

Clase 29

MRI

Javier Silva Orellana

jisilva8@uc.cl

Contenidos

- MRI
- Spins
- Polarización
- Excitación
- Lectura
- Inversión

Imágenes Biomédicas

Existen diversas modalidades de imágenes médicas.

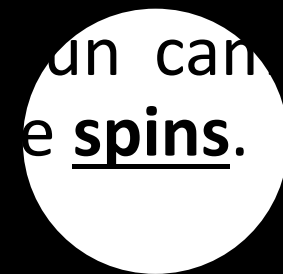
- Imágenes Radiográficas (Rayos X, TAC)
- Medicina Nuclear (PET, SPECT)
- Ultrasonido
- MRI (Magnetic Resonance Imaging)

Magnetic Resonance Imaging

- A diferencia de otros métodos:
 - No invasiva (no involucra exposición a radiación).
 - Alta resolución espacial.
 - Buen contraste para tejidos blandos.
 - Imágenes de tipo tomográfica.
 - Integra distintos tipos de modalidades de imagen
Anatomía, fisiología, metabolismo, funcionalidad, etc.

Magnetic Resonance Imaging

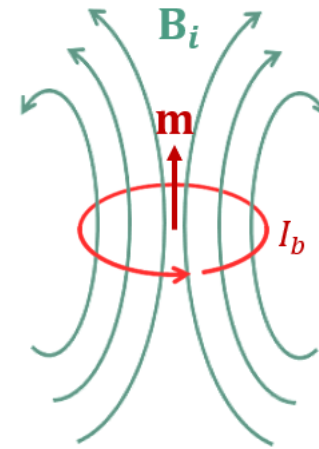
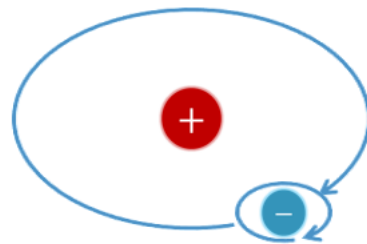
- MRI en 3 pasos:
 - **Paso 1:** Someter el cuerpo a un campo magnético muy fuerte, haciendo precesar el sistema de spins.
 - **Paso 2:** Transmitir energía al cuerpo mediante pulsos de RF.
 - **Paso 3:** Recibir de vuelta la energía de RF inducida en el cuerpo.



Spins?

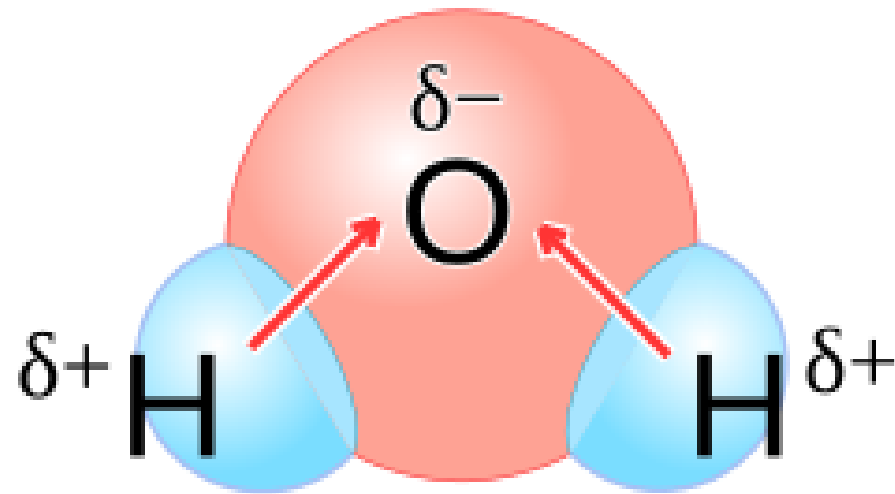
Magnetización

- Consideremos un modelo simple: el átomo de Hidrógeno.



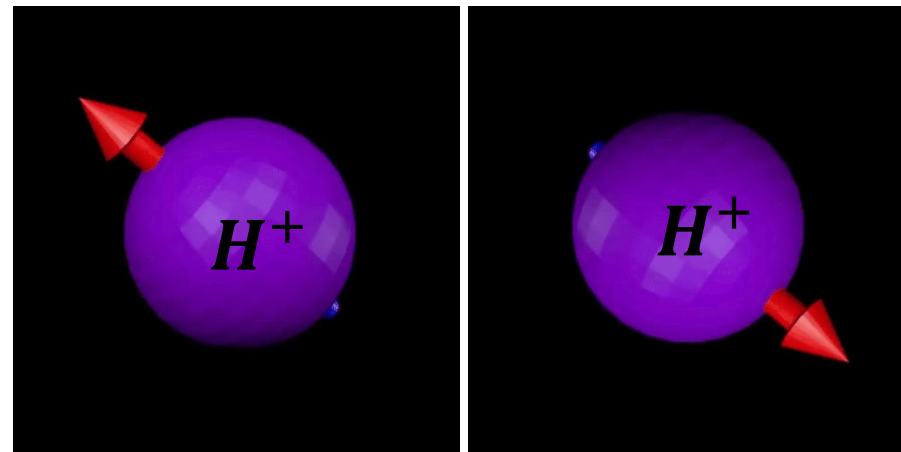
Spins?

- El 70% del cuerpo humano se compone de agua.
- En cursos de química debieron ver que el agua tiene una distribución asimétrica en sus cargas.



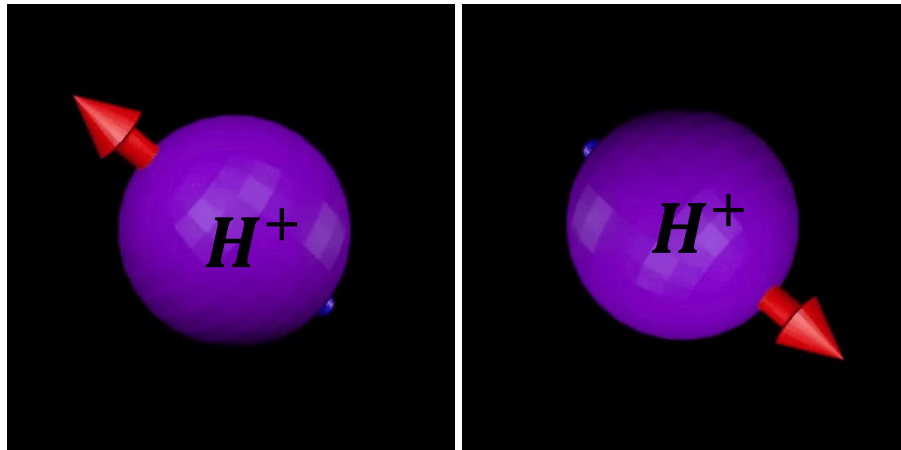
Spins?

- Para efectos prácticos, podemos considerar estos átomos de hidrógeno como núcleos aislados. Los cuales giran sobre su propio eje.
- Esto es lo que en MRI se define como un **spin**.



Spins?

- En la clase de materiales magnéticos vimos que este movimiento rotatorio se traduce en un momento magnético.
- Este momento magnético cual puede expresarse en términos del momento angular del spin.



$$\mathbf{m} = \gamma \mathbf{L}$$

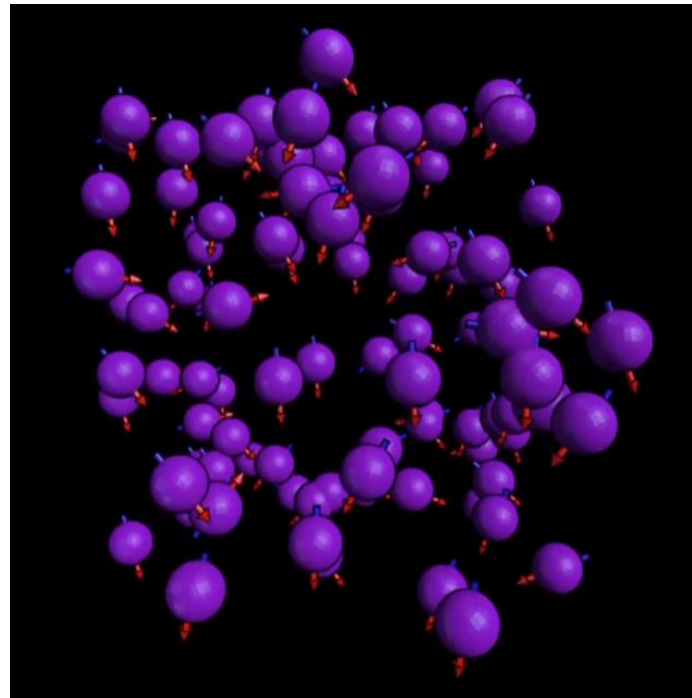
Spins?

$$\mathbf{m} = \gamma \mathbf{L}$$

- γ se conoce como **constante giromagnética**.
- Para el caso del hidrógeno, γ toma un valor de 42.58 [MHz/T]

Spins?

- En condiciones normales, los spins de hidrógeno están distribuidos aleatoriamente, de modo tal que los momentos magnéticos se cancelan entre sí.



$$\mathbf{M} = \mathbf{0}$$

El proceso MRI

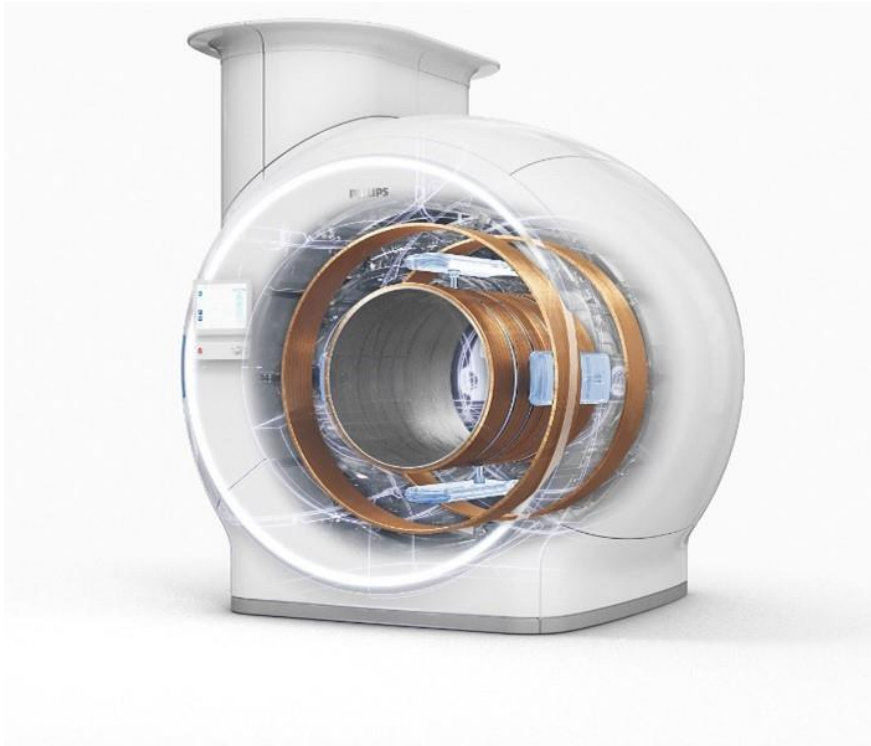
- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

El proceso MRI

- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

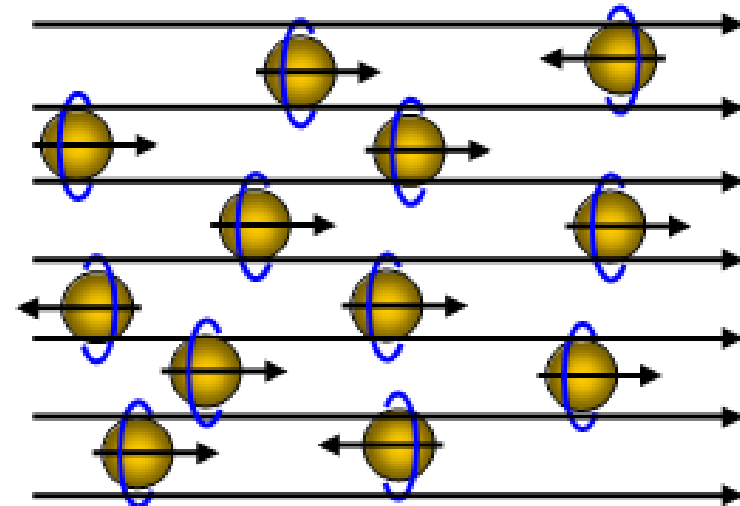
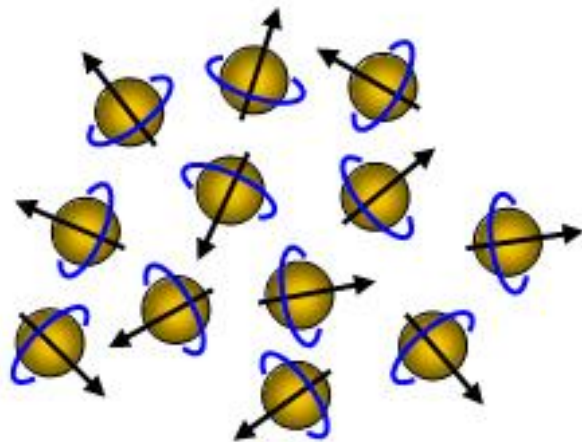
Polarización

- Esta primera etapa nos presenta el primer elemento de un scanner MRI: el magneto.



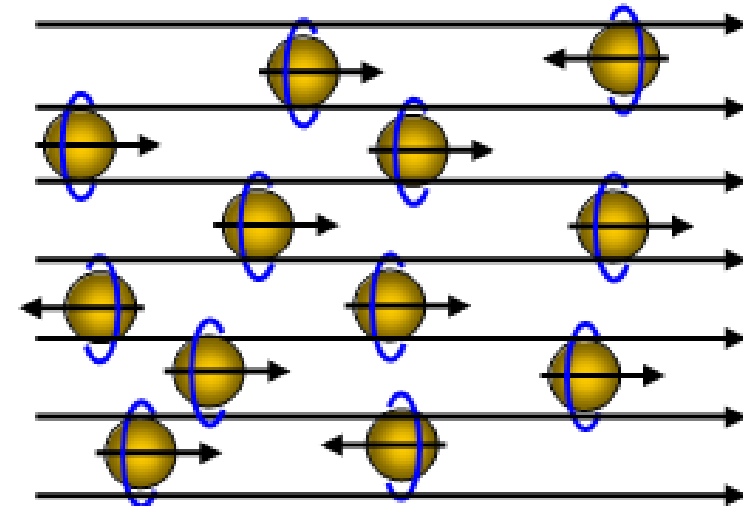
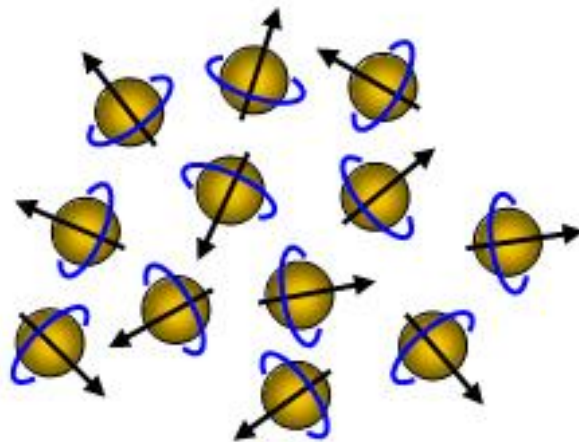
Polarización

- La etapa de polarización consiste en imponer un campo B_0 extremadamente intenso, a modo de alinear todos los spins del sistema en la dirección de este campo.



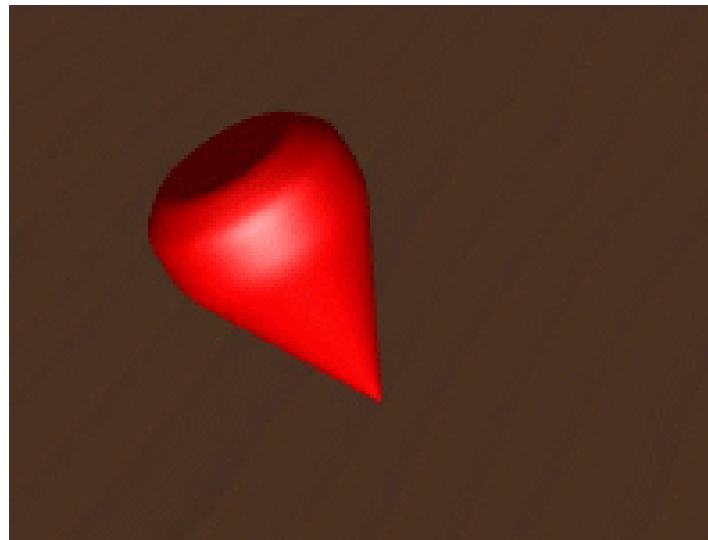
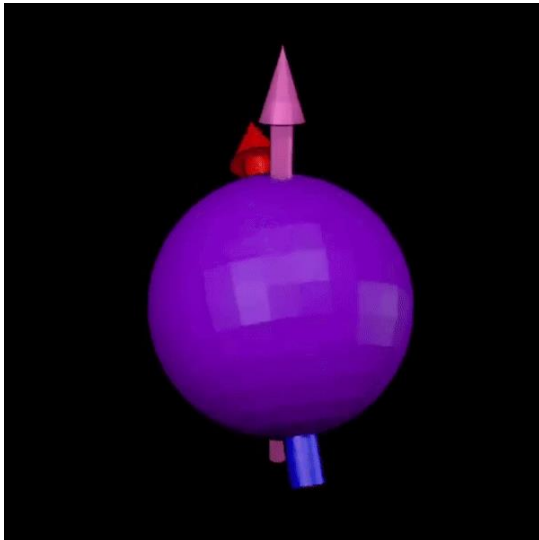
Polarización

- Dado que el spin magnético tiene 2 configuraciones posibles, $\pm 1/2$, tendremos spins alineados a favor y en contra del campo.
- La configuración $+1/2$ es la más estable, y la forzamos disminuyendo la temperatura, pues con ello aumenta su “población”.



Polarización

- Este alineamiento con B_0 no es perfecto, pues los spins tienen un momento magnético.
- Esta situación fuerza a que se genere un movimiento de precesión, similar al de un trompo o un giroscopio ante la gravedad.



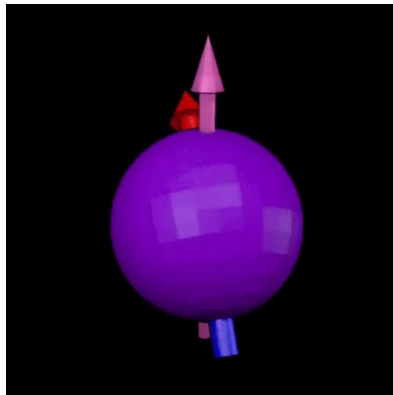
Polarización

- La frecuencia a la cual precesa el spin estará dada por:

$$\omega = \gamma B_0$$

Frecuencia de Larmor

- ¿Que sucederá si acercamos una bobina receptora a este spin?



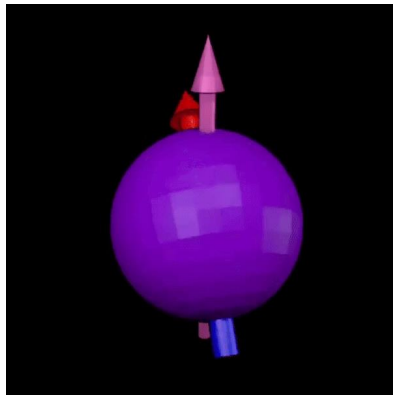
Polarización

- La frecuencia a la cual precesa el spin estará dada por:

$$\omega = \gamma B_0$$

Frecuencia de Larmor

- ¿Que sucederá si acercamos una bobina receptora a este spin?

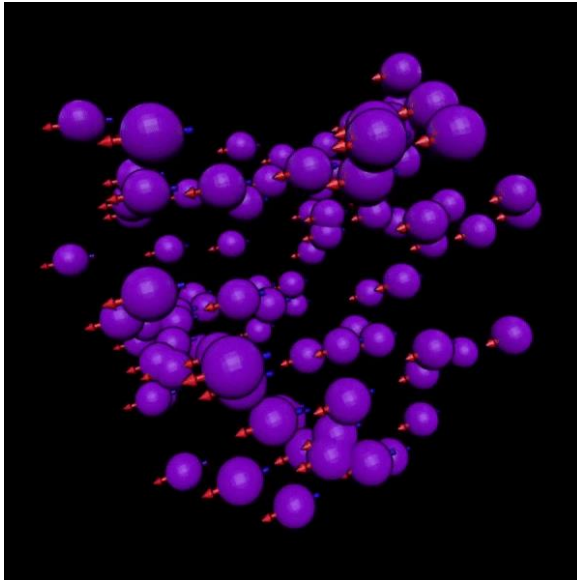


$$\Phi(t) = \sin \theta \sin \omega t$$

$$\varepsilon = \omega \sin \theta \cos \omega t = \gamma B_0 \sin \theta \cos \omega t$$

Polarización

- Dado que no se trata de un solo spin, sino de millones:



$$\varepsilon = \gamma B_0 \sin \theta \cos \omega t$$

$$\mathbf{S}(t) = N\gamma \mathbf{B}_0 \sin \theta \cos \omega t$$

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{M}_0 \cos \omega t$$

Polarización

- Hasta aquí todo parece perfecto...
- Pero dado que la magnetización de los spins está en la misma dirección que el campo magnético B_0 , nos resultará imposible medirla.
- B_0 es tan grande que, por muchos spins que sumemos, opacará siempre su señal.
- ¿Cómo lo solucionamos?

El proceso MRI

- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

El proceso MRI

- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

Excitación

- Idea:

Apliquemos un campo magnético \mathbf{B}_1 que los lleve al plano transversal.

¿Qué requerimientos debe cumplir \mathbf{B}_1 ?

Excitación

- Idea:

Apliquemos un campo magnético rotatorio B_1 que los lleve al plano transversal.

¿Qué requerimientos debe cumplir B_1 ?

1. Debe ser breve.
2. Debe estar en resonancia con los spins (misma frecuencia).
3. Debe inyectar suficiente energía como para “romper” el alineamiento.

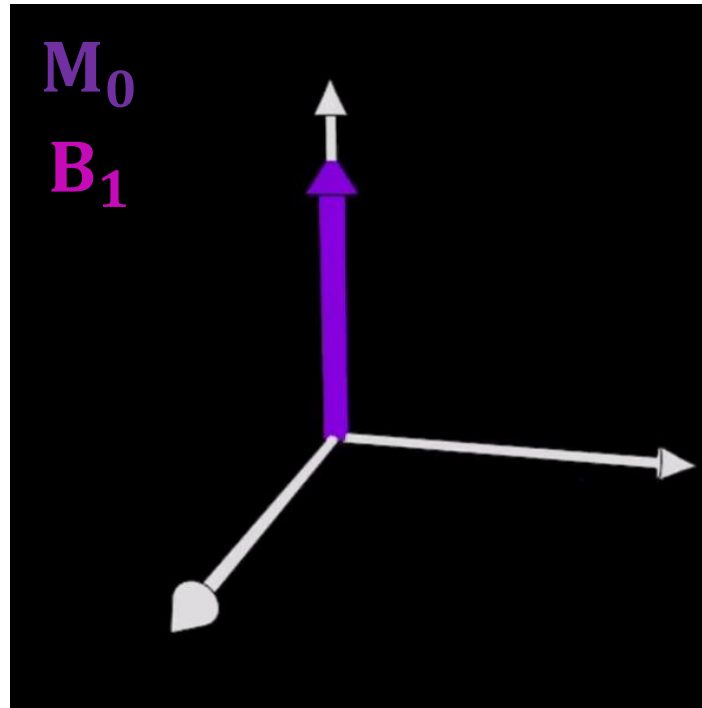
Excitación

- Nuevo componente: **bobina de radiofrecuencia**.
- En esencia, podemos considerarla como una **antena transmisora de RF**.
- Y sí, para que opere óptimamente, debe tener la adaptación de impedancia correspondiente en la circuitería del resonador.



Excitación

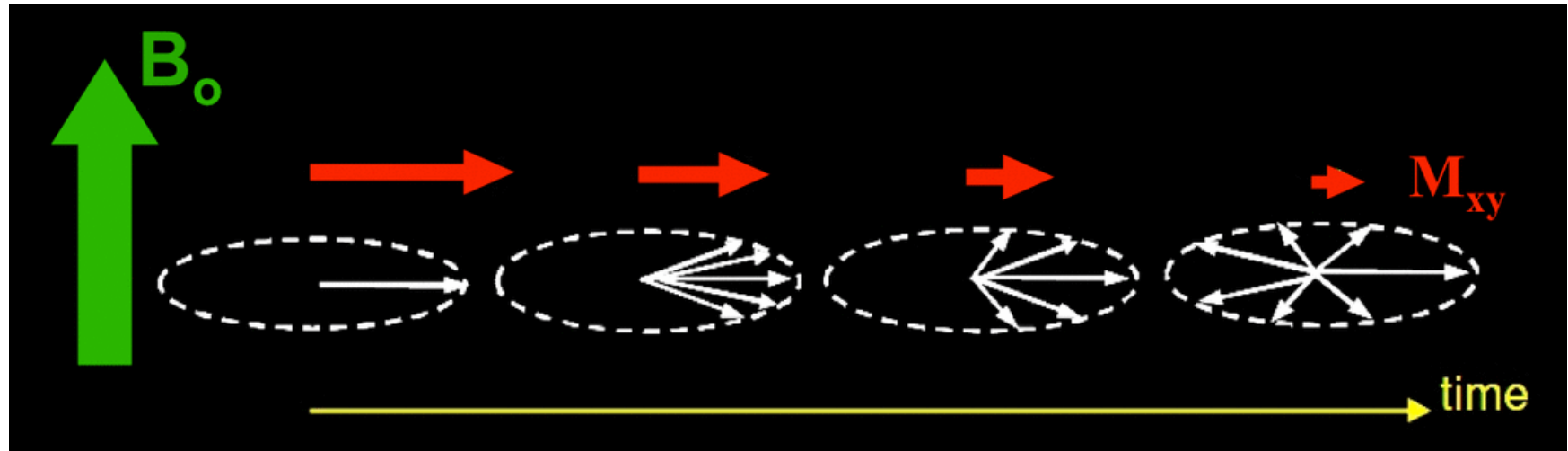
- El pulso de radiofrecuencia \mathbf{B}_1 desestabiliza la magnetización total \mathbf{M}_0 del conjunto de spines, y la lleva al plano transversal.



Una vez que M_0 llega al plano transversal, apagamos B_1 para poder medir!

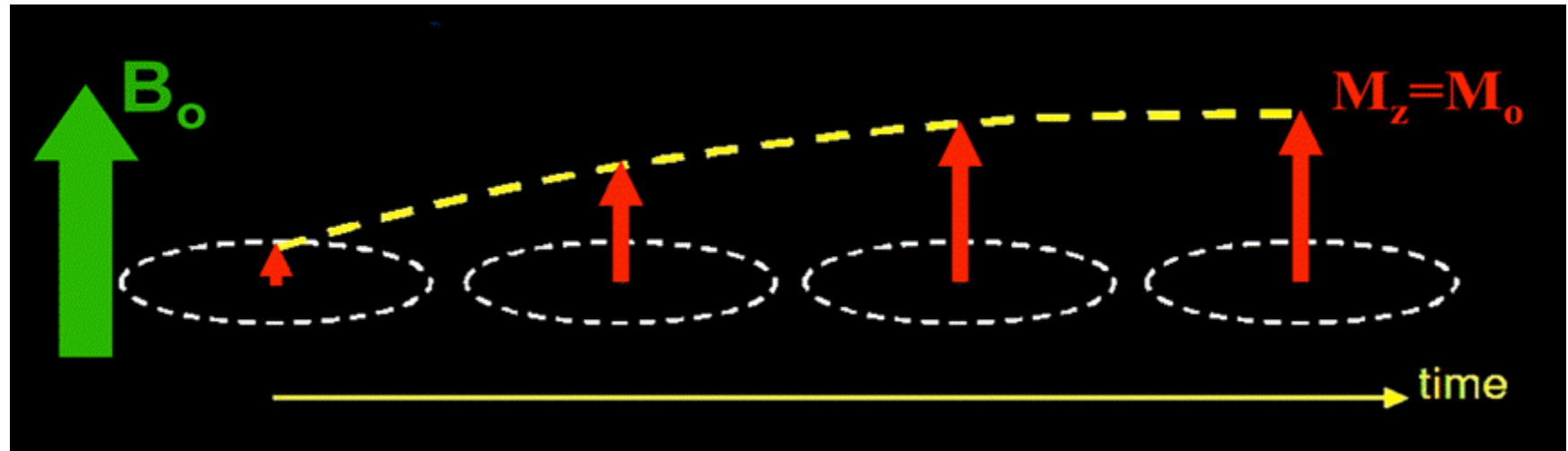
Excitación

- Por supuesto nada es perfecto...
- Al desaparecer B_1 tendremos 2 efectos:
 1. Poco a poco los spins se irán desfasando en el plano transversal. La señal comenzará a decaer exponencialmente.



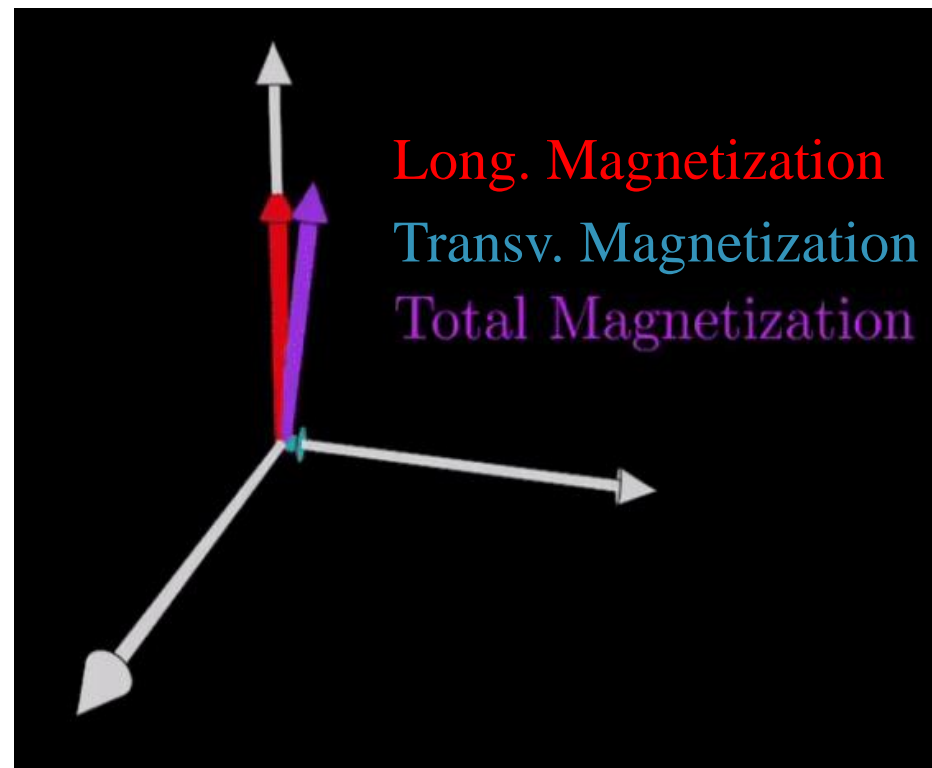
Excitación

- Por supuesto nada es perfecto...
- Al desaparecer B_1 tendremos 2 efectos:
 1. Los spins se desacoplan y se vuelven a alinear con el campo B_0 .
 2. Ya no hay nada que obligue a los spins a estar en el plano transversal. Exponencialmente volverán a alinearse con el campo B_0 .



Excitación

- Gráficamente, los 2 efectos combinados toman la siguiente forma:

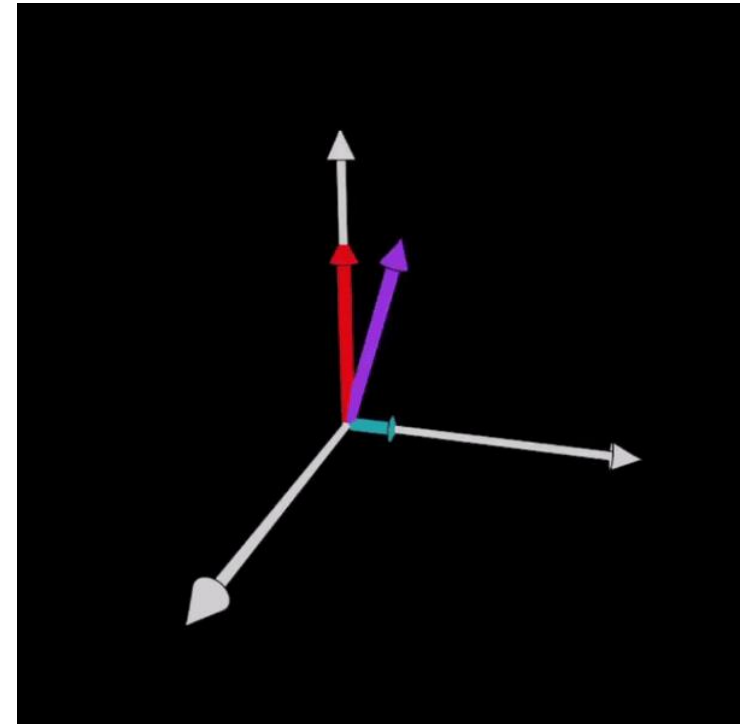


Excitación

- Utilizando este nuevo marco, es mucho más sencillo expresar las ecuaciones que modelan el problema:

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$$

$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$



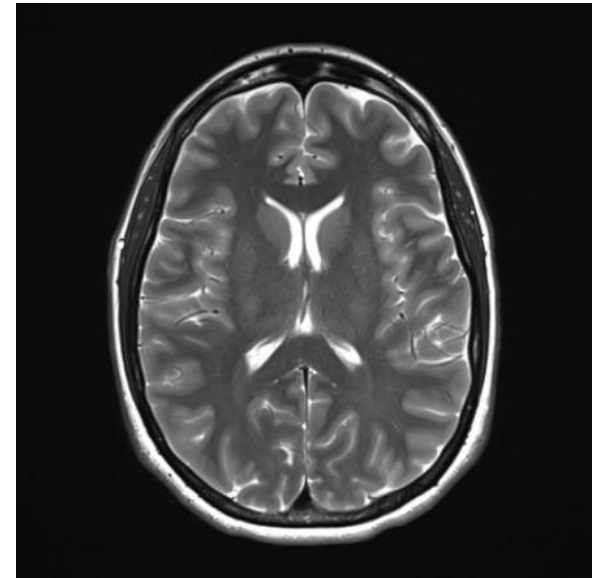
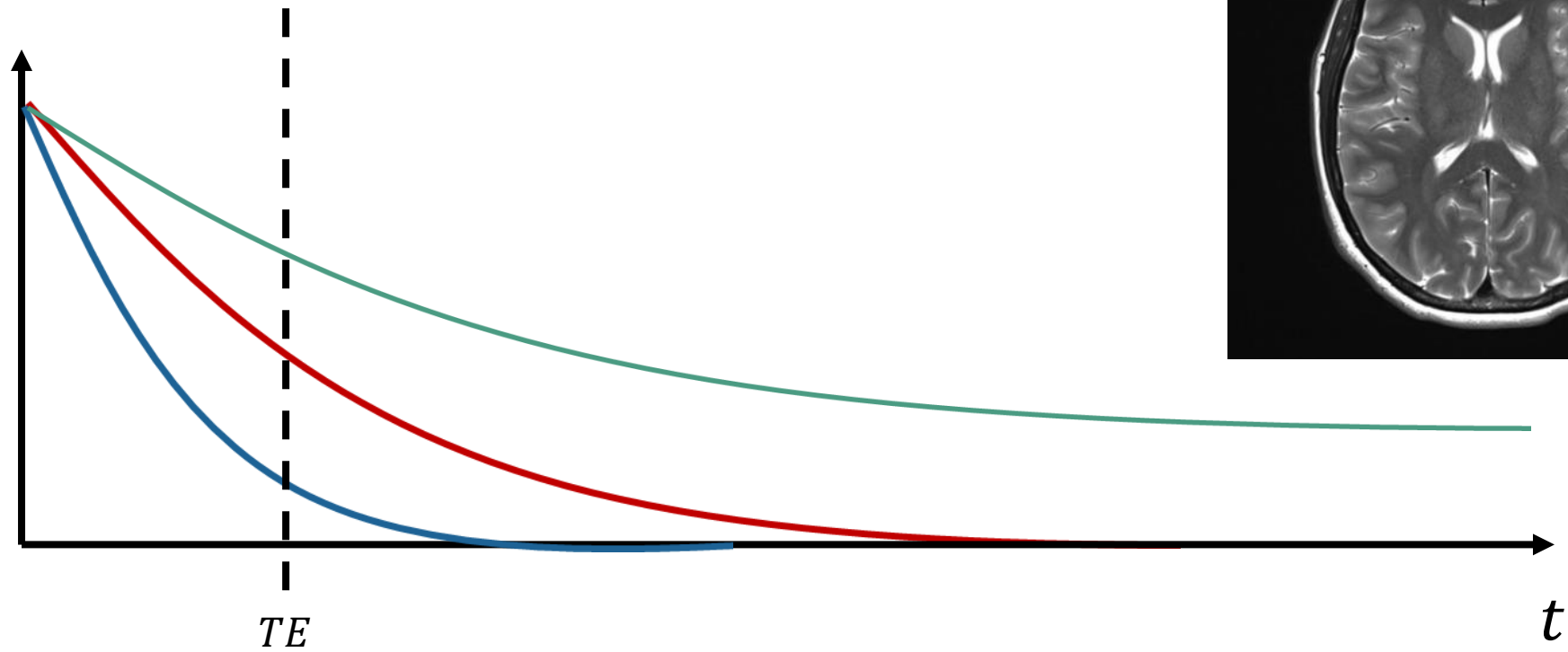
Excitación

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$$

- t corresponde al tiempo en el cual adquirimos los datos. Al instante en que “tomamos la foto”. También se denomina **tiempo de eco (TE)**.
- T_2 es una constante de relajación, similar a las constantes de carga y descarga de los capacitores e inductores.
- Los valores de T_2 dependen de los **tejidos** y por lo mismo, nos permiten generar buen contraste si escogemos un TE inteligente.

$$M_{xy} = M_0 e^{-TE/T_2}$$

Excitación



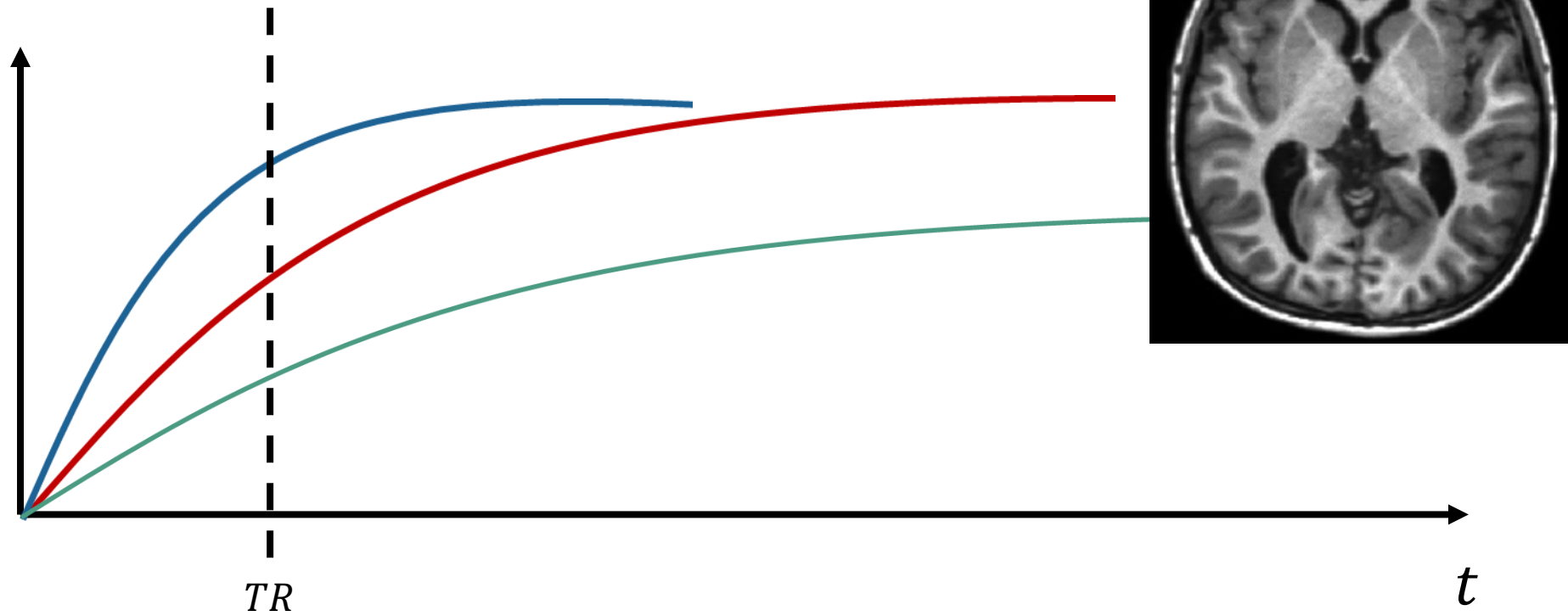
Excitación

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

- t corresponde al tiempo entre una excitación y otra. Nos permite limitar qué tanta magnetización pasaremos al plano transversal. Se conoce también como **tiempo de repetición**.
- T_1 también es una constante de relajación y también dependen de los **tejidos**. Es decir, es otro mecanismo de contraste.

$$M_z = M_0(1 - e^{-TR/T_1})$$

Excitación



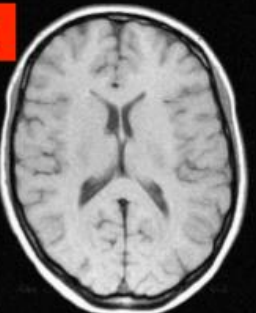
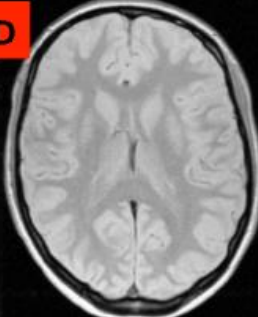

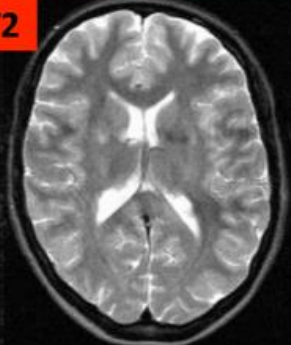
Excitación

Dependiendo de la combinación de TR y TE , podemos generar 3 tipos de contraste:

$wT1$: pesada en T_1

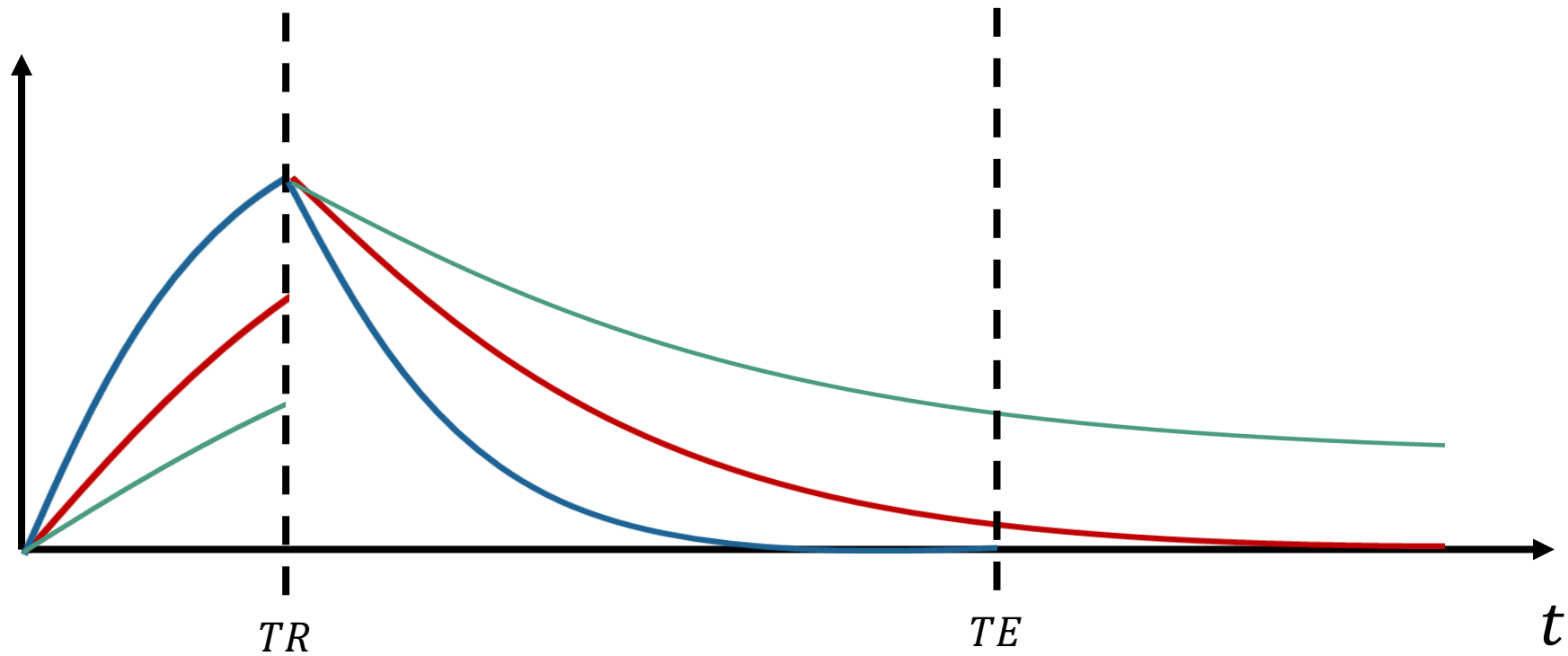
$wT2$: pesada en T_2

PD : proton density, proporcional a la cantidad de agua.

	Short TR	Long TR
Short TE	T1 	PD 
Long TE	 Poor contrast	T2 

Excitación

Combinaciones inteligentes generan buenos contrastes



Excitación

A partir de esta combinación de parámetros, podemos reescribir la señal como:

$$S(t) = M_0(1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2}$$

El proceso MRI

- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

El proceso MRI

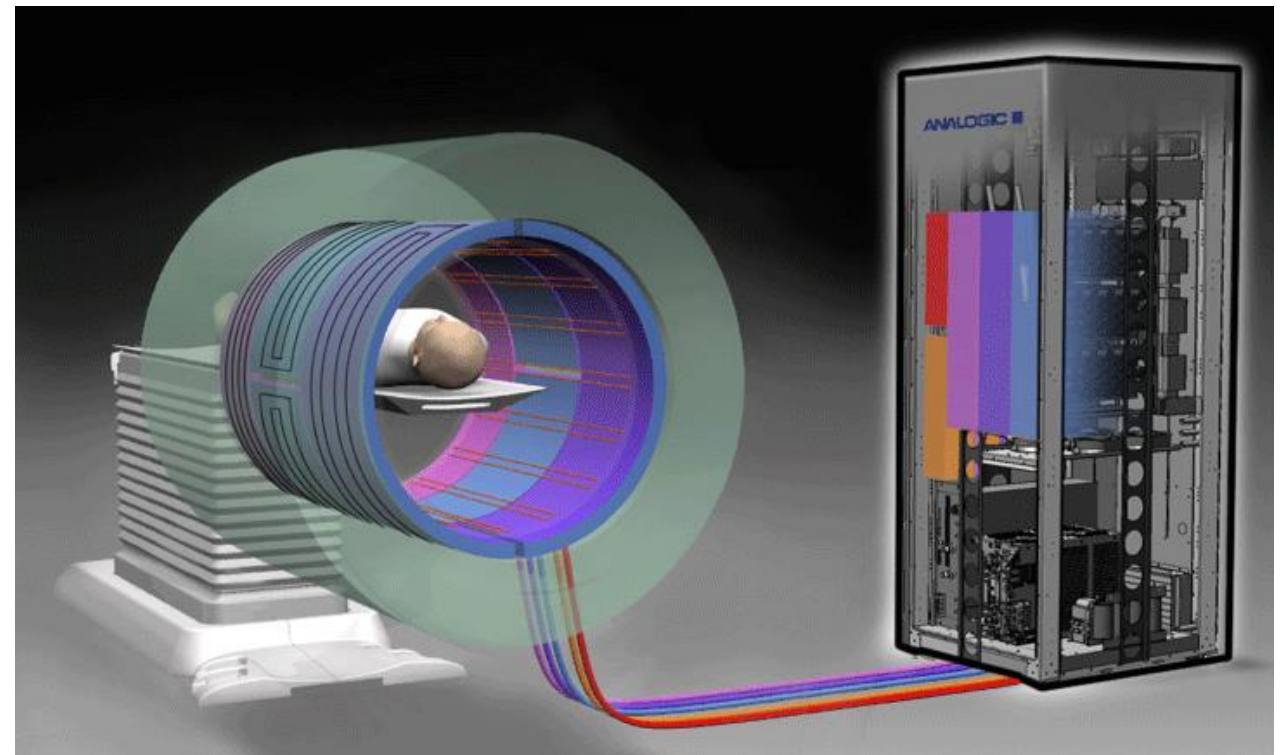
- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

Lectura

- Vimos cómo generar contraste, pero aún no tenemos claro cómo llegar a una imagen 3D.
- Ya vimos que dependiendo de la concentración de agua y del contraste escogido tendremos la información de intensidad.
- ¿Cómo obtendremos la distribución espacial de los datos?
- ¿Cómo se adquiere la imagen?

Lectura

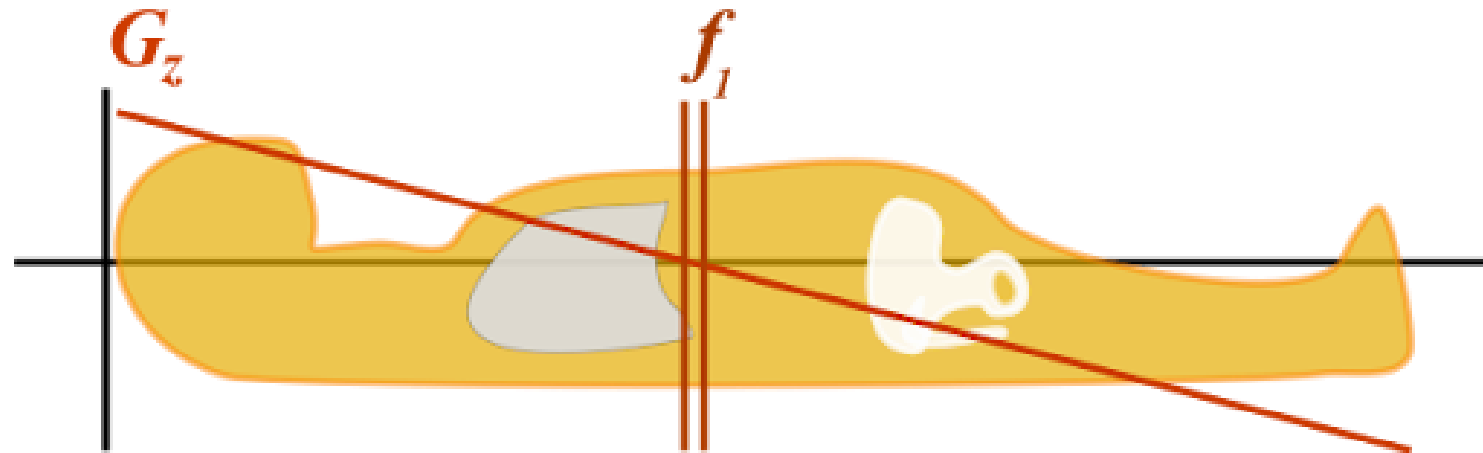
- ¿Cómo diferenciar la posición espacial de los spins?
- Nuevo elemento:
bobinas de gradiente



Lectura

- Idea:

Aplicar un gradiente de campo magnético en x, y, z. Con ellos modificamos levemente la frecuencia a la cual precesan los spins en cada posición espacial.

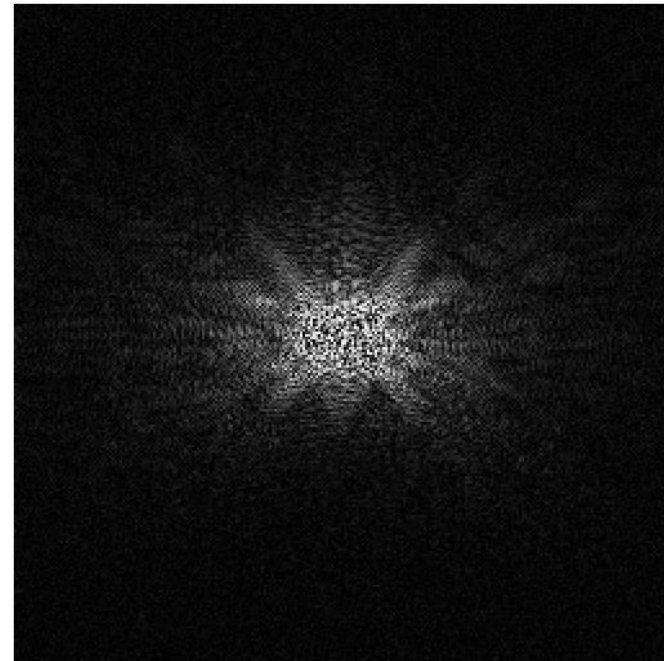


Lectura

- A partir de esta combinación de frecuencias. Tendremos un mapa de los spines en función de la frecuencia de precesión y sus amplitudes respectivas.
- ¿Suenas conocido?

Lectura

- A partir de esta combinación de frecuencias. Tendremos un mapa de los spines en función de la frecuencia de precesión y sus amplitudes respectivas.
- ¿Suenas conocido?



El proceso MRI

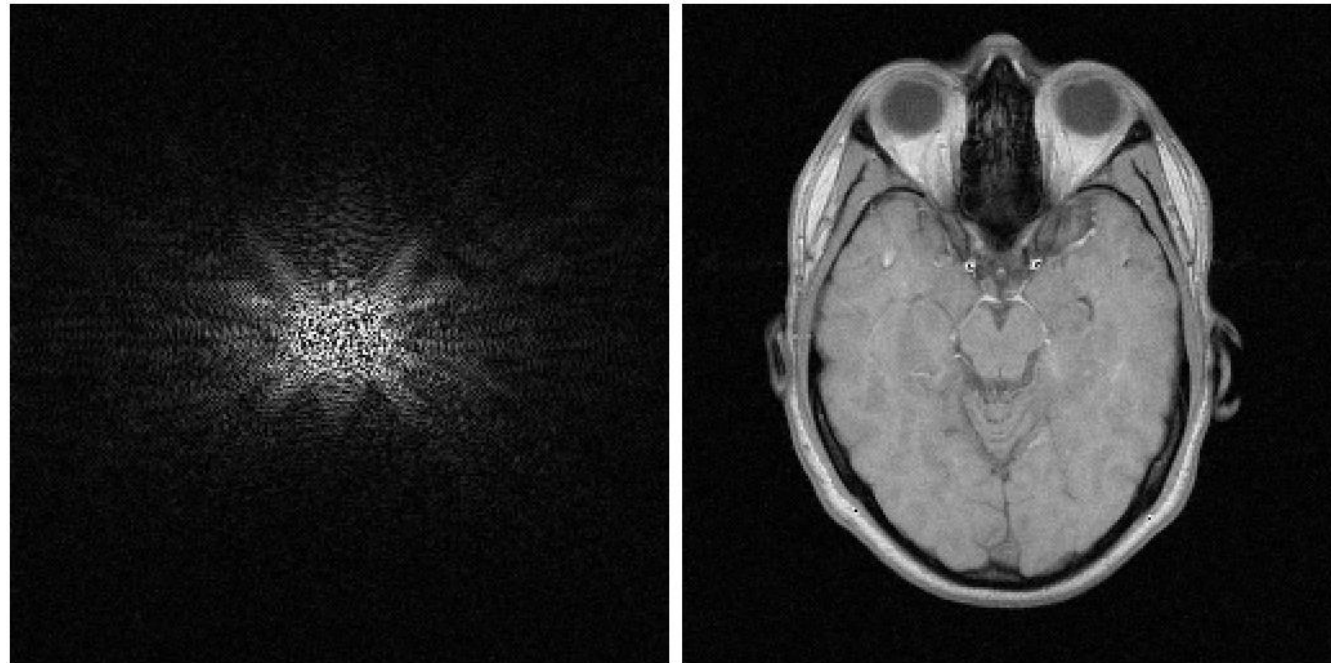
- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

El proceso MRI

- El proceso de generación de una MRI se descompone en 4 etapas:
 - Polarización
 - Excitación
 - Lectura
 - Reconstrucción

Reconstrucción

- En realidad es el paso más sencillo.
- Con los datos que tenemos en el espacio k. Simplemente tomamos la transformada inversa de Fourier.



Resumen

- Explicamos el fenómeno de resonancia magnética y lo comparamos con otros métodos de imágenes médicas.
- Definimos los “spines” y cómo el manipularlos nos permite generar una MRI.
- Vimos el proceso general para obtener una imagen de MRI y sus 4 etapas involucradas: polarización, excitación, lectura y reconstrucción.
- Vinculamos algunos elementos del hardware de MRI con los contenidos de TEM vistos hasta la fecha.

Cerrando la clase de hoy

- Nos queda un último tópico. Una técnica actual de MRI.
- Próxima clase:
Quantitative Susceptibility Mapping (QSM)