

Fundamentos físicos de las imágenes médicas: Resonancia Magnética

Manuel José Freire Rosales
Depto. de Electrónica y Electromagnetismo
Facultad de Física
freire@us.es

Contenidos

1. Introducción
2. Física de la RMN: momento angular y precesión, resonancia, relajación al equilibrio, procesos T1 y T2, secuencia de pulsos, tipos de imagen.
3. Técnica de obtención de imágenes: selección de corte, codificación en fase y frecuencia, secuencia spin-eco, resolución.
4. Componentes de un equipo de RM: imán, bobinas de gradiente, bobinas de RF.
5. Artefactos y técnicas avanzadas (*parallel imaging*).

Direcciones web de interés:

<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>

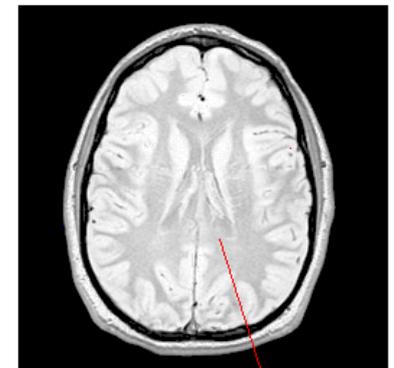
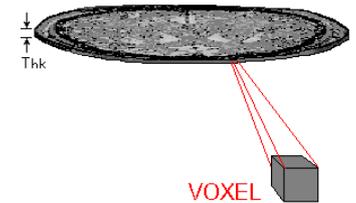
<http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db>

1. Introducción

- ¿ En qué consiste la técnica de Imagen por Resonancia Magnética (RM) ?
Es una sofisticada técnica de obtención de imágenes médicas de alta calidad del interior del cuerpo humano basada en el fenómeno de la resonancia magnética nuclear.
- Siglas en inglés: inicialmente NMR, en la actualidad MRI. ¿Por qué?: la palabra “nuclear” tenía malas connotaciones.
- Antecedentes históricos:
 - Felix Bloch 1946 (Nobel de Física 1952): resonancia magnética en núcleos
 - Paul Lauterbur 1973 (Nobel de Medicina 2003): primera imagen
 - Richard Ernst 1975 (Nobel de Química 1991): introduce la codificación en fase y frecuencia junto con transformada de Fourier. Es la base de la técnica actual.
- Complejidades de la RM:
 - Conceptuales: combina física clásica y física cuántica
 - Técnicas: combina la generación de campos magnéticos estáticos muy intensos (superconductores) con la detección de campos de radiofrecuencia muy débiles (teoría de la señal y electrónica digital).

1. Introducción

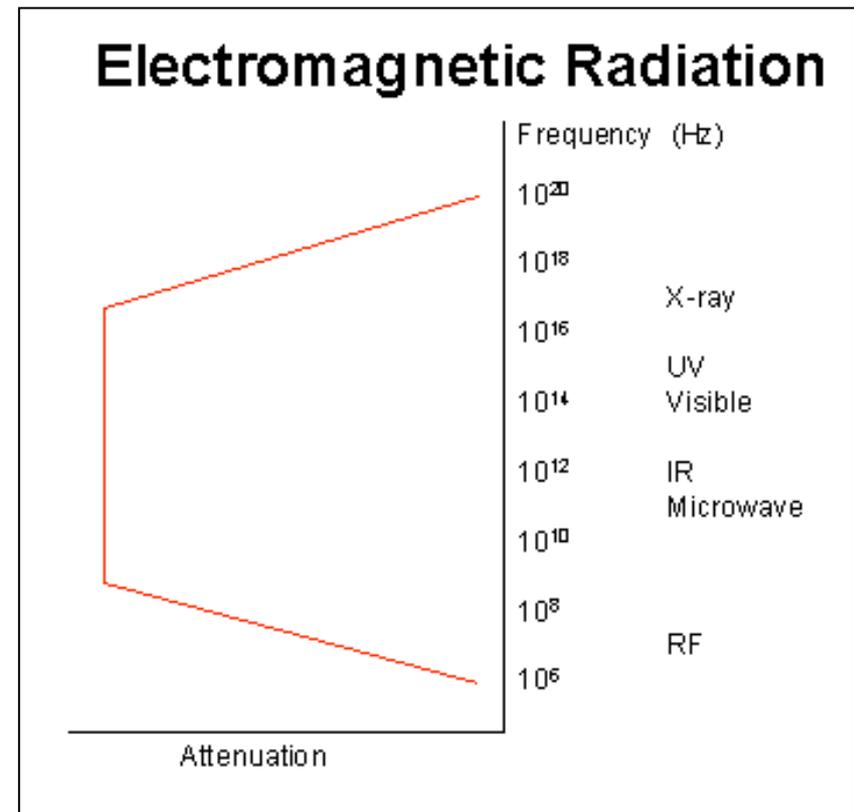
- La RM es una técnica de imagen tomográfica: genera imágenes de cortes (*slices*) bidimensionales del organismo (**en escala de grises**).
- El corte se compone de elementos de volumen o voxels (de unos 3 mm^3).
- Cada voxel corresponde a un píxel de la imagen.



Pixel

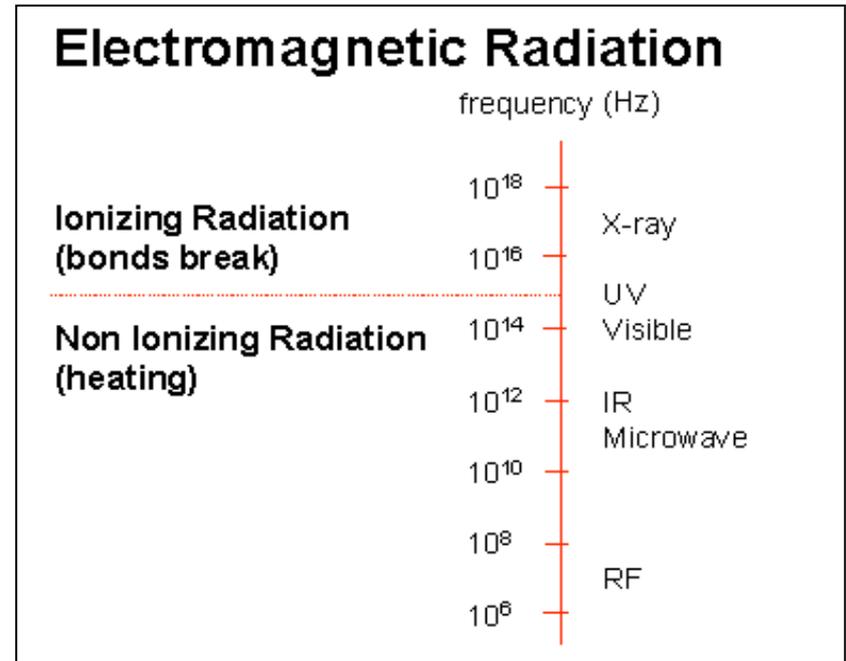
1. Introducción

- La RM se basa en la emisión y absorción de ondas electromagnéticas cuyas frecuencias (8 a 130 MHz) corresponden al rango de la radiofrecuencia (RF) en el espectro electromagnético.
- La débil atenuación en el cuerpo humano de la RF y también de los Rayos X justifica su uso para la obtención de imágenes.
- La RM se desarrolló más tarde que los Rayos X porque se dudaba de la posibilidad de obtener imágenes con resolución inferior a la longitud de onda. La RM supera esta limitación generando imágenes a partir de variaciones espaciales de la fase y la frecuencia de las ondas de RF.



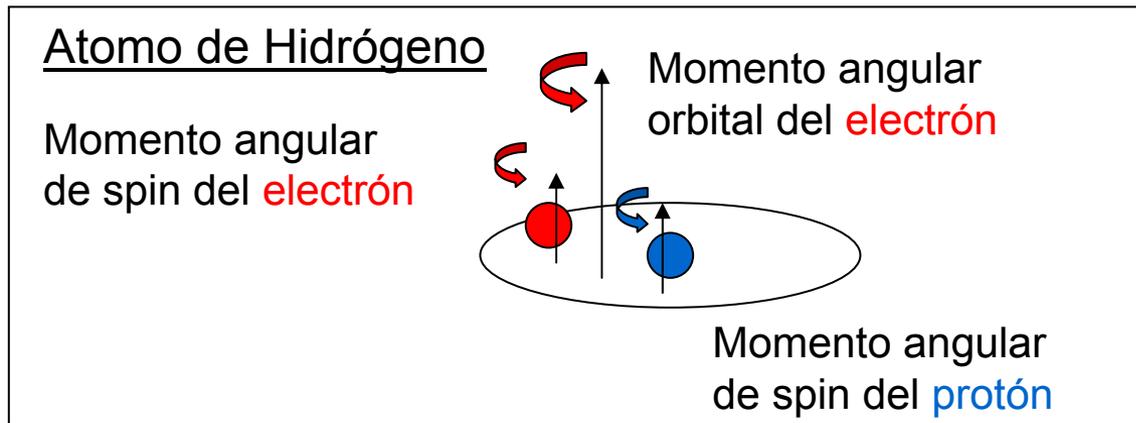
1. Introducción

- Ventaja de la RM frente a los RX: la RF es una radiación no ionizante.
- **Fundamento de la RM a nivel microscópico:**
 - cuerpo humano: 63% de hidrógeno (grasa y agua)
 - La técnica de imagen se basa en el fenómeno de la **resonancia magnética nuclear (RMN) del núcleo de hidrógeno** (otros núcleos: sodio, fósforo,...).
- **Fundamentos técnicos:** con el paciente inmerso en el seno de un campo magnético estático muy intenso se le irradia con pulsos de ondas electromagnéticas de RF. Los núcleos de hidrógeno absorben y reemiten la energía de RF. La imagen se construye a partir de la medida de esas señales reemitidas.



2. Física de la RMN

- Como es sabido, la materia se compone de: **protones** (carga $+e=1.6 \cdot 10^{-19}$ C), **electrones** (carga $-e$) y neutrones (sin carga). Todos poseen además un momento angular intrínseco o spin de valor $\frac{1}{2}$ y un momento magnético asociado al mismo (el spin es una propiedad fundamental de la materia como puede ser la carga o la masa).
- La imagen mediante RMN se basa en el spin del protón.



- El giro orbital del electrón representa una corriente y como tal tiene un momento magnético asociado. El giro del electrón y del protón sobre sí mismos (spin) también tiene asociado un momento magnético.

2.1 Física de la RMN. Momento angular y precesión.

- En general, el momento magnético μ asociado a un momento angular J cualquiera es $\vec{\mu} = \gamma \vec{J}$, donde γ es la razón giromagnética.
- La interacción entre el momento magnético y un campo magnético estático B_0 resulta en un movimiento de precesión y una energía potencial: $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} = -\mu B_0 \cos \theta = -\gamma J B_0 \cos \theta$
- En Física clásica, el ángulo de precesión θ puede ser cualquiera.

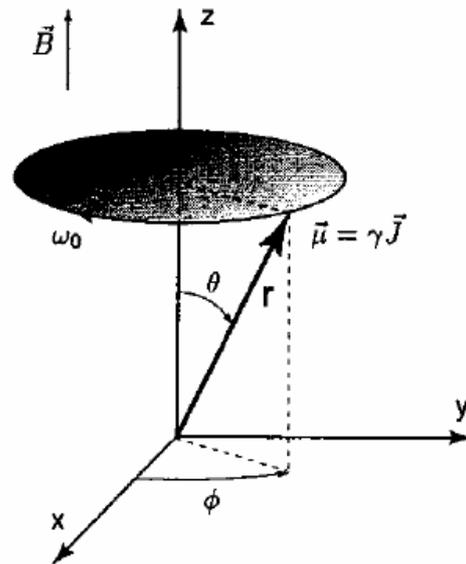


Table 6.1. Spin values of several nuclei of biomedical interest. A given nucleus is characterized by a unique spin value (the values are explained in Section 6.2.1.3). Note that the biomedically important nuclei $^{12}_6\text{C}$ and $^{16}_8\text{O}$ have no spin and thus no NMR sensitivity (Morris, 1986)

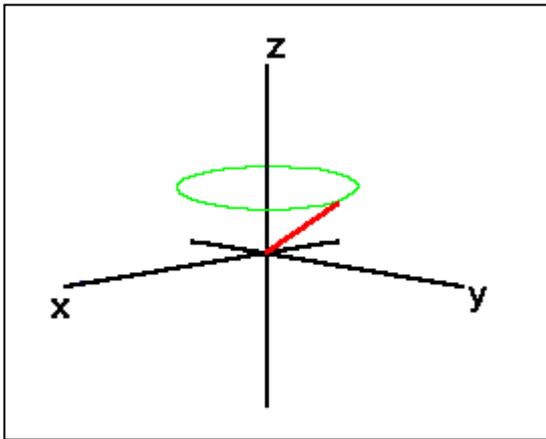
Nucleus	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
^1_1H	$\frac{1}{2}$	42.57
^2_1H	1	6.54
$^{12}_6\text{C}$	0	
$^{13}_6\text{C}$	$\frac{1}{2}$	10.71
$^{14}_7\text{N}$	1	3.08
$^{15}_7\text{N}$	$\frac{1}{2}$	-4.31
$^{16}_8\text{O}$	0	
$^{17}_8\text{O}$	$\frac{5}{2}$	-5.77
$^{31}_{15}\text{P}$	$\frac{1}{2}$	17.23
$^{33}_{16}\text{S}$	$\frac{3}{2}$	3.27
$^{43}_{21}\text{Ca}$	$\frac{7}{2}$	-2.86

2.1 Física de la RMN. Momento angular y precesión.

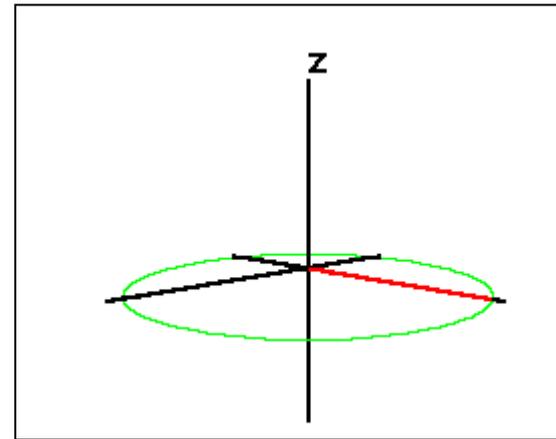
- Descripción clásica del movimiento del momento magnético:

$$\left. \begin{array}{l} \frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{\tau} \\ \vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0 \end{array} \right\} \frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \gamma \vec{B}_0 \left\{ \begin{array}{l} \mu_x(t) = \mu_x(0) \cos(\omega_0 t) + \mu_y(0) \sin(\omega_0 t) \\ \mu_y(t) = -\mu_x(0) \sin(\omega_0 t) + \mu_y(0) \cos(\omega_0 t) \\ \mu_z(t) = \mu_z(0), \end{array} \right.$$

- El momento magnético precesiona alrededor del eje z de manera que las componentes transversales rotan en sentido horario alrededor del eje z con frecuencia angular $\omega_0 = \gamma B_0$: Frecuencia de Larmor.



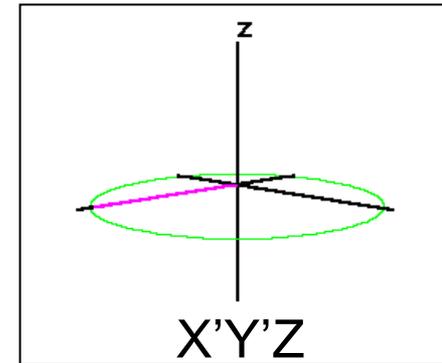
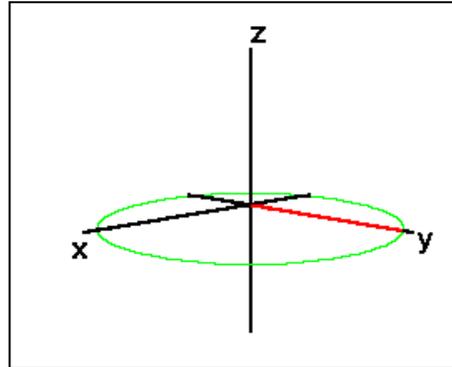
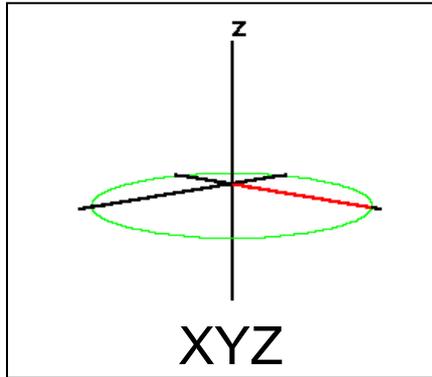
Momento magnético



Componentes transversales
del momento magnético

2.1 Física de la RMN. Momento angular y precesión.

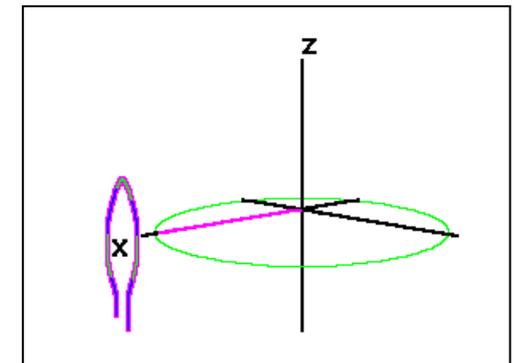
- En un sistema de referencia X'Y'Z que rotase con la frecuencia de Larmor el momento magnético se vería estacionario:



- El campo magnético producido por el momento magnético induciría, en virtud de la Ley de Faraday, una fuerza electromotriz (f.e.m.) en una espira cuyo eje apuntase en dirección X o Y.

$$fem = - \frac{d}{dt} \left[\iint B_y ds \right]$$

- Esta señal inducida constituye la base de la obtención de imágenes mediante RM.** Es una señal que oscila con la frecuencia de Larmor y que decae exponencialmente en el tiempo (FID: *free induction decay*)

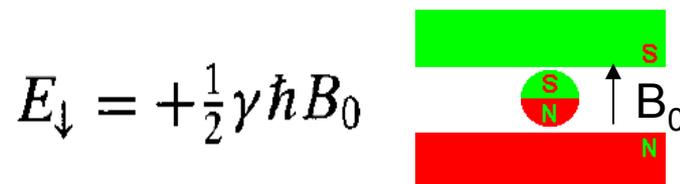


2.2 Física de la RMN. Resonancia.

- A escala atómica, la interacción del momento magnético nuclear con el campo estático no puede describirse mediante Física clásica sino cuántica. El ángulo θ ya no puede tomar cualquier valor, sólo valores discretos y para partículas con spin $\frac{1}{2}$, como el protón, sólo hay dos valores posibles: 0° y 180° .
- El momento magnético asociado al spin del protón hace que el mismo se comporte como un pequeñísimo imán .
- En presencia de un campo magnético externo B_0 la partícula se alinea a favor de ese campo. En esa configuración la partícula se encuentra en un estado de baja energía. Si se alinea en contra, el estado es de alta energía.



Estado fundamental o de baja energía



Estado excitado o de alta energía

- La partícula puede experimentar una transición entre ambos estados absorbiendo o emitiendo un fotón (ondas electromagnéticas) de energía:

$$E = E_{\downarrow} - E_{\uparrow} = \hbar\gamma B_0$$

- Para un fotón con energía $E = \hbar\omega_0$, se dice que hay **resonancia** si la frecuencia del fotón coincide con la frecuencia de Larmor $\omega_0 = \gamma B_0$. Este fotón induciría la transición entre los dos estados.

2.2 Física de la RMN. Resonancia.

- Para que un fotón induzca la transición entre los dos estados del protón su frecuencia ha de caer en el rango de la radiofrecuencia:

Nucleus	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
^1_1H	$\frac{1}{2}$	42.57

$$f = \omega_0 / 2\pi = \gamma B_0 / 2\pi = 42.57 B_0$$

$B_0 = 0.2 \text{ T}$, $f = 8.51 \text{ MHz}$

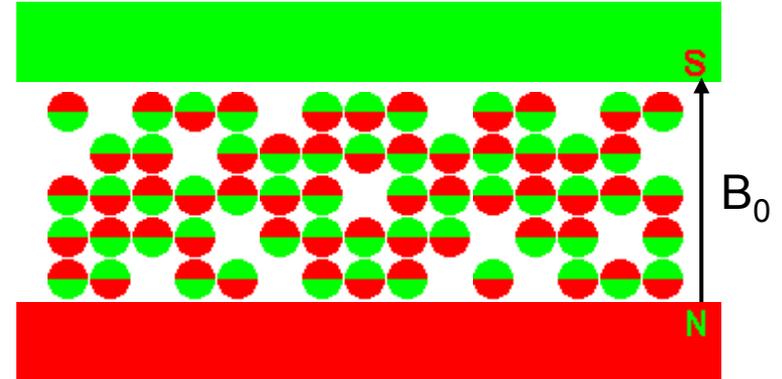
$B_0 = 1.5 \text{ T}$, $f = 63.85 \text{ MHz}$

$B_0 = 3.0 \text{ T}$, $f = 127.7 \text{ MHz}$



2.3 Física de la RMN. Estado de equilibrio y relajación.

- Cuando un conjunto de protones se sitúa en un campo estático B_0 , cada protón se alinea en una de las dos orientaciones o estados posibles, a favor de B_0 (\uparrow ) o en contra (\downarrow ) , estableciéndose un equilibrio dinámico en que habrá un cierto número de protones en cada estado.



- Aunque la descripción correcta del equilibrio dinámico requeriría mecánica estadística cuántica, el número de protones en un voxel es suficientemente grande como para que el equilibrio dinámico se pueda describir mediante física clásica. Así, la distribución de Maxwell-Boltzmann proporciona la diferencia en el número de protones entre ambos estados a partir de la diferencia de energía entre los mismos (la población del estado de más baja energía siempre es mayor):

$$\frac{n_{\downarrow}}{n_{\uparrow}} = \text{Exp} \left[-\frac{E_{\downarrow} - E_{\uparrow}}{k_B T} \right] = \text{Exp} \left[-\frac{\hbar \gamma B_0}{k_B T} \right]$$

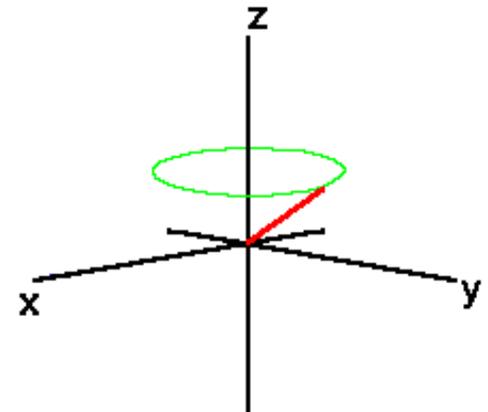
- La imanación macroscópica neta \vec{M}_0 de cada voxel es proporcional a la diferencia de población entre ambos estados, que a su vez es proporcional al número de protones en el voxel:

$$n_{\uparrow} - n_{\downarrow} = (n_{\uparrow} + n_{\downarrow}) \frac{\hbar \gamma B_0}{2k_B T}$$

(Obsérvese que M_0 sería proporcional a B_0 , por lo que cuantos más “Teslas”, más señal)

2.3 Física de la RMN. Estado de equilibrio y relajación.

- Dado que la imanación \vec{M}_0 es proporcional al número de protones en el voxel, en principio, un mapa del valor de \vec{M}_0 en un corte daría una imagen de este corte pero técnicamente no es posible medirla.
- Sólo es posible medir la componente transversal de la imanación y para ello habría que apartarla de la dirección de equilibrio (en la que apunta B_0) llevándola así a un estado de no equilibrio. Al hacerlo, precesionaría alrededor de B_0 y la descripción de esta imanación macroscópica puede hacerse a la manera clásica porque dicha imanación corresponde a un colectivo macroscópico de protones.
- Para apartar la imanación de la dirección de equilibrio, los protones de cada voxel han de absorber fotones que los lleven del estado fundamental al estado excitado. En el caso de un campo $B_0=1.5$ T, esto se puede llevar a cabo iluminando el tejido con ondas electromagnéticas de RF de frecuencia $f=\omega_0/2\pi=\gamma B_0/2\pi=42.57$ B₀=63.85 MHz.



2.3 Física de la RMN. Estado de equilibrio y relajación.

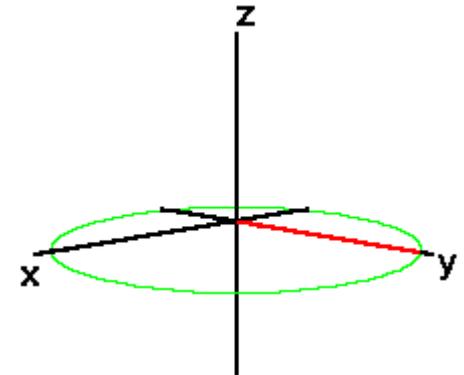
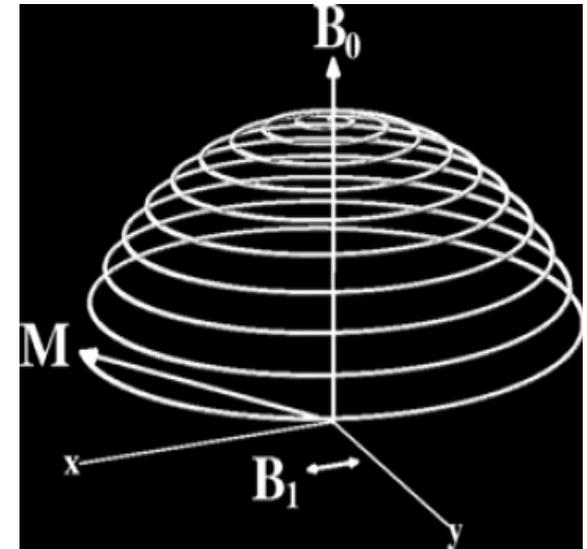
- Con B_0 apuntando en la dirección Z, estas ondas de RF se generan mediante dos bobinas (*coils*) cuyos ejes apuntan en direcciones X e Y y están alimentadas por corrientes eléctricas alternas de frecuencia angular ω_0 y en cuadratura de fase. Estas bobinas generan un campo magnético denominado B_1 que gira alrededor de Z y que se escribe como:

$$\vec{B}_1(t) = B_1 \cos(\omega_0 t) \vec{u}_x + B_1 \sin(\omega_0 t) \vec{u}_y$$

- La imanación en este estado fuera del equilibrio describe un [movimiento de precesión](#) dado por la ecuación:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma(\vec{B} + \vec{B}_1(t))$$

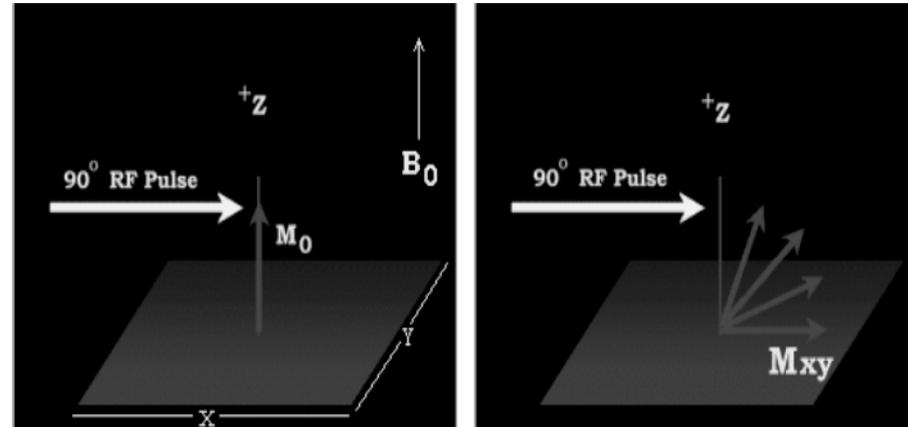
- En el sistema de referencia X'Y'Z que girase solidario con la imanación y con B_1 con frecuencia angular ω_0 , la imanación percibiría un campo B_1 estacionario. En ese sistema, [la imanación precesionará alrededor de \$B_1\$](#) con frecuencia angular $\omega_1 = \gamma B_1$. Si B_1 apunta en $t=0$ en la dirección X', la imanación gira desde el eje Z hacia el eje X' describiendo un ángulo α con respecto a Z que se denomina *flip angle*:



$$\alpha = \int_0^t \gamma B_1 d\tau = \gamma B_1 t = \omega_1 t$$

2.3 Física de la RMN. Estado de equilibrio y relajación.

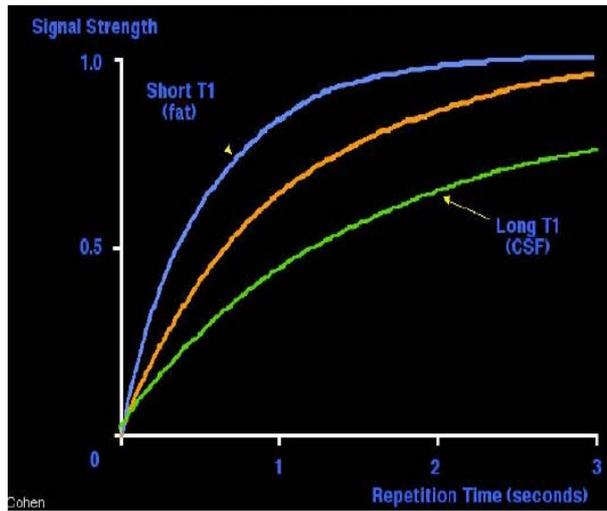
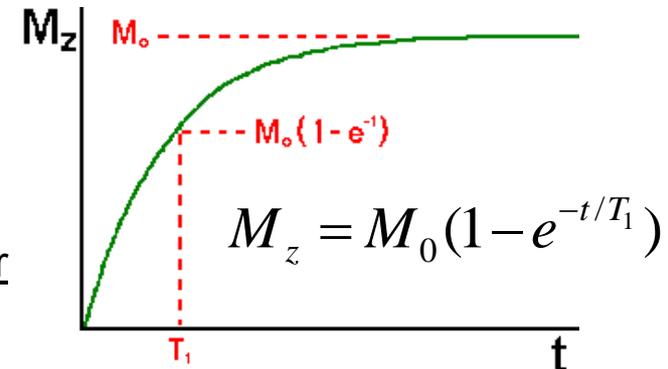
- En la obtención de una imagen mediante RMN se aplican pulsos de RF sobre los tejidos con una duración $t = \alpha / \omega_1$ que depende del valor de α deseado. Hay dos valores importantes del ángulo α que dan nombre a los pulsos de RF correspondientes más comúnmente usados:
 - Pulso de 90°: lleva la imanación del eje Z al eje X'. Desde el punto de vista clásico no hay imanación longitudinal en la dirección Z y después de que el pulso de RF de 90° finalice, la imanación rotará alrededor del eje Z. Desde el punto de vista cuántico, los dos estados de energía del spin están ocupados por igual.
 - Pulso de 180°: lleva la imanación al eje Z negativo. Desde el punto de vista cuántico la mayoría de los spines se encuentra en el estado de alta energía.
- Una vez que el pulso de RF finaliza, la imanación vuelve al estado de equilibrio dinámico en un proceso que se denomina **relajación**.



2.4 Física de la RMN. Procesos T1 y T2.

- **Relajación de la imanación longitudinal (M_z) o Proceso T1:**

- M_z retorna al estado de equilibrio siguiendo un crecimiento exponencial en el tiempo con una constante de tiempo T_1 . T_1 es específica de cada tejido y mide el tiempo que tardan los spines en reemitir la energía de RF absorbida. Parte de esta energía es captada con mayor o menor velocidad por el entorno molecular, que se calienta.



T1 constants (in ms) at different field strengths

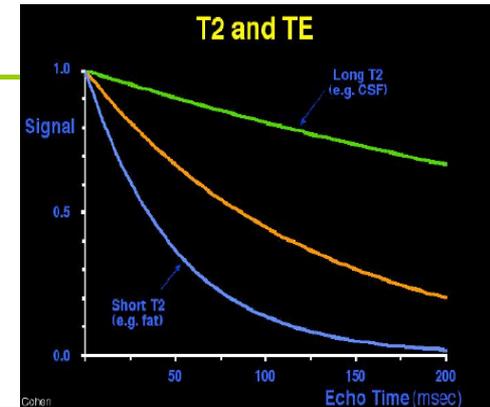
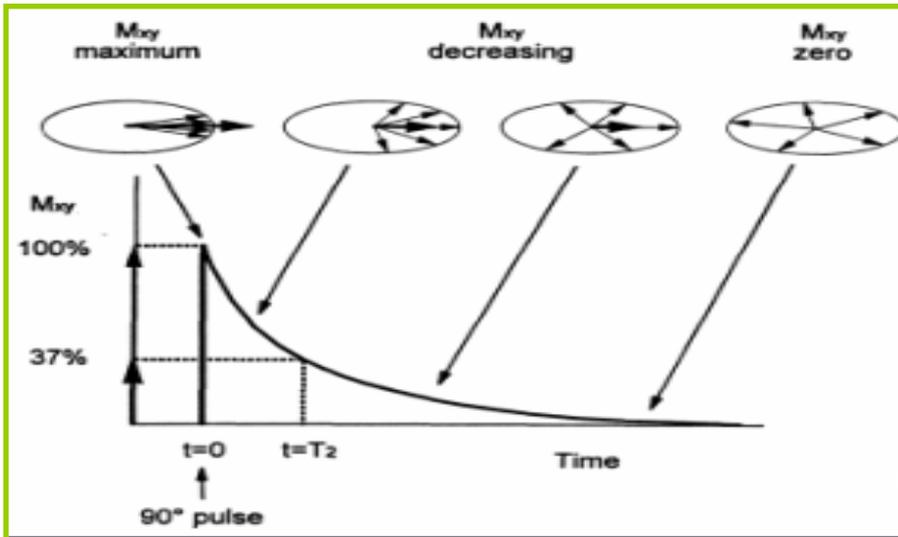
	0.2 Tesla	1.0 Tesla	1.5 Tesla
Fat		240	
Muscle	370	730	860
White matter	390	680	780
Gray matter	490	810	920
CSF	1 400	2 500	3 000

(CSF: fluido cerebroespinal)

2.4 Física de la RMN. Procesos T1 y T2.

- **Relajación de la imanación transversal (M_{xy}) o Proceso T2:**

- También se llama relajación spin-spin. La imanación transversal M_{xy} desaparece retornando al estado de equilibrio siguiendo un decrecimiento exponencial en el tiempo con una constante de tiempo T2 específica de cada tejido. Físicamente se debe a que cada protón ve un campo magnético estático ligeramente distinto debido al entorno químico (H_2O , $-OH$, $-CH_3$, ...) y así cada spin precesiona con una frecuencia de Larmor ligeramente distinta, por lo que se desfasan.



T2 constants (in ms)

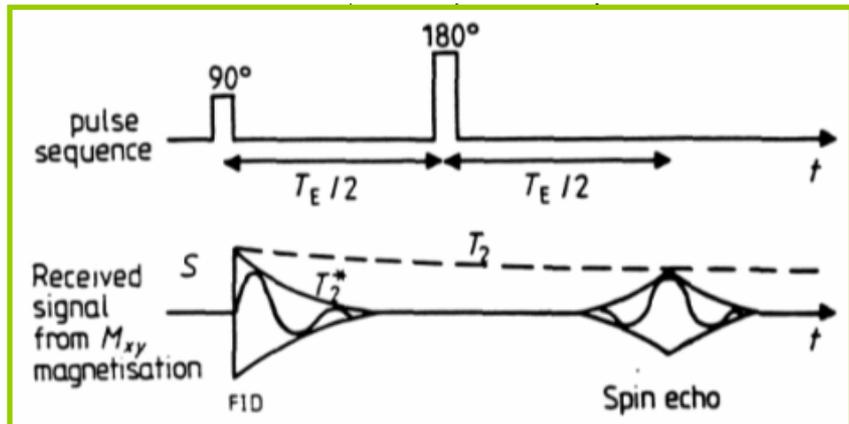
Fat	85
Muscle	45
White matter	90
Gray matter	100
CSF	1 400

$$1/T2^* = 1/T2 + 1/T2_{inhomo}$$

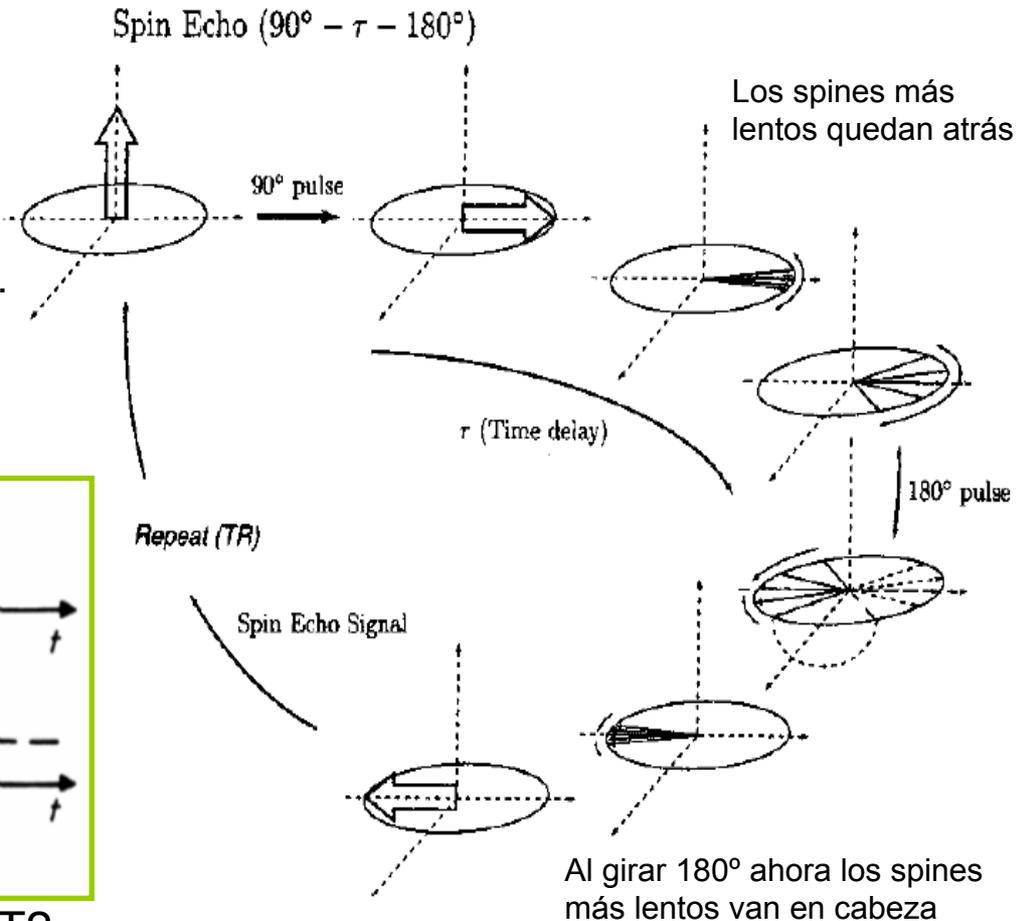
Variaciones en B_0

2.5 Secuencia de pulsos spin-eco

- La señal emitida por los spines (FID) después de la aplicación de un pulso de 90° comienza a decaer inmediatamente después de la finalización del pulso debido a un proceso T_2 , por lo que es muy difícil medirla desde un punto de vista técnico.
- Por ello se emplea una secuencia spin-eco que consta de un pulso de 90° seguido de un pulso de 180° tras un tiempo τ . La señal se mide tras un **tiempo de eco** ($TE = 2\tau$) desde el inicio del pulso de 90° . La secuencia se repite a intervalos llamados **tiempo de repetición** (**TR**).



La amplitud del eco decae con T_2



2.6 Tipos de imagen: T1, T2, densidad protónica

La señal que se mide en una secuencia espin-eco es proporcional a:

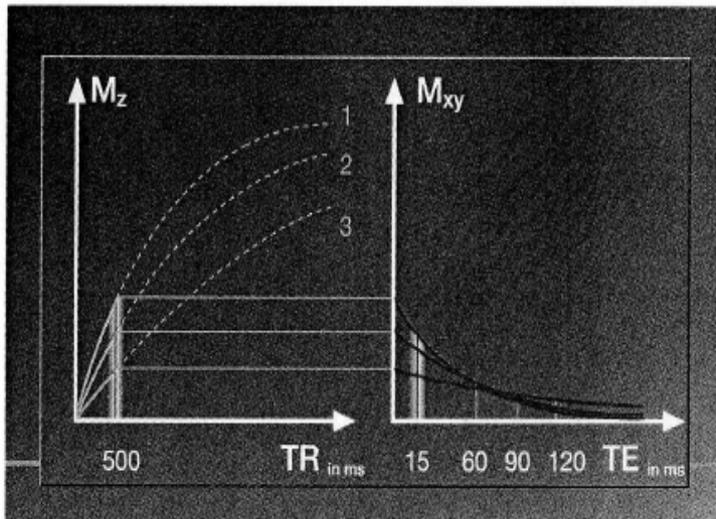
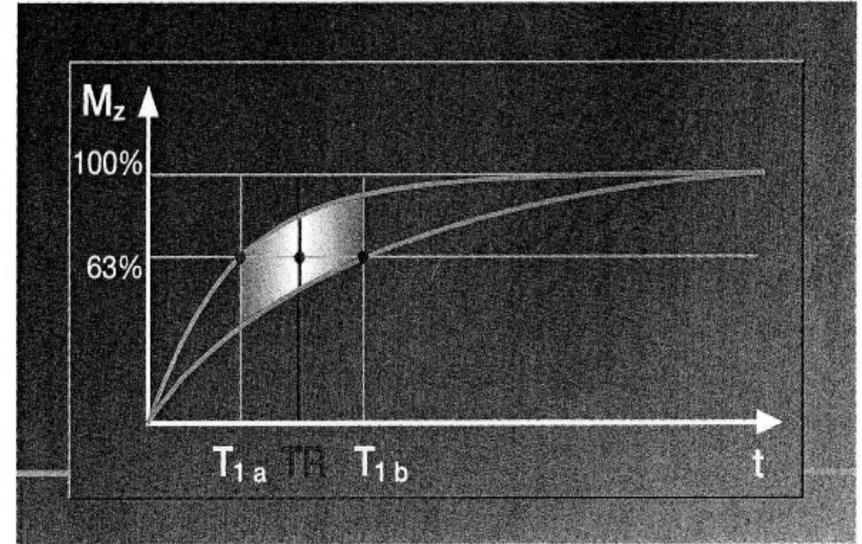
$$\rho (1 - e^{-TR/T1}) e^{-TE/T2}$$

Los tiempos de relajación T1 y T2 son característicos de cada tejido. Para obtener contraste (en escala de grises) entre un tejido y otro en la imagen hay que lograr que las señales dependan en gran medida de esos tiempos de relajación. Para ello se ajustan el TE y el TR según se desee obtener una imagen con información sobre T1 o T2. También es posible hacer que el contraste en la imagen responda a la diferente densidad de protones (contenido en agua) en los tejidos.

2.6 Tipos de imagen: T1, T2, densidad protónica

Imágenes T1

La imanación longitudinal M_z vuelve al equilibrio después de un tiempo que es 4 o 5 veces T_1 . Si el TR entre pulsos es menor que T_1 , M_z no llega a saturarse y como la imanación transversal (la que genera la señal) es proporcional a M_z , habrá contraste en la imagen asociado a los distintos valores de T_1 de los tejidos.

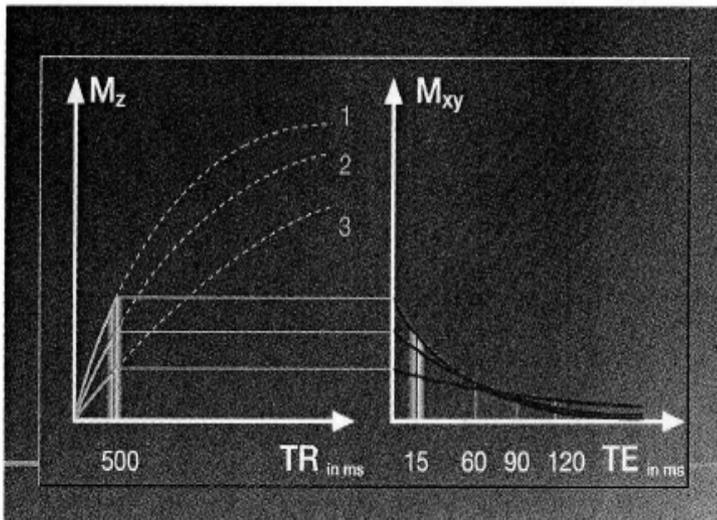
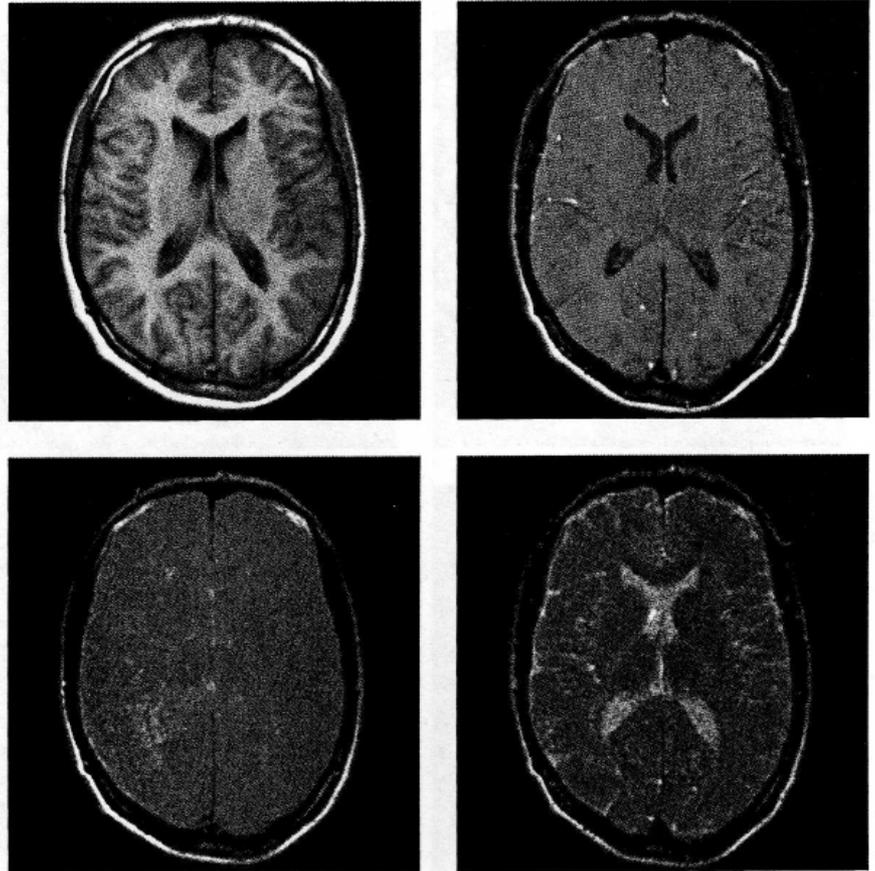


Por otro lado, TE ha de ser pequeño para que la imanación transversal tenga un valor apreciable.

2.6 Tipos de imagen: T1, T2, densidad protónica

Imágenes T1

TR = 500	1
TE = 15	
TR = 500	2
TE = 60	
TR = 500	3
TE = 90	
TR = 500	4
TE = 120	

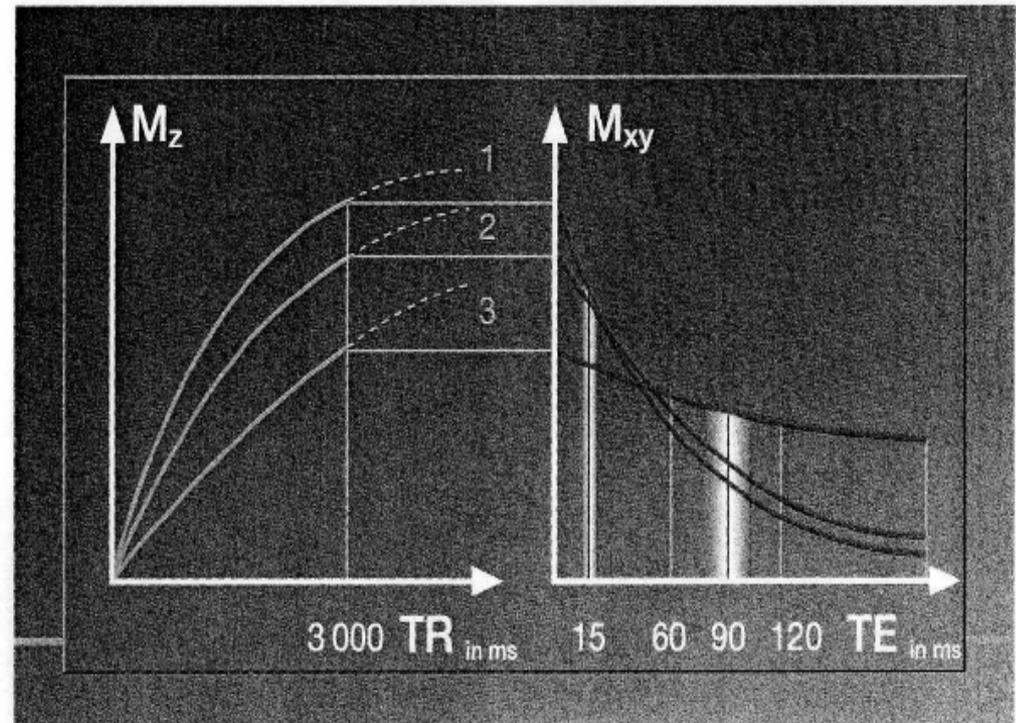


T1: TR corto, TE corto

2.6 Tipos de imagen: T1, T2, densidad protónica

Imágenes de densidad protónica

Usando TR largos, M_z se satura para todos los tejidos por lo que la diferencia en las señales proviene de la densidad de protones en cada tejido. Como TE es corto, no ha dado tiempo a que los spines de los distintos tejidos se desfasen por lo que la imanación transversal es grande para todos los tejidos.



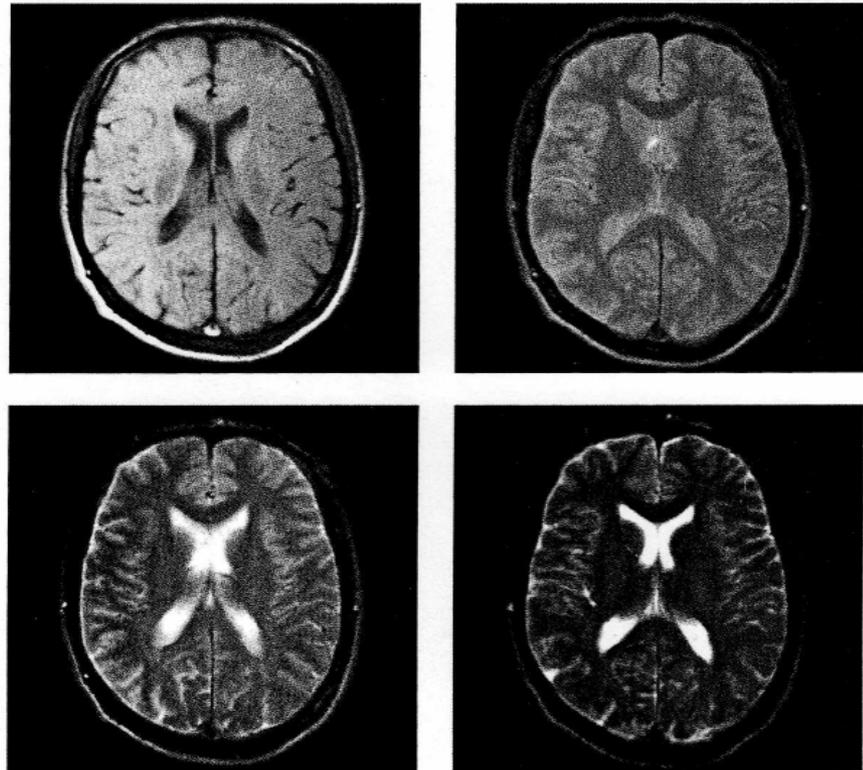
T1: TR largo, TE corto

2.6 Tipos de imagen: T1, T2, densidad protónica

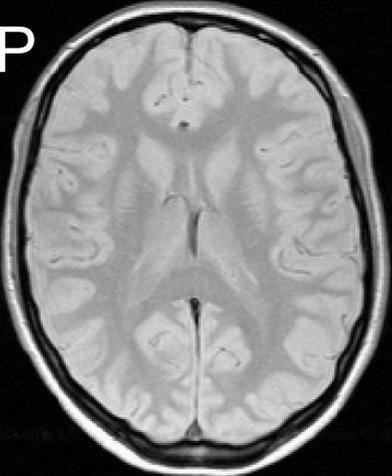
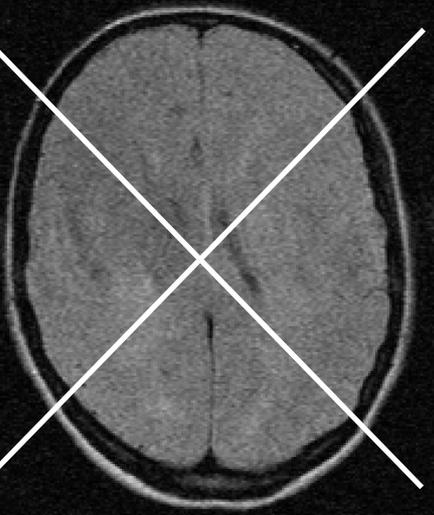
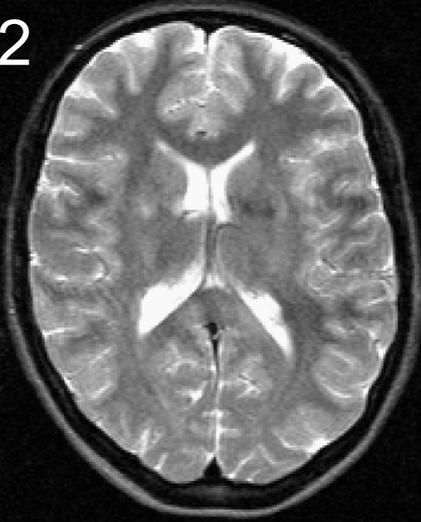
Imágenes T2

Con un TE largo el tiempo τ hasta el pulso de 180° es grande. En los tejidos con T2 corto los spines se habrán desfasado más y la imanación transversal será menor, por lo que darán menos señal que los tejidos con T2 largo. La diferencia en las señales de los distintos tejidos vendrá dada por los diferentes valores de T2 y de ahí el alto contraste en la imagen.

1
TR = 2 500
TE = 15
2
TR = 2 500
TE = 60
3
TR = 2 500
TE = 90
4
TR = 2 500
TE = 120

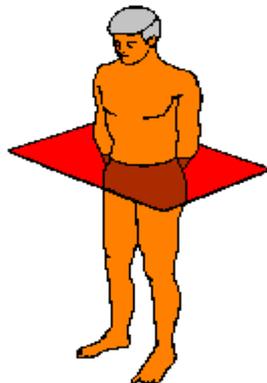


T1: TR largo, TE largo

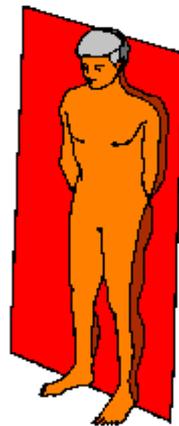
	TR corto	TR Largo
TE corto	T1 	DP 
TE largo		T2 

3. Técnica de obtención de imágenes

- Las señales (FID) detectadas mediante bobinas contienen información sobre la localización espacial de los spines que emiten esas señales. Esa información está contenida en la frecuencia y en la fase de las señales. La codificación de la información se realiza aplicando un campo magnético estático que varía espacialmente. Esto último se realiza por medio de gradientes lineales de campo en las direcciones XYZ que se superponen a un campo estático principal (tanto este campo principal como los gradientes apuntan en dirección Z). Estos gradientes permiten seleccionar el corte que se desea visualizar y codifican en fase y frecuencia los spines en dicho corte.
- Tipos de corte:



AXIAL



CORONAL



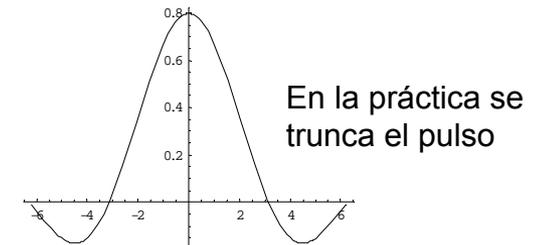
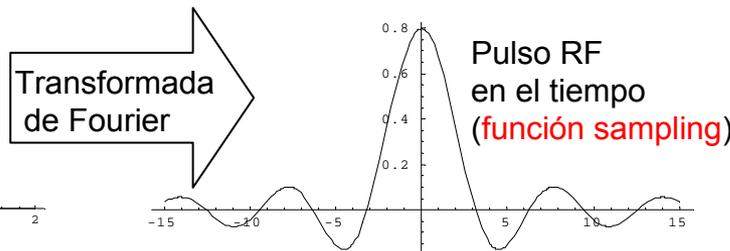
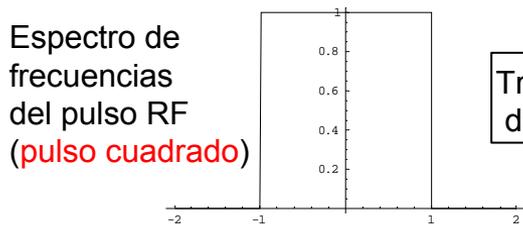
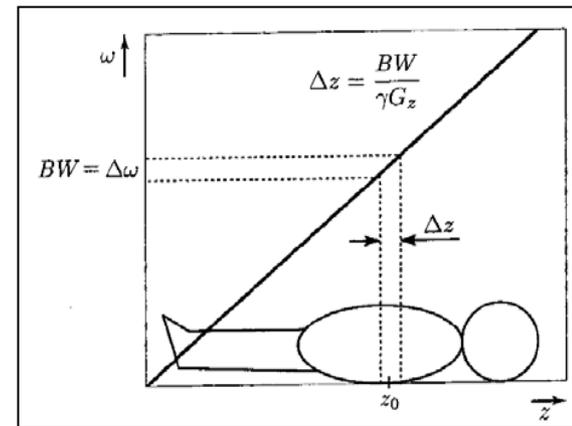
SAGITTAL

3.1 Selección del corte

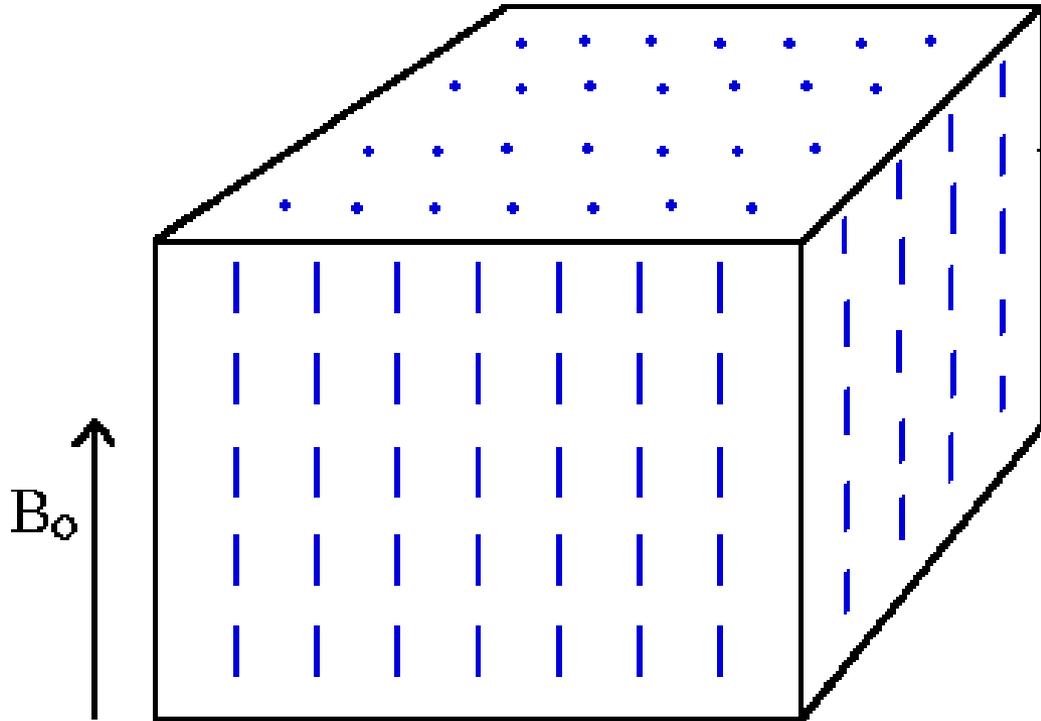
- Veremos como ejemplo la selección de un corte axial, esto es, perpendicular al eje Z. Para ello, al campo estático y uniforme B_0 que apunta en esa dirección se le superpone un campo que también apunta en dirección y que varía linealmente con z. El campo total será entonces:

$$\vec{B} = B_0 \vec{u}_z + G_z z \vec{u}_z, \quad G_z = \partial B_z / \partial z = \text{cte.} \quad B_0 = 0.2 - 3 \text{ T}, \quad G_z = 10 - 40 \text{ mT/m}$$

- Ahora la frecuencia de Larmor depende de z como $\omega = \gamma(B_0 + G_z z)$ y una rodaja de espesor Δz contiene un rango de frecuencias $\Delta\omega = \gamma G_z \Delta z$.
- Si el centro del corte está situado en z_0 , un pulso de ondas de RF centrado en la frecuencia $\omega_0 = \gamma G_z z_0$ y con ancho de banda $BW = \gamma G_z \Delta z$ excitará los spines del corte (**espesor típico $\Delta z = 3 \text{ mm}$**).



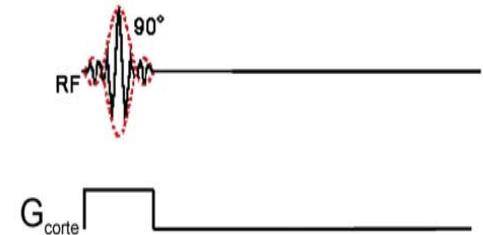
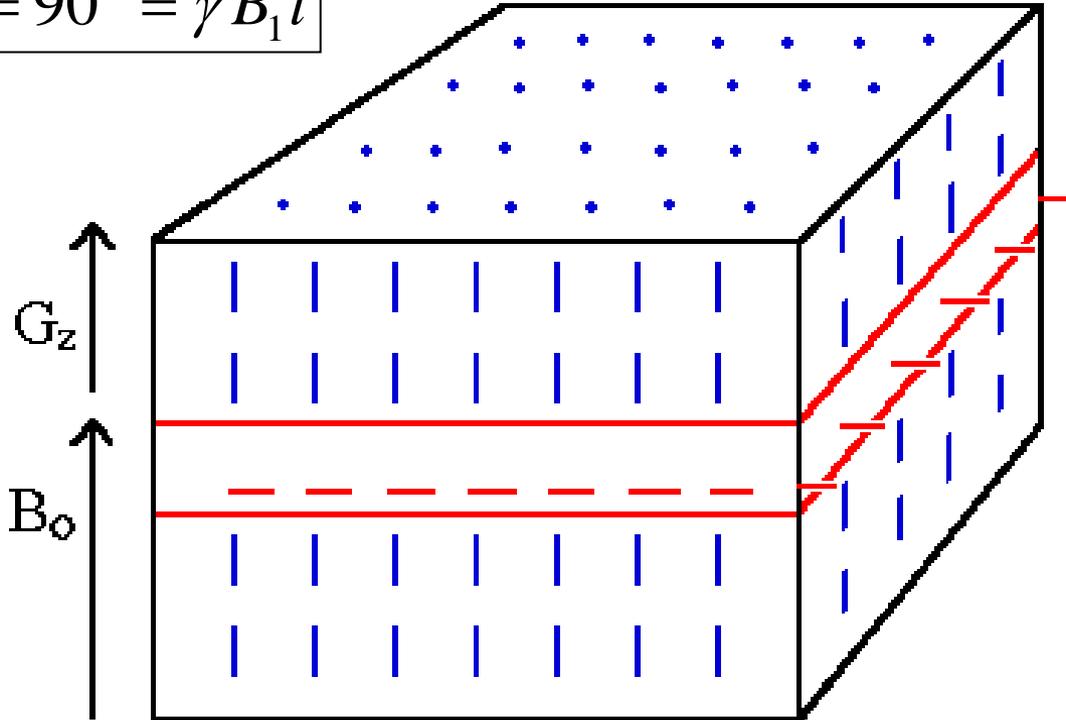
3.1 Selección del corte



3.1 Selección del corte

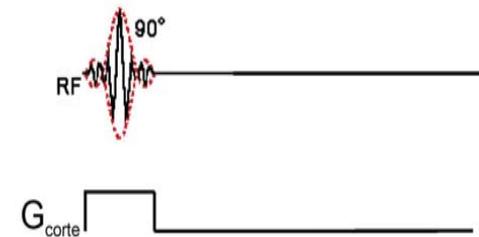
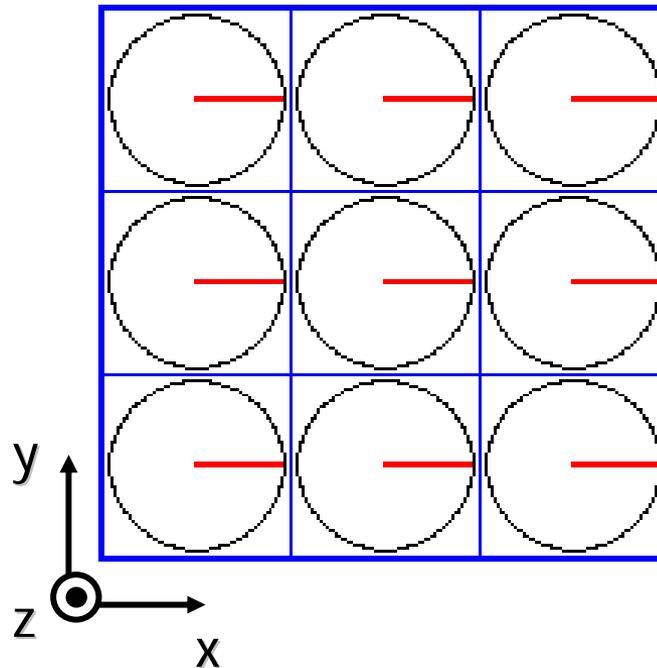
- El pulso de RF hace precesionar los spines del corte seleccionado alrededor del campo B_1 del pulso. La duración del pulso y la amplitud del campo de RF se ajustan para que el ángulo girado sea 90° .

$$\alpha = 90^\circ = \gamma B_1 t$$



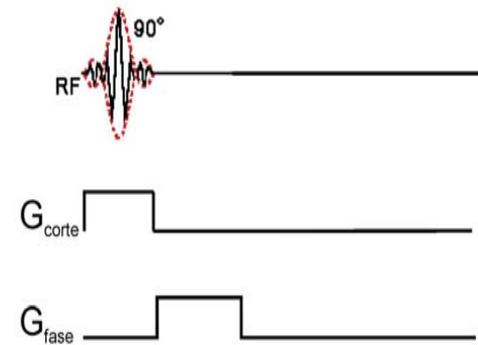
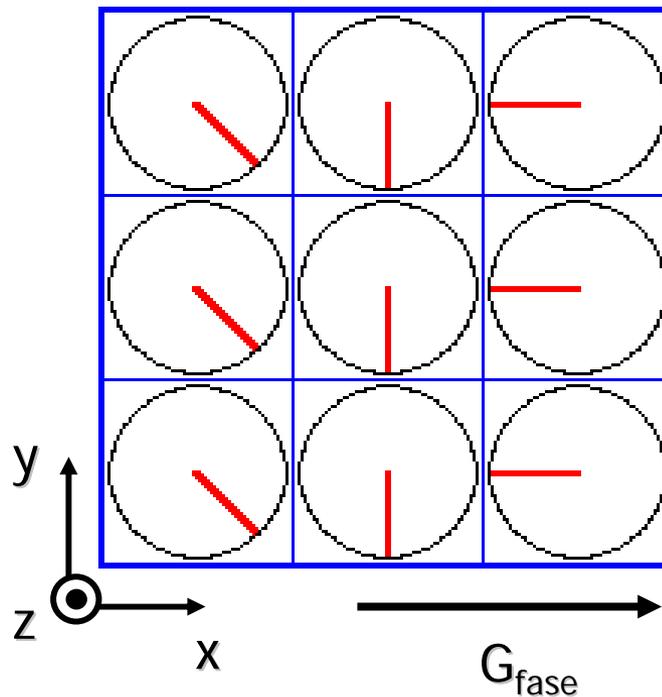
3.2 Codificación en fase y frecuencia dentro del corte

- Los spines seleccionados precesionan en fase con la misma frecuencia de Larmor.



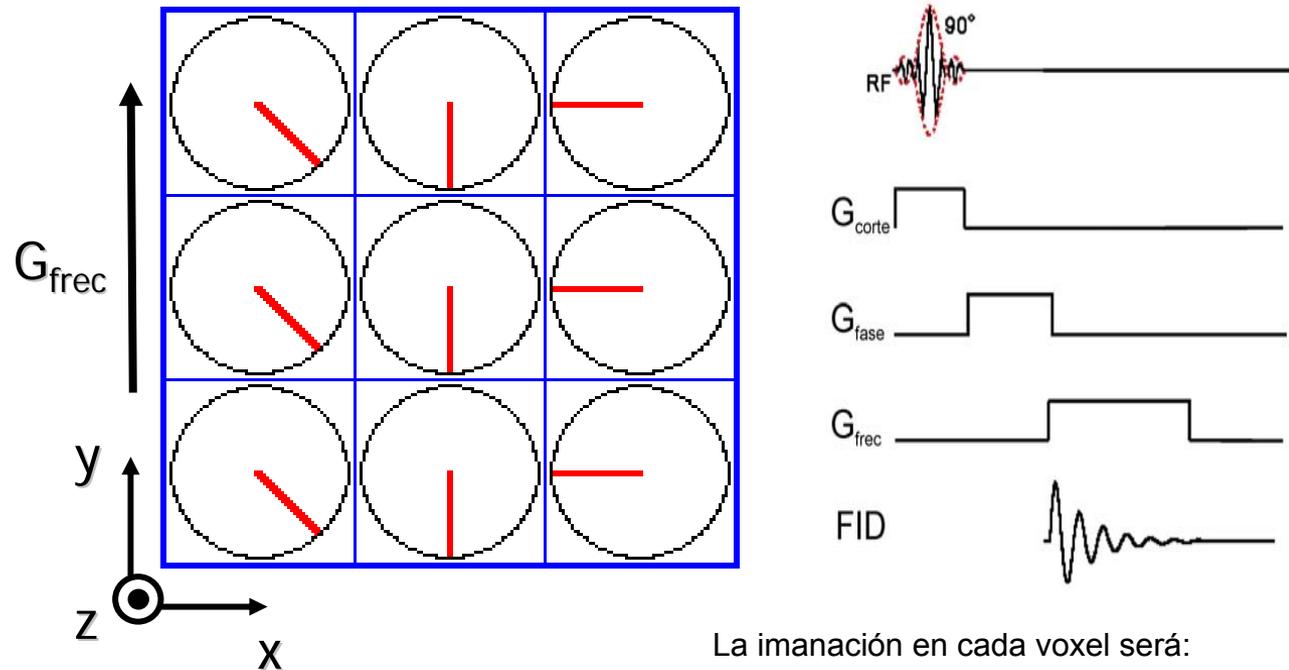
3.2 Codificación en fase y frecuencia dentro del corte

- Un gradiente de campo estático es aplicado en una dirección transversal durante un breve intervalo de tiempo introduciendo así una variación en la Frecuencia de Larmor en esa dirección. Una vez finalizado ese intervalo de tiempo el gradiente transversal es suprimido, por lo que todos los spines vuelven a precesionar con la misma frecuencia de Larmor pero ahora lo hacen desfasados.



3.2 Codificación en fase y frecuencia dentro del corte

- A continuación otro gradiente de campo estático en la otra dirección transversal es aplicado para introducir una variación espacial en la Frecuencia de Larmor a lo largo de esa dirección. En consecuencia, cada uno de los spines precesiona con fase y frecuencia distintas, esto es, a cada pareja de valores (x,y) le corresponde una pareja (ω, ϕ) . Así se logra codificar espacialmente la información sobre cada punto del corte anatómico.



La imanación en cada voxel será:

$$M(x, y, t) = M(x, y, 0) e^{-i\omega t - i\phi}$$

3.3 Construcción de la imagen

$$M(x, y, t) = M(x, y, 0) e^{-i\omega t - i\phi} \quad ; \quad \omega = \gamma G_x x, \quad \phi = \gamma G_y y \tau$$

$$\begin{aligned} \text{Integrando: } \iint M(x, y, t) dx dy &= \iint M(x, y, 0) e^{-i\omega t - i\phi} dx dy = \\ &= \iint M(x, y, 0) e^{-iG_x x t - iG_y y \tau} dx dy = \iint M(x, y, 0) e^{-ik_x x t - ik_y y} dx dy \end{aligned}$$

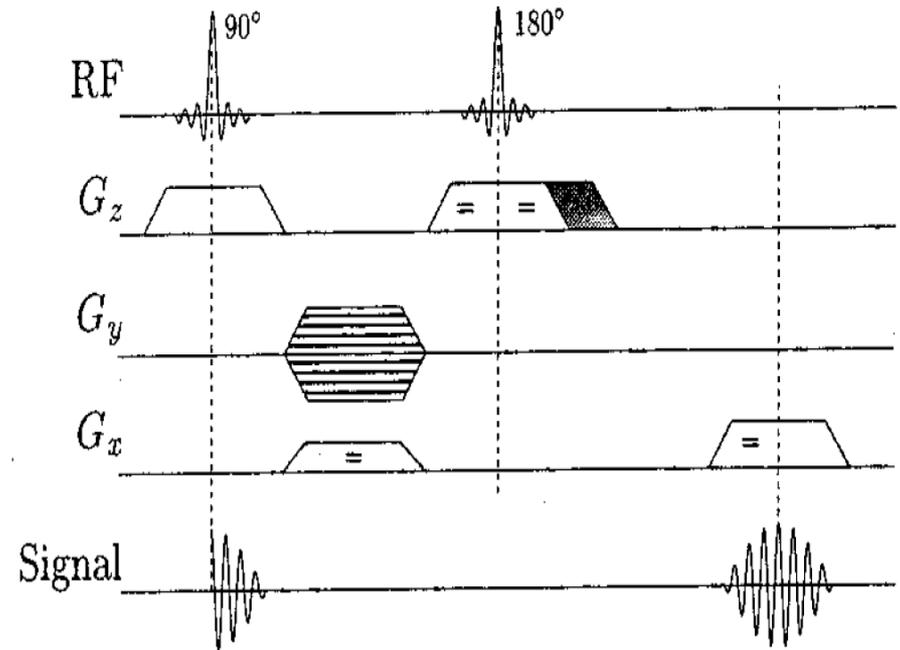
$$\text{donde } k_x = \gamma G_x t \quad ; \quad k_y = \gamma G_y \tau$$

$$\text{Por tanto: } s(t) = \iint M(x, y, 0) e^{-ik_x x t - ik_y y} dx dy = F[\tilde{M}(k_x, k_y)]$$

- No se mide directamente la distribución espacial de la imagen sino el contenido espectral en el espacio de Fourier. La señal emitida por todos los spines del corte se capta a lo largo del tiempo y se almacena discretizada. El proceso se repite tantas veces como número de líneas contendrá la imagen. Cada línea corresponde a un valor de Gy. Una vez almacenadas todas las señales se efectúa una transformada de Fourier de las mismas obteniéndose finalmente la distribución espacial de la imagen.

3.4 Secuencia de pulso básica: spin-eco

- Un gradiente de selección de corte G_z se aplica junto con los pulsos de 90° y 180° .
- Gradientes de fase G_y se aplican para cada línea de la imagen con una duración τ que inducen un desfase $\phi(y) = \gamma G_y \tau$.
- Finalmente se aplica un gradiente de frecuencia G_x y se toman muestras discretas de la señal durante la aplicación del mismo.



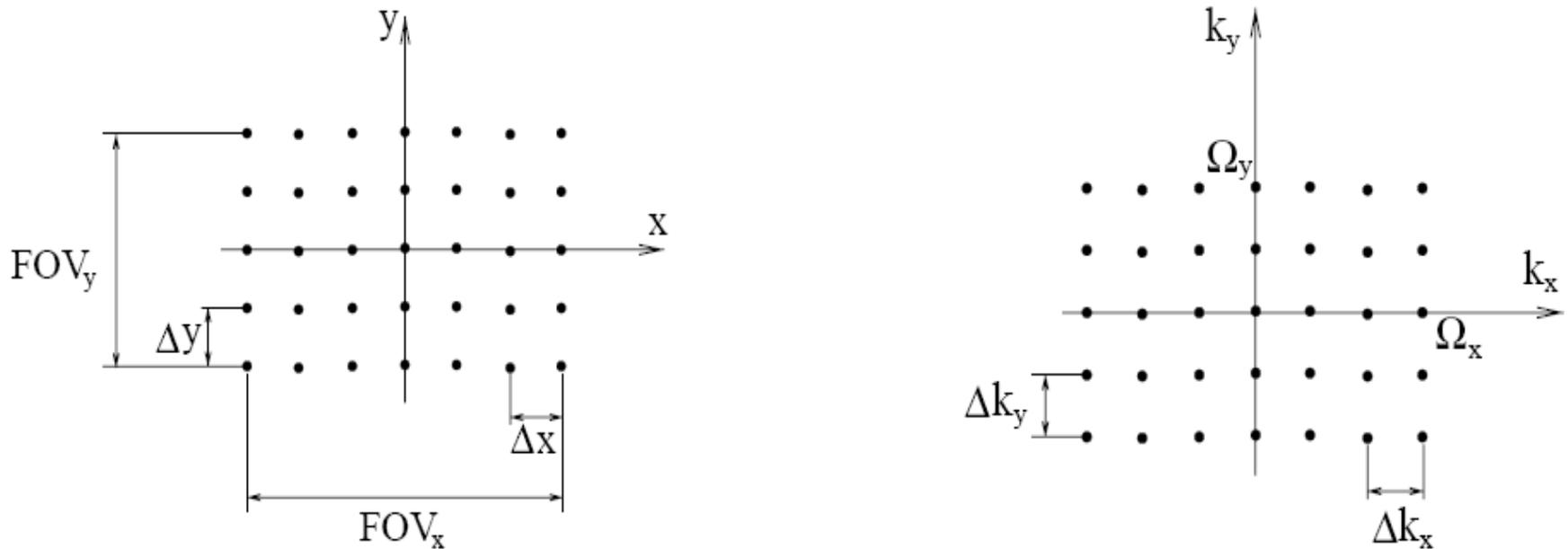
Los datos adquiridos se almacenan en una matriz típicamente de 256×256 . Cada fila de la matriz corresponde a un valor de G_y y dentro de cada fila tenemos 256 muestras medidas a lo largo del tiempo que dura el gradiente G_x .

Finalmente se efectúa la transformada inversa de Fourier discreta 2D de la matriz (FFT). Tiempo de adquisición: $T_{ac} = N_{ac} N_{Gy} TR$

(Ej.: $N_{ac} = 1$, $N_{Gy} = 256$, $TR = 500\text{ms}$, $T_{ac} = 2 \text{ minutos}$)

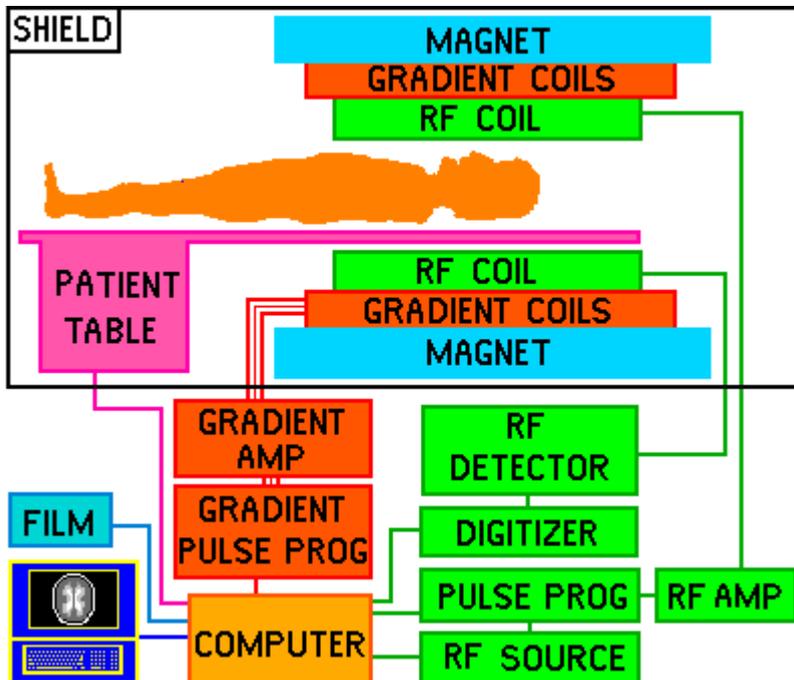
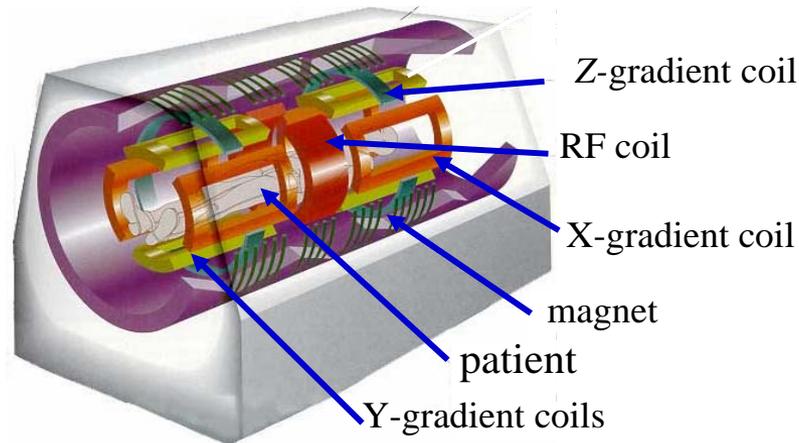
3.5 Resolución en el espacio de Fourier y resolución espacial

Supongamos que el corte tiene un área $FOV_x \times FOV_y$ (donde FOV quiere decir *field of view* o campo de visión). En el espacio de Fourier, para evitar aliasing el criterio de Nyquist establece que la distancia entre muestras ha de ser $\Delta k_x \ll 1/FOV_x$. Como $\Delta k_x = \gamma/2\pi G_x \Delta t$ entonces $G_x \Delta t \ll 2\pi/\gamma FOV_x$. En la práctica se fija Δt (el intervalo de muestreo temporal) y G_x se escala al campo de visión FOV. La inversa de Δt se llama frecuencia de muestreo y se mide en KHz.



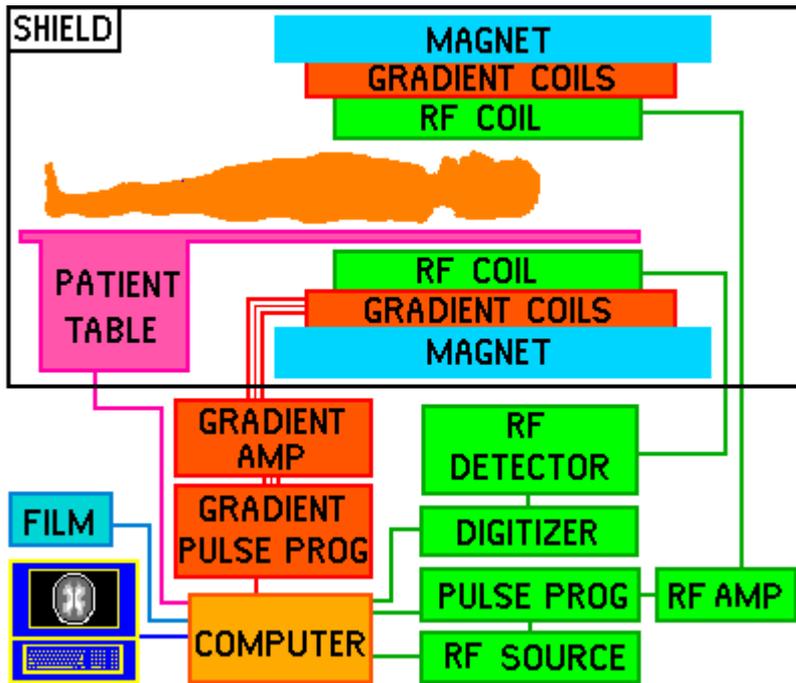
La resolución espacial vendrá dada por el cociente entre el FOV y el número de muestras (128 o 256) y **puede ser de hasta 1 mm.**

4. Componentes de un equipo de RM



- **Imán** (*magnet*): produce el campo magnético B_0
- **Bobinas de gradiente** (*gradient coils*): producen gradientes añadidos a B_0 en las direcciones x, y, z. Un **amplificador de gradiente** (*Gradient Amp.*) controlado por el **ordenador** incrementa la potencia de los pulsos de gradiente al nivel suficiente.
- **Bobina de RF** (*RF coil*): produce el campo B_1 que hace rotar los spines 90° o 180° u otro valor relacionado con la secuencia de pulsos empleada. También puede detectar la señal (FID) emitida por los spines.

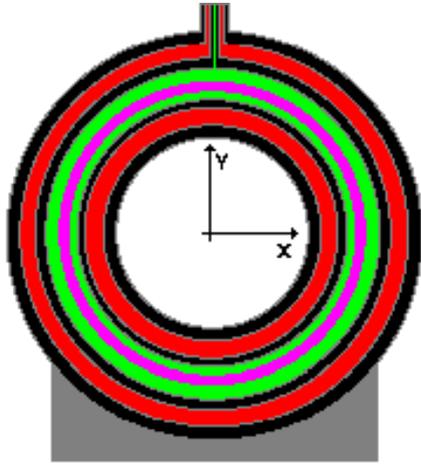
4. Componentes de un equipo de RM



- El ordenador controla la **fuentes de pulsos de RF** (*RF source*) que produce ondas senoidales. El **programador de pulsos** (*pulse programmer*) da forma de función sampling a las ondas senoidales. Finalmente el **amplificador de RF** (*RF amplifier*) incrementa la potencia de los pulsos desde mW hasta kW.

- **Camilla** (*patient table*): el paciente se sitúa tumbado sobre ella. Se mueve controlada por el ordenador con precisión de 1 mm.
- El equipo se instala en una habitación rodeada por un **apantallamiento** (*shield*) para evitar interferencias con señales de RF de Radio o TV.

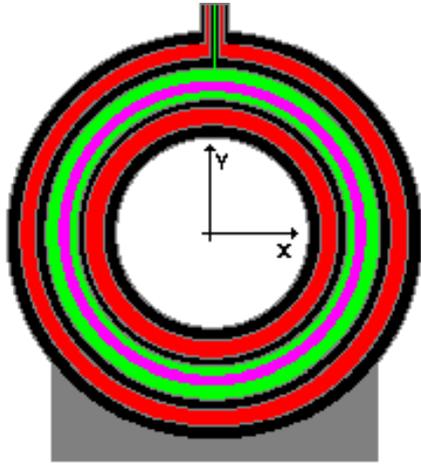
4.1 Imán



- Vacuum**
- Liquid Helium**
- Liquid Nitrogen**
- Container & Support**
- Superconducting Coil**

- La mayoría de los imanes son electroimanes fabricados a partir de bobinas superconductoras enfriadas a temperaturas próximas a 0K para reducir casi por completo su resistencia eléctrica.
- De esta manera se logran corrientes enormes que producen el elevado valor del campo magnético B_0 que se requiere.
- Una vez inyectada la corriente en la bobina, esta fluye casi sin pérdidas de forma permanente (el campo magnético que generan sólo varía en una parte por millón al cabo de un año).
- En este ejemplo correspondiente al imán de una máquina de 1.5T la bobina superconductora es enfriada mediante helio líquido hasta los 4.2K. El volumen típico de helio es de 1700 litros y se mantiene dentro de un gran vaso dewar el cual está sumergido a su vez en nitrógeno líquido a 77.4K. En otros diseños se prescinde del nitrógeno y se enfría el dewar mediante un sistema refrigerante.

4.1 Imán



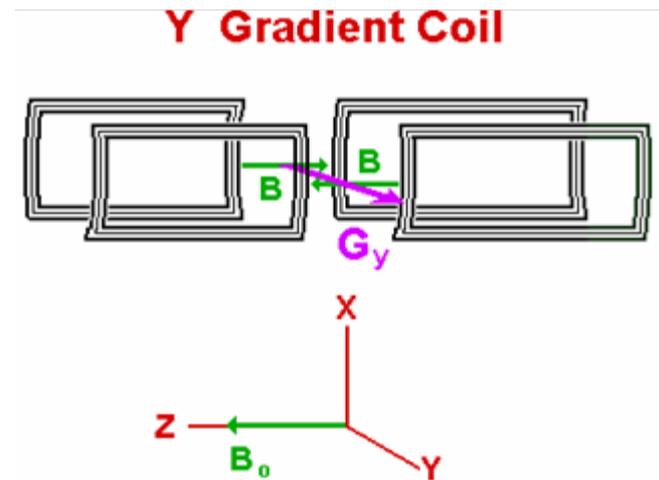
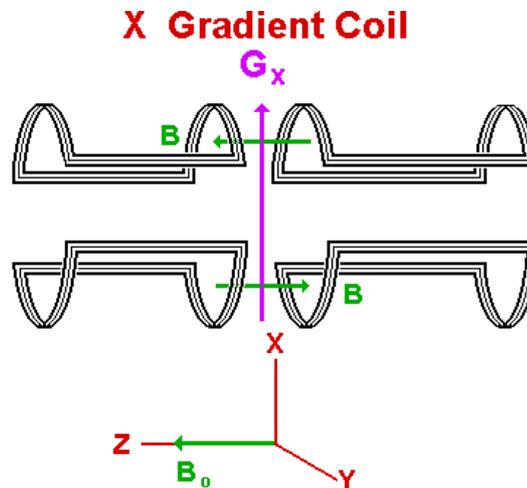
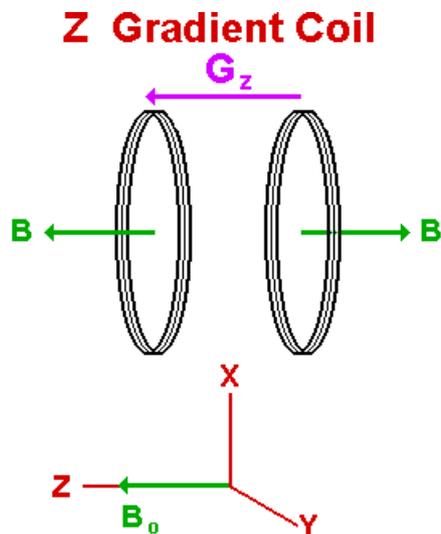
- Vacuum
- Liquid Helium
- Liquid Nitrogen
- Container & Support
- Superconducting Coil

- **Seguridad:** La mayor fuente de riesgo para la integridad física de los pacientes y operarios de un equipo de RM no es el empleo de la RF, ya que es una radiación no ionizante, sino el potente campo magnético generado por el imán. Este riesgo no deriva de efectos biológico del campo sobre las células, sino de la posibilidad de sufrir traumatismos al ser golpeado por objetos ferromagnéticos (hierro, níquel o acero; cobre y aluminio no entrañan riesgo) que son poderosamente atraídos por el imán.
 - Para evitar accidentes, pacientes y operarios han de despojarse de estos objetos antes de acceder a la sala apantallada que contiene el equipo. La sala ha de estar también libre de estos objetos (se ha llegado a registrar al menos un accidente mortal cuando un niño fue golpeado por un tanque de oxígeno en 2001).
 - Como problema menor, existe también el riesgo de inutilización de tarjetas bancarias.

Algunos pacientes experimentan claustrofobia al ser introducidos en el imán. Para estos se dispone de unidades abiertas de 0.2 o 0.3 T.

4.2 Bobinas de gradiente

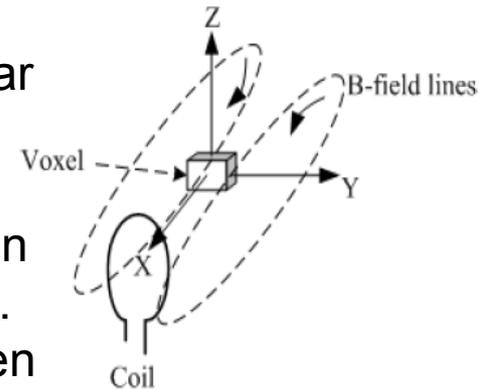
- Producen campos en dirección Z que varían en X, Y, Z (gradientes) y que se superponen al campo B_0 . Como el valor de estos campos es mucho más pequeño que B_0 no es preciso que las bobinas sean superconductoras por lo que se encuentran a temperatura ambiente. El ejemplo que se muestra es para una máquina horizontal.
- Gradiente en dirección Z; se obtiene con una configuración antihelmholtz (dos bobinas idénticas enfrentadas y con corrientes en sentidos opuestos)
- Los gradientes en X e Y se crean mediante pares de bobinas con forma de silla de montar.



La principal molestia para el paciente (aparte de la claustrofobia) procede del [ruido](#) ocasionado por la activación de los pulsos de corriente en las bobinas de gradiente.

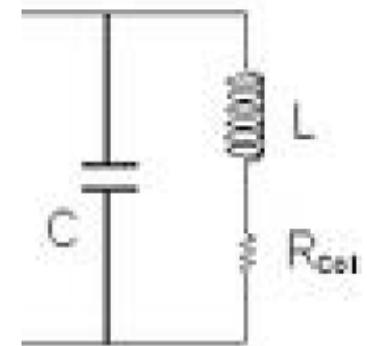
4.3 Bobinas de RF

- Las bobinas de RF (*RF coils*) crean el campo B_1 que hace rotar el vector imanación en una secuencia de pulsos. También detectan la imanación transversal a medida que precesiona en el plano XY (que debe ser perpendicular a la bobina). Si realizan ambas funciones se denominan bobinas emisoras y receptoras. Si sólo realizan una única función se denominan emisoras o bien receptoras.



- Las bobinas de RF juegan el mismo papel que la lente en una cámara fotográfica en el sentido de que habrá que usar una u otra dependiendo de si se quiere por ejemplo una imagen de una región pequeña y próxima, o bien de una región extensa y lejana,. Una unidad de RM cuenta siempre con un juego de diferentes bobinas.

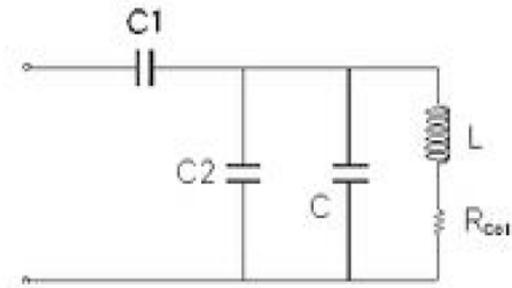
- Una bobina consiste en un circuito eléctrico que debe resonar a la frecuencia de operación de la unidad de RM. De esta manera, tanto el campo B_1 creado por una bobina al hacerle pasar una corriente como la f.e.m. inducida por la imanación serán importantes. La bobina posee una autoinducción (L) en serie con una resistencia (R_{coil} , muy pequeña) y por medio de un condensador de cierta capacidad (C) conectado en paralelo se consigue la frecuencia de resonancia deseada (ν):



$$\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

4.3 Bobinas de RF

- Para conseguir la máxima transferencia de potencia entre la bobina y la unidad de RM, además de resonar a la frecuencia apropiada, la bobina debe presentar una impedancia de entrada de 50Ω ya que ésta es la impedancia característica de todo el sistema de RF. Por ello, mediante otro condensador en serie (C1) de capacidad variable se ajusta ésta para conseguir los 50Ω a la entrada del circuito.
- Además, la bobina puede necesitar ser sintonizada a la frecuencia deseada para cada paciente o parte del cuerpo, por lo que también es preciso introducir un condensador variable en paralelo (C2).
- Para sintonizar la bobina a la frecuencia de resonancia se utiliza en el laboratorio un fantasma (*phantom*) que simula las características eléctricas del cuerpo. Es un recipiente con un electrolito disuelto que se pone en contacto con la bobina. A efectos de cálculo, el fantasma se modela mediante una resistencia.



4.3 Bobinas de RF. Relación señal/ruido

• La señal eléctrica captada por una bobina siempre presenta un ruido de fondo causado por corrientes de origen térmico que fluctúan de manera aleatoria que tienen su origen en la propia bobina y en la distribución de spines. La relación señal/ruido o *signal-to-noise ratio* (SNR) se emplea para describir la contribución relativa de la señal real frente al ruido de fondo y representa un criterio para cuantificar la calidad de una imagen.

• Un procedimiento para reducir la SNR consiste en adquirir un cierto número de veces (N_{ex}) la misma imagen y hacer un promedio de la señales medidas. Como el ruido es aleatorio, su promedio será reducido. Puede demostrarse que:

$$SNR \propto \left[\frac{FOV_x}{N_x} * \frac{FOV_y}{N_y} * SL \right] * \sqrt{\frac{NEX * N_x * N_y}{BW}}$$

where

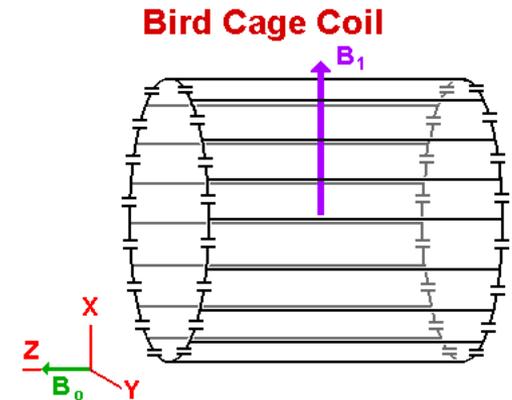
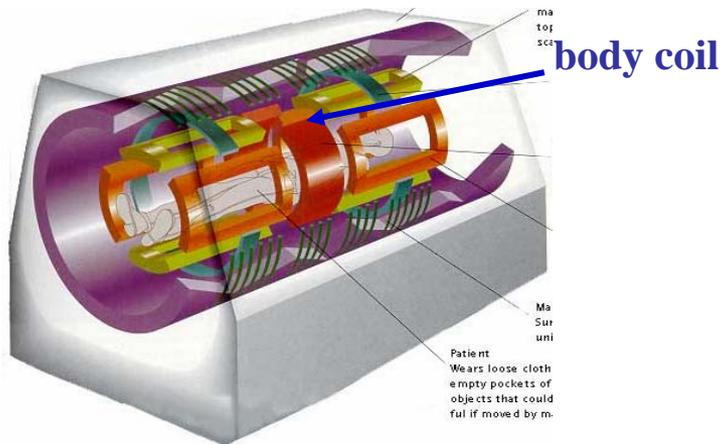
FOV_x	= size FOV in X dimension (mm)
FOV_y	= size FOV in Y dimension (mm)
N_x	= number of frequency encode samples
N_y	= number of phase encode samples
SL	= slice thickness (mm)
NEX	= number of excitations or averages
BW	= receive bandwidth

and simplifies to

$$SNR \propto \left[\text{Voxel Volume} \right] * \sqrt{\frac{\text{Total Data Acquisition Time}}{\text{Time}}}$$

4.3 Bobinas de RF: tipos de bobina

- **Bobinas de volumen:** rodean el objeto. Crean un campo muy uniforme pero su SNR es bajo. Pueden funcionar en emisión y recepción. Ejemplos:
 - bobina de cuerpo (*body coil*)
 - bobina de cabeza (head coil). Un diseño muy extendido se denomina jaula de pájaro (birdcage coil).



- **Bobinas internas:** suelen introducirse con un catéter para estudios vasculares.

4.3 Bobinas de RF: tipos de bobina

- **Bobinas de superficie:** son de uso muy extendido porque proporcionan un SNR muy elevado. El inconveniente es que sólo es así para tejidos situados muy próximos a la bobina. Una medida de esto la da la sensibilidad (sensitivity) de la bobina, que es proporcional al campo B1 que producirían al hacerles pasar una corriente de valor unidad. Esta sensibilidad decae con la distancia rápidamente:



$$S(t) = \iint \hat{M}_{xy}(x, y, t) C(x, y) e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy.$$

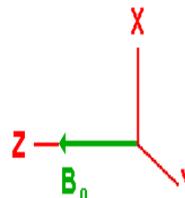
Surface Coil

Sensitive to RF fields in this direction.



Body coil: $C(x, y) = 1$

Surface Coil:
 $C(x, y)$ no es uniforme



4.3 SNR para bobinas de superficie

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{2} \frac{a^2 \hat{\mathbf{x}}}{(a^2 + z^2)^{3/2}}$$

$$\int \sigma |\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2 d^3 \mathbf{r} = \sigma \omega^2 \mu_0^2 I^2 \frac{a^3}{3}$$

$$\text{SNR} = \frac{V_{\max}}{\sqrt{\langle V_n^2 \rangle_{\text{time}}}}$$

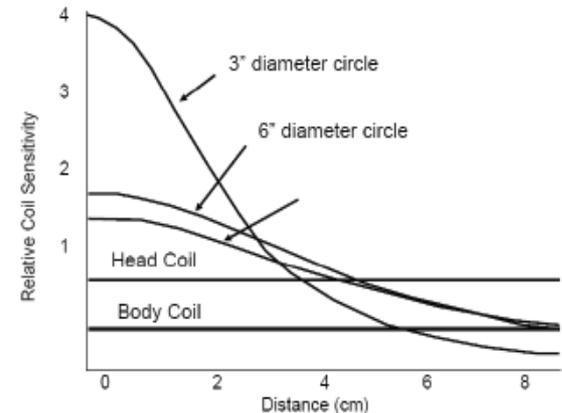
$$\begin{aligned} V_{\max} &= \omega C(\mathbf{r}_0) M_{\max}(\mathbf{r}_0) \\ &= \omega \frac{B_0 \gamma^2 \hbar^2}{4kT} \rho(\mathbf{r}_0) (\Delta V) C(\mathbf{r}_0) \\ &= \omega \frac{B_0 \gamma^2 \hbar^2}{4kT} \rho(\mathbf{r}_0) (\Delta V) [\hat{B}_x^{\text{coil}}(\mathbf{r}_0) - i \hat{B}_y^{\text{coil}}(\mathbf{r}_0)] \end{aligned}$$

$$R = \frac{1}{|I|^2} \int \sigma(\mathbf{r}) |\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2 d^3 \mathbf{r}$$

$$\langle V_n^2 \rangle_{\text{time}} = 4kTR\Delta f$$

$$\text{SNR}_{\max} = \sqrt{3} \frac{B_0 \gamma^2 \hbar^2}{\sqrt{\Delta f} (4kT)^{3/2}} \rho(\mathbf{r}_0) (\Delta V) \sqrt{\frac{a}{(a^2 + z^2)^3}}$$

SNR vs. Depth for Surface Coils



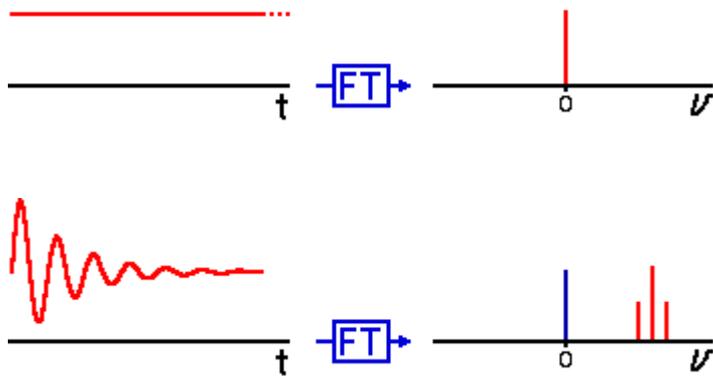
5.1 Artefactos

- Definición de artefacto (del inglés *artifact*): cualquier característica de la imagen que no está realmente presente en el objeto (corte) que se está visualizando.
- Puede ser consecuencia de una configuración inadecuada del sistema o de alguna actividad propia del organismo bajo estudio. Pueden ser muy variados. Ejemplos:

Artefacto	Causa
RF Offset	Error en el circuito de detección de RF
Ruido de RF	Fallo de apantallamiento de RF
B ₀ Inhomogeneo	Objeto de metal que distorsiona el campo estático B ₀
Gradiente	Fallo en los gradientes de campo estático
Movimiento	Movimiento de objetos durante la secuencia
Fluido	Movimiento de fluidos en el cuerpo durante la secuencia
Desplazamiento químico	Diferencia en la frecuencia de Larmor para distintos compuestos
Wrap Around	FOV elegido no apropiado

5.1 Artefactos

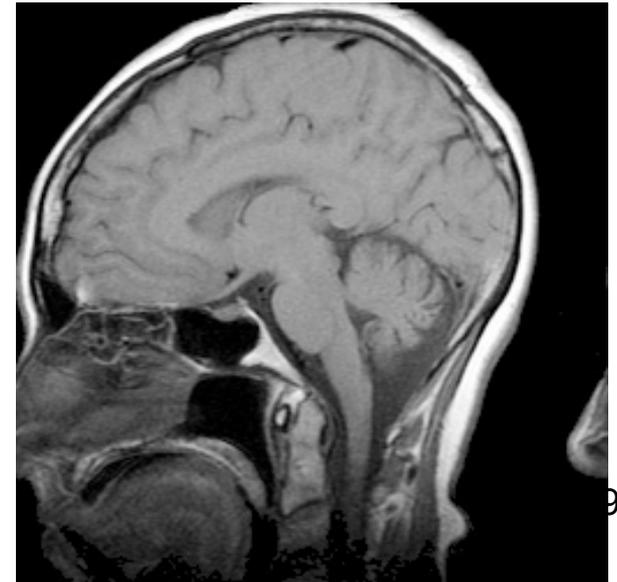
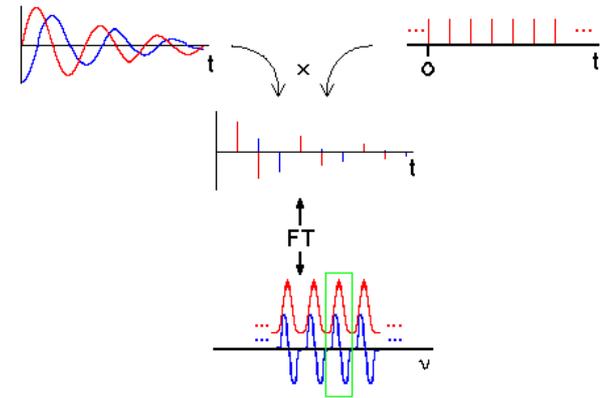
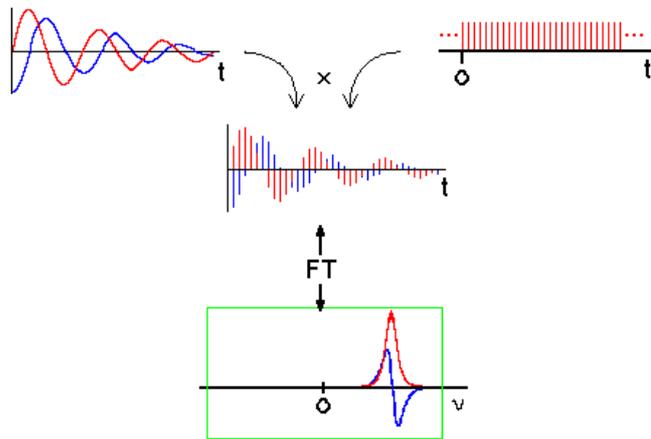
RF Offset: causado por un voltaje DC en alguno de los amplificadores.



Es el punto brillante justo en el centro.
En una imagen cerebral puede complicar el diagnóstico.

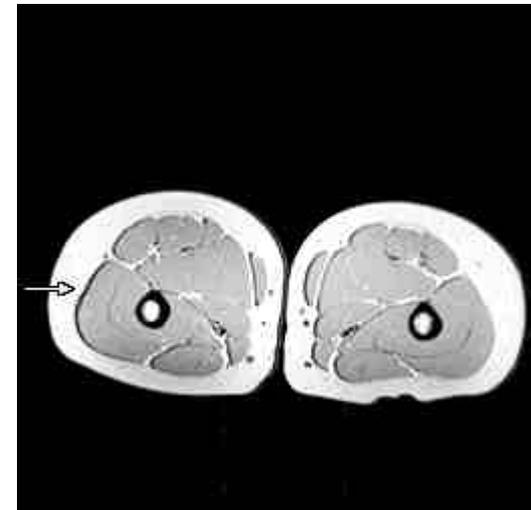
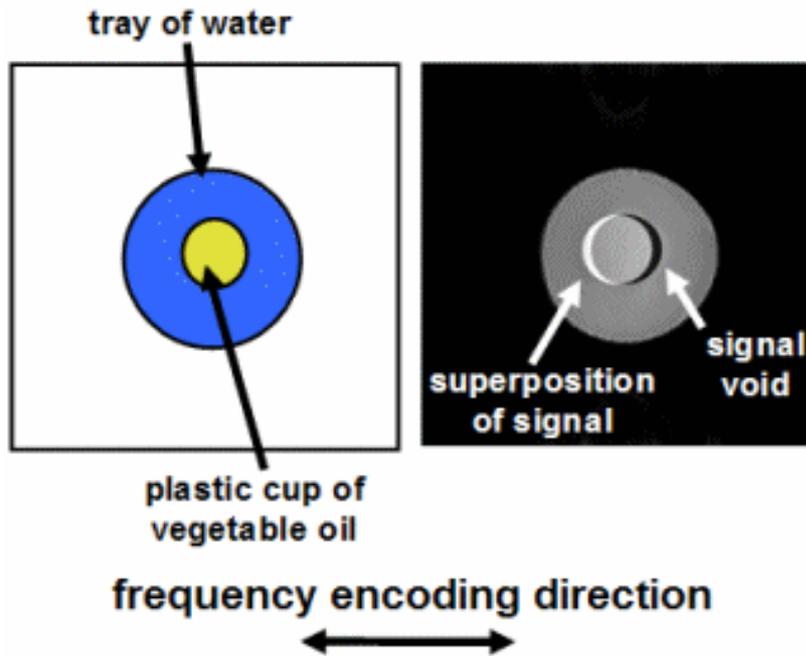
5.1 Artefactos

Wrap around (*envolver alrededor*): Sucede cuando el FOV es más pequeño que el objeto a ver, o si la tasa de muestreo de la señal es menor que el rango de frecuencias en el FID.



5.1 Artefactos

Desplazamiento químico (*chemical shift*): se debe a la diferencia en la frecuencia de Larmor entre los núcleos de hidrógeno en el agua y en la grasa. El núcleo “ve” un campo B_0 distinto debido a los electrones que con su movimiento orbital reducen muy ligeramente este campo. Para 1.5 T la diferencia son 220 Hz. El efecto resultante es que la grasa y el agua contenidas en el mismo voxel son codificados como si se encontraran en vóxeles distintos.



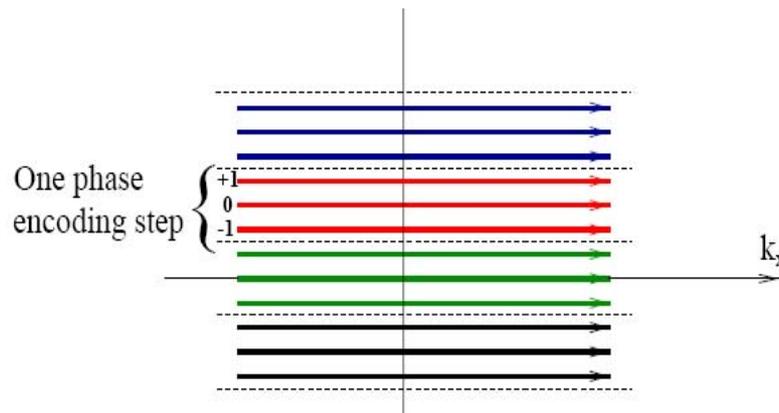
5.2 Técnicas avanzadas: parallel imaging

SMASH

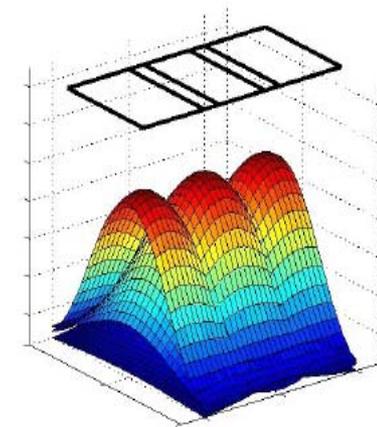
$$\begin{aligned} \hat{S}(t) &= \iint M_{xy}(x, y, t) C_m(x, y) dx dy \\ &= \iint \hat{M}_{xy}(x, y, t) e^{jm\Delta k_y y} e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy \\ &= \iint \hat{M}_{xy}(x, y, t) e^{-j(k_x x + (k_y - m\Delta k_y) y)} dx dy = S(k_x, k_y - m\Delta k_y), \end{aligned}$$

Coil Sensitivity. Coil sensitivity is usually far from being a harmonic function. More often, a Gaussian function is a better approximation for the coil sensitivity (Fig. 7b). The authors use the least squares fit to approximate each harmonic as a linear combination of the real sensitivity functions $\{D_k(x, y)\}_{k=1}^K$:

$$\tilde{C}_m(x, y) = \sum_{k=1}^K a_k^m D_k(x, y). \quad (52)$$

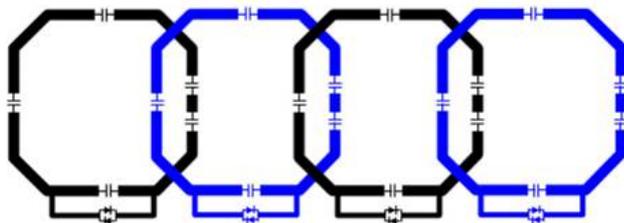


(a)



(b)

arrays de bobinas (*phased arrays*)
para *parallel imaging*



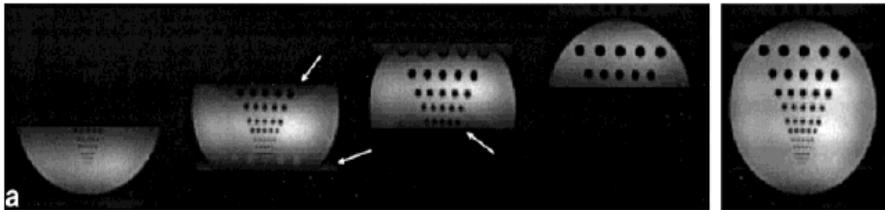
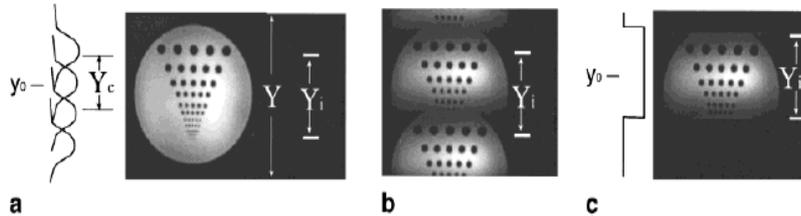
Hay que conocer la forma compleja de $C(x, y)$ para cada elemento del array mediante una medida previa.

5.2 Técnicas avanzadas: parallel imaging

Magnetic Resonance in Medicine 44:602-609 (2000)

Partially Parallel Imaging With Localized Sensitivities (PILS)

Mark A. Griswold,^{1*} Peter M. Jakob,¹ Mathias Nittka,¹ James W. Goldfarb,² and Axel Haase¹



Array en la dirección de phase encoding. No es preciso conocer $C(x,y)$, sólo el centro y la anchura de cada "ventana"

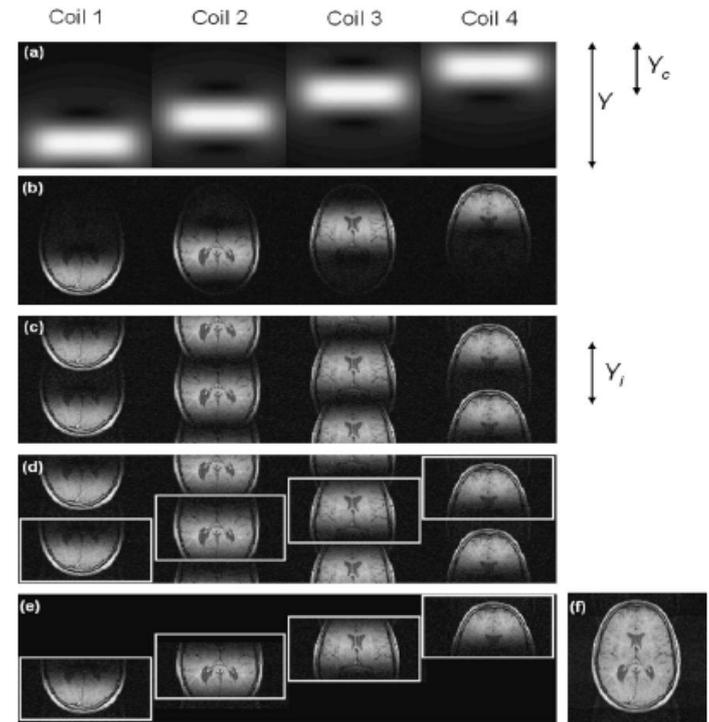


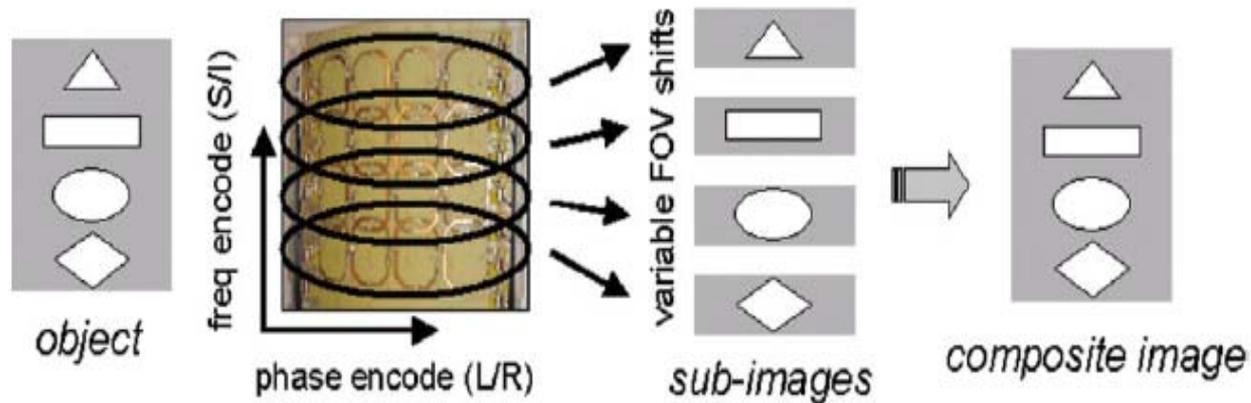
FIGURE 3. A, Receiver coils positioned linear in phase-encoding direction with localized sensitivities over distinct regions Y_c in the full FOV image Y . B, Corresponding full FOV coil images and the (C) reduced FOV Y_i coil images. As long as $Y_c < Y_i < Y$, the subimages appear totally separated in the full FOV Y , whereas the position of the correct subimages is lost. D, By means of the exact knowledge of the coil position in the full FOV, the correct subimages of each coil can be extracted (E) and finally combined to build (F) a full FOV image of the object with full resolution.

5.2 Técnicas avanzadas: parallel imaging

Magnetic Resonance in Medicine 52:876-884 (2004)

Large Field-of-View Real-Time MRI With a 32-Channel System

Christopher J. Hardy,^{1*} Robert D. Darrow,¹ Manojkumar Saranathan,²
Randy O. Giaquinto,¹ Yudong Zhu,¹ Charles L. Dumoulin,¹ and Paul A. Bottomley³



Electromagnetismo avanzado aplicado a la RM

physicsworld.com
Browse by subject area
Atomic, molecular & optical physics | Nuclear & particle physics | Condensed matter

NEWS

Oct 15, 2008

Metamaterials boost MRI sensitivity

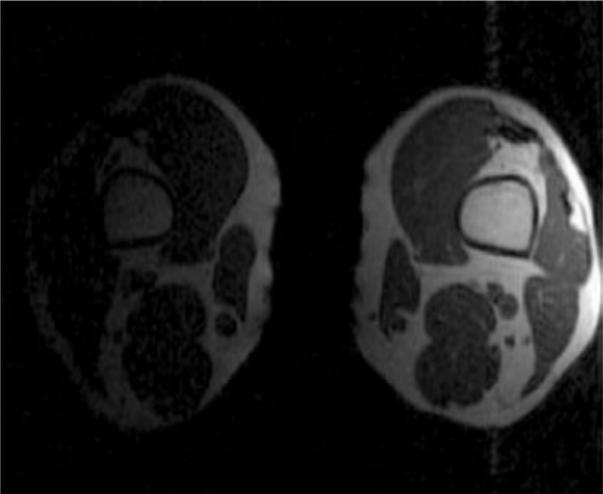


Figure (click to see more)

Physicists in Spain have showed that metamaterials – electromagnetic properties – can dramatically increase resonance imaging (MRI). As well as enabling the tec

Metamateriales: lentes para RF

