procede a un examen radiológico orbitario en dos proyecciones.

Es fundamental que una vez se ha decidido que la exploración RM puede realizarse, el técnico instruya sobre la colocación del paciente, le invite insistentemente a ponerse los protectores acústicos, le advierta sobre no moverse, no tocar el cilindro interior del imán (corrientes de superficie) y si esto es inevitable le coloque coderas o tallas protectoras. Debe instruirle en no cruzar las manos ni las piernas. Debe mantener una comunicación constante con el paciente. Advertirle de cuando va a oír ruido y que el paciente a su vez le comunique cualquier sensación anormal (calor, ansiedad,...).

Los pacientes que no puedan responder o estén bajo anestesia, hay que monitorizarlos y por tanto todos los aparatos necesarios deben ser RM compatibles.

Las exploraciones en pacientes embarazadas dependen mucho de la normativa de cada país y en ultima instancia de cada centro. No existe evidencia que dentro de las condiciones clínicas de exploración se hayan producido efectos adversos sobre el feto. De todos modos, se considera medida de prudencia evitar las exploraciones en el primer trimestre a no ser que no pueda demorarse o se tenga que pasar a una exploración con Radiaciones Ionizantes.

²³ TEISSL Ch. Y col: *Cochlear Implants: In vitro Investigation of Electromagnetic Interference onMR Imaging: compatibility and Safety Aspects*. **Radiology** 208 (3): 700-708 .Sep 1998.

19.5.4. Otros procedimientos de seguridad.

Otros riesgos acompañantes en las técnicas de RM concierne a los aparatos superconductivos que utilizan Helio líquido. El helio líquido tiene el punto de ebullición alrededor de $-369\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($4,14\text{ }^{\circ}\text{K}$), por encima de esta temperatura pasa a estado gaseoso. En este paso su volumen aumenta aproximadamente 760 veces. Ello implica un aumento enorme de la presión dentro del criostato obligando a una salida rápida del gas a través de una válvula de seguridad. Esta evaporación brusca se conoce con el nombre de "QUENCH". Todo sistema RM con Helio líquido, debe tener previsto la posibilidad de un quench y proveer una salida rápida hacia arriba del gas al exterior. La posibilidad de que exista una pérdida de gas hacia el interior de la sala de exploración debe tenerse también en consideración. El helio gas es menos denso que el aire y ascendería al techo de la sala. Es inodoro, incoloro e insípido respirado reemplaza al aire produciendo asfixia y congelación. En algunas sala se coloca un detector de la concentración de oxígeno a una altura suficiente para que se advierta el desplazamiento del oxígeno mucho antes de que pueda respirarse el gas. Los Dewars (contenedores para transportar el Helio líquido) tienen que ser depositados en sitios bien ventilados mientras están en espera de ser utilizados para rellenar el imán.

Un quench puede ser accidental o provocado. Los quench provocados tienen que ser debidos a situaciones de riesgo extremo. Por ejemplo, cuando por algún accidente existe peligro sobre personas (por ejemplo paciente o personal del centro atrapado por un objeto metálico que no podemos quitar con un riesgo evidente) debemos hacer un quench. En toda instalación existen los botones de quench claramente señalizados y convenientemente protegidos para no oprimirlos involuntariamente y distribuidos normalmente en la sala de exploración y en la sala técnica. Cuando se ha producido un incidente (sin riesgo de personas) por ejemplo un objeto metálico que se ha adherido al imán y por su tamaño o fuerza atractiva no puede sacarse, es mejor bajar el campo magnético en forma de quench programado realizado por los técnicos de la casa comercial. Después de un quench hay que proceder al llenado y a valorar el estado de la homogeneidad del campo. Según el resultado se valorará si procede volver a realizar un shimming pasivo. Cuando se provoca un quench debe evacuarse la zona del imán para evitar posibles accidentes (por ejemplo fuga de Helio a la sala) también hay que advertir a los servicios que pueden verse afectados. Se percibirá como si fuese humo de un incendio que asciende y en cambio es el helio gas. Hay que advertir que es frío.

En caso de incendio deberemos provocar un quench cuando veamos que el fuego va a propagarse hacia la zona del imán o cuando en la zona del imán deban operar los servicios de emergencia. Es conveniente disponer de extintores antimagnéticos por si no es necesario el quench.

Cuando se ha enclavado un material metálico en el imán hay que vigilar muy bien las maniobras que se van a realizar al tratar de sacarlo Podemos empeorar la situación ya que la pieza metálica tratará de alinearse al máximo con las líneas de campo magnético.

En caso de parada cardiorespiratoria del paciente no hay que hacer un quench, si no sacar lo mas rápidamente posible el paciente hacia zonas donde pueda aplicarse los aparatos de reanimación de una manera segura. También hay que tener presente que el quench tardaría algunos minutos

Existen además de los botones de quench, los botones de paro eléctrico instantáneo que no afectan al campo magnético pero si implican un paro radical en todos los procesos. Por ejemplo una persona que quede cogida por un conductor eléctrico. Después de un paro eléctrico debemos valorar el estado de nuestros programas y si se han dañado volverlos a reinstalar.

El uso cada vez mayor de los agentes de contraste implica tener en consideración los riesgos implicados. El agente mas utilizado, el gadolinio depende en su farmacodinámica de la estructura de su quelato. En la mayoría de los compuestos de uso clínico el 98% es eliminado vía renal dentro de las 24 horas. No obstante el gadolinio no quelado (libre) es retenido durante meses en el organismo mayoritariamente en el hígado y huesos. Las reacciones adversas que puede producir han sido en

general de carácter menor (nauseas, vómitos,..) siendo más frecuentes en pacientes con historia de reacciones alérgicas a los contrastes iodados.

Los contrastes con gadolinio atraviesan la placenta por lo que deben evitarse en exploración con embarazadas. Por otro lado también se eliminan por la secreción láctea lo cual hay que tenerlo presente durante las exploraciones en época de lactancia.

Uno de los riesgos en la utilización de los contrastes es la extravasación. La reacción puede ser tanto mayor cuanto mayor sea la osmolaridad.

Glosario V(02-2)

A

ADC, mapas	15.15.
ADC: Coeficiente aparente de difusión	15.10.
Agentes de contraste, estructura	12.3.
Agentes de contraste, mecanismos	12.1.
Agentes Superparamagnéticos	12.3.
Agua libre en la TM	15.30.
Agua ligada en la TM	15.30.
Albumina-Gd-DTPA	12.13.
Aliasing	8.6.
AMI-227	12.7.
AMI-25	12.7.
Análisis de Fourier	8.1.
Análisis de un espectro RM	17.19.
Angio por efecto de fase	13.8.
Antena receptora	5.2.
Apantallamientos	2.2.
ARM	13.1.
ARM "IN FLOW"	13.1.
ARM con contraste	13.14.
ARM de fase	13.6.
ARM-TOF	13.2.
Artefacto de desplazamiento químico	8.7.
Artefacto T2 shine-through	15.9.
Artefacto wrap-around	10.10.
ASSET	11.26.

B

b: factor de difusión	15.8.
BALANCED	11.8.
Bandas de presaturación en ARM	13.4.
Bobinas de gradiente	7.2.
BOLD	15.29
BW y WFS	8.8.
BW: Bandwidth	8.5.

C

Campo magnético, efectos biológicos	19.2.
Campo Magnético: Definición	2.1.
Campo magnético: Estabilidad	2.2.
Campo magnético: Homogeneidad	2.1.
Campo Magnético: Uniformidad	2.2.
Campos magnéticos variables, efectos	19.3.
Campos magnéticos, límites aprobados	19.2.
CE-FAST	11.7.
CE-GRE	11.6.
CISS	11.7.
Cociente giromagnético	3.1.
Coeficiente de difusión	15.6.
Coeficiente de difusión	15.8.
Combidex	12.7.
Compensación de flujo	13.13.
Constante de apantallamiento	17.2.
Contrastes con Fe	12.7.
CSI en ERM	17.7.

D

Desfase de flujo	13.7.
Desplazamiento químico	8.7.
Desplazamiento químico	17.4.
DESS	11.7.
Diagrama de la SEC-2D	9.2.
Diagrama de una secuencia	9.1.
Diagrama GREclásica	11.4.
Diagramas temporales	9.1.
Diamagnetismo	2.6.
Difusión	15.5.
Difusión , coeficiente	15.6.
Difusión en el ataque vascular agudo	15.17.
Difusión en las patologías desmielinizantes	15.20.

Difusión libre	15.6.
Difusión, anisotropía	15.11.
Difusión, coeficiente	15.8.
Difusión, coeficiente aparente:ADC	15.10.
Difusión, factor b	15.8.
Difusión, fracción anisotrópica	15.16.
Difusión, imágenes isotrópicas	15.15.
Difusión, mapas de ADC	15.15.
Difusión, tensor	15.11.
Digitalización de la señal	8.5.
DIM-fase	8.4.
DIM-frecuencia	8.5.
dobletes	17.10
Dotarem	12.5.
Down: Estado antiparalelo	3.2.
DSV	2.2.
DWI	15.14.
Dy	12.3.

E

Eco fraccionado	10.8.
Echo-spacing	11.12.
Eddy, corrientes	2.5.
Efecto de apantallamiento	8.9.
Encoding velocity	13.9.
Endorem	12.7.
EPI segmentadas	11.13
EPI, factor	11.21.
EPI, secuencias	11.11.
EPI. Espacio K	10.13.
EPISART	11.24
ERM	1.1.
ERM H-1, espectro simplificado	18.2.
ERM H-1, principales alteraciones	18.5.
ERM H-1, principales compuestos	18.3.
ERM: Consideraciones Técnicas	17.1.
Espacio de Fourier	10.1
Espacio K, concepto	10.1.
Espacio K, formas de llenado	10.10.
Espacio K, organización	10.4.
Espacio K, resolución de contraste	10.4.
Espacio K, resolución espacial	10.4.
Espacio K, simetrías	10.7
Espacio K-central	10.5
Espacio K-periférico	10.5.
Espectro del alcohol etílico	17.3.
Esquema global RM	1.1.
ETL	11.11.
Excitación nuclear	4.1.

F

Factor EPI	11.25.
Factor Turbo	11.21
Fast GRE	11.5.
FAT-SAT:Saturación espectral de la grasa	13.5.
FE	6.7.
FE	11.5.
Feridex	12.7.
Ferrixan	12.7.
Ferromagnetismo	2.16.
Ferrumóxidos	12.7.
FFE	11.6.
FGRE	11.5.
FGRE Incoherentes	11.5.
FID	5.2.
FIESTA	11.8.
FISP	11.6.
FLAIR	5.10.
FLAIR (TURBO/EPI)	11.23.

Flip angle	4.2.	Imanes Superconductivos	2.2.
Flujo, cuantificación	13.10.	Imanes, tipos	2.2.
Flujo, imagen	13.10.	Interacción Spin-Spin	5.12.
fMRI	15.29	Inversión Recuperación	5.9.
Fourier	8.1.	iPAT	11.25.
Fourier, espacio	10.1.	IR	5.9.
Fourier, transformación	10.2.	IR	6.1.
FOV	8.5.	IRM	1.1.
FOV rectangular	10.9.	IVIM	15.10./15.16.
Frecuencia de Larmor	3.3.	L	
Frecuencia de resonancia en ERM	17.2.	La perfusión en los accidentes vasculares	15.26.
Free Induction Decay	5.2.	Larmor, ley	3.3.
FSE	11.15.	Latex	5.1.
G		M	
Gadomer-17	12.6.	Magnetización de un voxel	3.4.
Gadovist	12.5.	Magnetización, estado de equilibrio	3.7.
Gauss	2.1.	Magnevist	12.5.
Gd	12.3.	Matching difusión- perfusión	15.28.
Gd-DTPA	12.5.	MION	12.4.
Gd-DTPA-Albumina	12.6.	MIONS	12.8.
Gmáx	2.3.	MIP en ARM	13.11.
Gradient duty cycle	2.4.	Momento magnético	3.1.
Gradiente bipolar	2.4.	MOTSA	13.4.
Gradiente bipolar	6.8.	Movimiento de Precesión	3.3.
Gradiente de codificación de fase	8.2.	MP-GRE	11.8.
Gradiente de codificación de fase	9.3.	MP-RAGE	11.8.
Gradiente de codificación de frecuencias	8.2.	MS-325	12.6.
Gradiente de codificación de frecuencia	9.3.	MSD en la perfusión	15.24.
Gradiente de lectura	8.2.	MTR, histogramas	15.33.
Gradiente magnético	7.1.	MTR:Magnetization Transfer Ratio	15.32.
Gradiente, ruido	19.3.	MTT en la perfusión	15.25.
Gradientes magnéticos	2.2.	N	
Gradientes Magnéticos :Amplitud	2.3.	Navigators Ecos	11.25.
Gradientes Magnéticos lineales	2.3.	NEX fraccionado	10.7.
Gradientes, pulsos	2.3.	No phase wrap	8.6.
GRASE	11.21.	Nutación, movimiento	4.1.
GRASS	11.6.	Nyquist	8.8.
GRE	6.7.	O	
GRE	11.5.	Omniscan	12.5.
GRE: Potenciación de las imágenes	6.9.	Optimark	12.5.
GRE-coherentes	11.6.	Oversamplig	10.10.
GSE	11.21.	P	
H		Paramagnetismo	2.6.
Half-Fourier	10.7.	Partición	13.4.
Half-NEX	10.7.	Perfusión	15.21.
HASTE	11.19.	Perfusión, parámetros	15.24.
I		Phase Encoding Gradient	8.2.
Imagen colapsada	13.11.	Phase encoding steps	8.3.
Imagen de flujo	13.10.	Phase wrap en ARM	13.9.
Imagen de la grasa	14.1.	PILS	11.26.
Imagen de la patología básica	14.4.	Plano tomográfico, grosor	7.4.
Imagen de los tejidos celulares	14.2.	Plano tomográfico, selección	7.1.
Imagen de los tejidos colágenos	14.2.	Plasma	5.1.
Imagen del agua	14.2.	Pool de agua libre	4.5.
Imagen del cartílago hialino	14.3.	Pool de agua ligada	4.5.
Imagen del hematoma	14.6.	POOLS vasculares con Gd	12.5.
Imagen del hueso cancelar	14.3.	Potencia Específica Absorbida	19.4.
Imagen en el sistema músculo-esquelético	14.2.	PPA	11.25.
Imágenes espectrocópicas	18.11	ppm en el desplazamiento químico	17.5.
Imágenes isotrópicas de difusión	15.15.	Precauciones de trabajo en RM	19.5.
Imágenes Potenciadas en Densidad	5.3.	Precesión, movimiento:	3.3.
Imágenes Potenciadas en T2y T2*	5.10	PRESS	17.6.
Imágenes potenciads en difusión	15.13.	PRIME	17.6.
Imágenes bioquímicas	18.11	Principios activos en los contrstes	12.3.
Imágenes Potenciads en T1	5.5.	ProHance	12.5.
Imán	2.1.	PSIF	11.7.
Imanes Resistivos	2.2.		

Pulso "off center"	15.30.	Susceptibilidad magnética	2.5.
Pulso Inversor	5.9.	T	
Pulso lector	5.9.	T1	5.6.
Pulsos de gradiente	7.3.	T2	5.13
Q		T2*	5.12.
Quench	19.7.	TE efectivo	11.18.
R		Tensor de difusión	15.11.
Radiofrecuencia, efectos biológicos	19.4.	Tesla	2.1.
RARE	11.1.	Test del clip	19.6
Raw data	10.1.	Tiempo de adquisición en la SE	9.3.
rCBF en la perfusión	15.25	Tiempo de preparación	11.7.
rCBV en la perfusión	15.25.	Tiempo de Repetición	5.4.
Readout gradient	8.2.	Tiempo de vuelo	13.3.
Readout lobe	8.2.	Tip angle	4.2.
Reconstrucción de la imagen	8.1.	TM en Angio	13.12.
Red	5.1.	TM, índice	15.32.
Relajación Longitudinal	5.5.	TM: Transferencia de Magnetización	15.30.
Relajación nuclear	5.1.	TOF-ARM	13.1.
Relajación Transversal	5.10.	TR	6.1.
Relaxividad	12.2.	TR:Tiempo de Repetición	5.4.
Resovist	12.7.	TR:Tiempo de Repetición	5.9.
Rise time	2.4.	Trace del tensor de difusión	15.12.
RM funcional	15.29.	Tractografía	15.16.
RM Intervencionista	15.1.	TRAKING Ecos	11.25
Ruido de los gradientes	19.3.	Transferencia de Magnetización en ARM	13.12.
S		Tren de Ecos	11.11
SAR	19.4.	True FISP	11.8.
Saturación de los spins móviles	13.3.	TTP en la perfusión	15.25.
Saturación, estado de	4.2.	Turbo factor	11.9./11.18.
Saturación-Recuperación	5.5.	Turbo FFE	11.11
SE	6.2.	Turbo SE	11.15.
SE,GRE: comparativa	6.11.	Turbo-FAST-GRE	11.11
SE: Potenciación de las imágenes	6.5.	U	
Secuencias de pulsos clásicas	6.1.	Unspoiled	11.7.
Secuencias de pulsos en espectroscopia	17.6.	Up: Estado paralelo	3.2.
Secuencias en Pralelo	11.25	USPIOS	12.4.
Secuencias rápidas	11.1.	V	
Segmentación del Espacio K	10.12.	Variable NEX	10.7.
SENSE	11.26.	Velocity aliasing	13.9.
Shimming	2.2.	Voxels parcialmente saturados	13.1.
Shot	11.13.	VSOP	12.4.
Simetría Hermitiana	10.7.	W	
Sincronismo en la relajación	5.12.	WFS: water fat shift	8.7.
Sinerem	12.7.	Wrap-around	8.6.
Sistema rotatorio	4.2.		
SLAB	13.4.		
Slew Rate	2.5.		
SMASH	11.26.		
SPACE RIP	11.26.		
SP-GRE	11.5.		
Spin	3.1.		
Spinning	3.1.		
SPIOS	12.4.		
Spoiled GRE	11.5.		
SR	2.5.		
SR	5.5.		
SR	5.9.		
SSFSE	11.19.		
SS-GRE	11.6.		
STEAM	17.7.		
Stedy-state	11.5.		
Stejskal-Tanner	15.8.		
STIR	5.10		
STIR (FAST/TURBO/EPI)	11.23.		
Substancias quelantes	12.4.		
Susceptibilidad artefacto	2.6.		
Susceptibilidad gradiente	2.6.		