

3

Fundamentos de resonancia magnética: Producción de imágenes en RM

Autor: Cristián Garrido Inostroza

■ Introducción

La resonancia magnética (RM o MRI) es una técnica de imágenes médicas basada en el fenómeno de resonancia nuclear magnética. Dentro de sus ventajas está el hecho de no utilizar radiaciones ionizantes para adquirir imágenes, su potencial para distinguir y caracterizar los distintos tejidos entre sí, debido a su gran resolución de contraste; a que permite visualizar los vasos sanguíneos sin necesidad de administrar algún medio de contraste endovenoso, a que permite la realización de estudios dinámicos. En los últimos años, el gran avance tecnológico y científico asociado a la técnica ha desarrollado nuevas aplicaciones que permiten por ejemplo detectar focos microhemorrágicos, caracterizar áreas elocuentes en la corteza cerebral, estudiar la perfusión de tumores y algún tejido en particular; evaluar la difusión libre de las moléculas de agua, la que se restringe en algunas condiciones patológicas como el accidente cerebrovascular isquémico y a la vez permite evaluar la condición de los tractos de fibras blancas mielinizadas en la sustancia blanca, y evaluar y cuantificar la presencia de metabolitos que cambian en concentración en algunas patologías de interés como los tumores y alteraciones del desarrollo entre otras aplicaciones.

Dado lo amplio y complejo del tema, asociado a fundamentos físicos que son difíciles de abordar en un estudio netamente personal, es que este apunte pretende abordar en forma resumida algunos aspectos físicos y algunas aplicaciones de la técnica de resonancia magnética relacionada con las neuroimágenes.

■ Fenómeno de la resonancia nuclear magnética

El fenómeno de la resonancia nuclear magnética aprovecha la propiedad de espín nuclear, que es una propiedad intrínseca de los núcleos atómicos, y se manifiesta en aquellos con número másico impar, es decir, aquellos núcleos atómicos en los que la suma de sus protones y neutrones es un número impar. De entre todos los núcleos atómicos con interés biológico y que tienen algún isótopo con número másico impar (Carbono, Hidrógeno, Oxígeno, Nitrógeno, Fósforo, Sodio, etc.) el Hidrógeno es el más sencillo, por contar con un solo protón, y abundante, ya que él es principal constituyente del agua y la grasa entre otras moléculas orgánicas, formando parte del 63% de un organismo pluricelular, por lo que este núcleo es el usado en la técnica de imágenes con fines médicos. En adelante cuando nos refiramos a este núcleo (o protón) lo

denominaremos "*espín*". Un espín puede ser caracterizado como un pequeño campo magnético, o "vector magnético", que se comporta como un imán diminuto) y por lo tanto puede interactuar con otros imanes pequeños (otros espines) o con un gran campo magnético (campo magnético externo). Todos los campos magnéticos pueden ser representados como magnitudes físicas vectoriales, por lo que un campo magnético tendrá magnitud (también denominada "potencia" o "intensidad de campo magnético"), una dirección y un sentido.

La palabra "nuclear" fue suprimida del acrónimo, ya que relaciona en forma instintiva la técnica con la presencia o uso de radioactividad, lo que no es correcto. Por esta razón, ahora se denomina solo "resonancia magnética (RM)" o "imágenes por resonancia magnética (MRI)".

Además de la presencia de espines, para ejecutar la técnica de RM es necesario contar con potentes campos magnéticos externos, cuya potencia se mide en "Teslas". El Tesla (T) es la unidad de campo magnético en el sistema internacional mks, y un Tesla equivale a 10000 Gauss (sistema cgs). El campo magnético de la Tierra es muy masivo y tiene una potencia de 0.5 Gauss. En la actualidad, para ejecutar la técnica con fines clínicos-diagnósticos existen equipos con potencias de 1.5T y de 3T, mientras que con fines científicos existen equipos con potencia de 7T y superiores. La mayoría de los equipos son los con potencia de 1.5T. Si comparamos la potencia del campo magnético de un resonador de 1.5T con el de la Tierra, el del resonador será 30000 veces más potente. Adicionalmente, para que se produzca el fenómeno de RM se requiere del uso de ondas de radiofrecuencia (RF). Dependiendo de la potencia de campo magnético (1.5T o 3T), estas ondas están en el rango de frecuencias que van desde los 64 a los 128 MHz (6.4-12.8 x10⁶ Hz) aproximadamente, por lo que en el espectro electromagnético están en el rango de las ondas de radio y próximo a las microondas (fig. 4-1). Por este motivo uno de los riesgos asociados a la técnica es el depósito calórico por rotación molecular, el que sin embargo es minimizable.

El fenómeno de RM comienza con un estado de equilibrio establecido por un conjunto de espines que ocupa un volumen determinado (en adelante "vóxel") al ser sometidos a la influencia de un potente campo magnético. Cuando no son sometidos a un campo magnético externo, la magnetización del conjunto de espines es igual a cero, ya que el vector magnético de cada uno de los espines se orienta al azar, por lo que sus magnitudes vectoriales se cancelan entre si y el volumen completo que forman no está magnetizado, es decir,

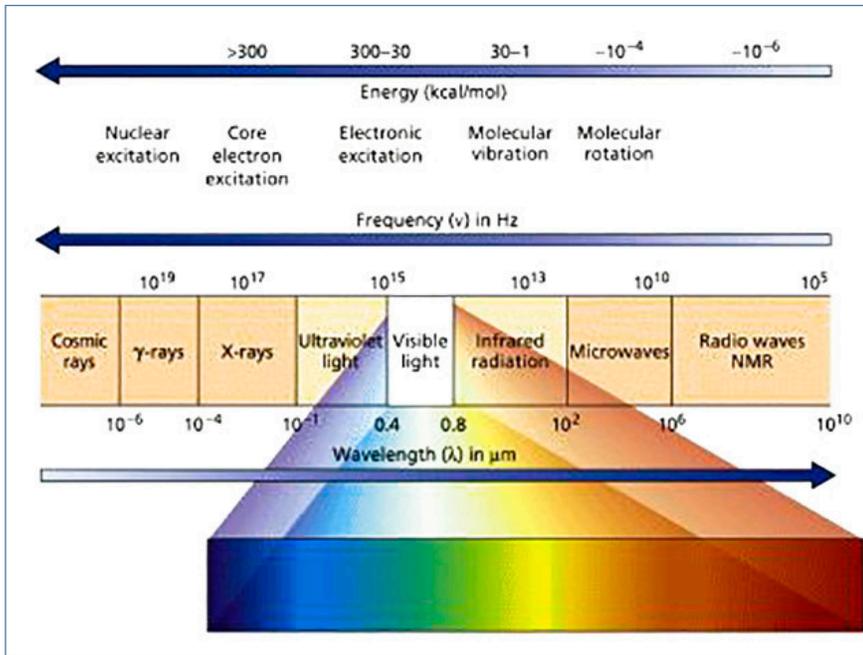


Figura 3-1. Espectro electromagnético con el rango de frecuencias utilizadas en la RM en rojo.

no se observa un campo magnético que los represente a todos en su conjunto. Podríamos decir que la magnetización del vóxel (\mathbf{M}) es igual a cero ($\mathbf{M}=\mathbf{0}$), ver figura 3-2.

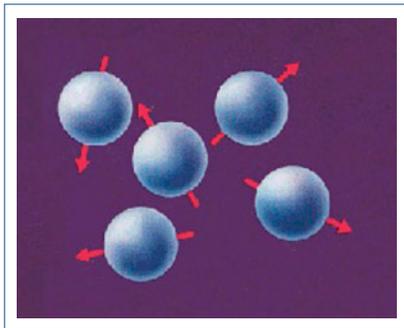


Figura 3-2. $M=0$, cuando los espines no son sometidos a un campo magnético externo.

Cuando los espines son sometidos a la influencia de un potente campo magnético externo, su vector magnético, también denominado "momento magnético" se orienta en la misma dirección y sentido del campo magnético (posición UP) o en el sentido contrario a este (posición DOWN). La posición UP es menos energética, por lo que los espines orientados en posición UP serán más numerosos que los orientados en posición DOWN. Esto determina que el volumen que forma el conjunto de espines adquiera un único vector de magnetización \mathbf{M} , el que se orienta en la misma dirección y sentido del campo magnético principal (apuntando hacia el polo norte del campo externo). En esta condición el vector \mathbf{M} toma el valor de 1 ($\mathbf{M}=\mathbf{1}$) porque su valor es máximo y refleja una diferencia en la cantidad de espines, denominada "exceso de espines" a favor de los espines UP. Al mismo tiempo cada uno de los espines comienza a girar rápidamente en un movimiento denominado "movimiento de

precesión". La velocidad de giro de los espines, denominada "frecuencia" está determinada por la **ecuación de Larmor**.

$$\omega = \gamma B_0$$

Donde ω es la frecuencia de precesión o "frecuencia de Larmor", γ es la constante giromagnética del Hidrógeno (que es igual a 42.58 MHz T⁻¹) y B_0 es la potencia del campo magnético principal (externo) expresada en Teslas. De este modo, podemos asumir dos hechos con solo someter un volumen de espines a un campo magnético externo:

1. Aparece un vector \mathbf{M} orientado en la dirección y sentido del campo magnético principal que tiene un valor máximo. Este vector, por estar orientado en este eje del campo magnético externo (denominado eje Z) también se denomina M_z o "vector de magnetización longitudinal". De este modo tenemos que: $\mathbf{M} = \mathbf{M}_z = \mathbf{1}$.

2. Los espines comienzan a precesar con una frecuencia que depende de la potencia del campo magnético principal. No todos los espines precesan con la misma frecuencia, ya que se molestan entre sí, por lo que precesarán a una frecuencia similar a la frecuencia de Larmor promedio de todos los espines que constituyen el volumen, pero cada uno de ellos tendrá una frecuencia que difiere mínimamente de otro. A esta interacción se la denomina "**interacción espín-espín**". Por este motivo se puede afirmar que la muestra está "**desfasada**"; ya que la frecuencia de cada espín es similar a la de los otros, pero distinta. Esto determina que exista un plano perpendicular al eje Z del campo magnético principal, denominado "**plano XY**" en el que no existe una magnetización neta como la que si se establece en el eje Z. Por este motivo se establece que existe una magnetización transversal M_{xy} que tiene el valor de cero: $\mathbf{M}_{xy}=\mathbf{0}$. La interacción espín-espín es más marcada en los tejidos más compactos (como los tendones) y menos marcada en los tejidos más laxos (como el LCR), por lo tanto, en los tendones habrá más desfases que en el LCR. De este modo, la interacción espín-espín, por depender de la naturaleza de los tejidos, también se le denomina **BBioq** (campo magnético de entorno bioquímico).

3. De esta forma se establece una diferencia de energía dada por el exceso de espines, la que se denomina "magnetización del vóxel", representada por el vector de magnetización longitudinal M_z , y una diferencia en la fase de los espines, determinada por el hecho de que cada uno de los espines precesa a una frecuencia distinta debido a la interacción espín-espín. Esto determina que no exista una magnetización neta en el plano transversal. Estas dos condiciones determinan un estado de equilibrio basal denominado "Equilibrio de Boltzmann" (Fig. 3-3). En el fenómeno de la RM utilizada en clínica, este equilibrio se

rompe aportando energía en forma de radiofrecuencia a través del proceso denominado "excitación nuclear" que permite que el sistema esté en un estado excitado. Tras suspender el aporte de energía (suspender el pulso de RF que "excitó") el sistema volverá al estado de equilibrio basal mediante el proceso denominado "relajación nuclear". El fenómeno de relajación es registrado en una antena y eso permite la generación de las imágenes.

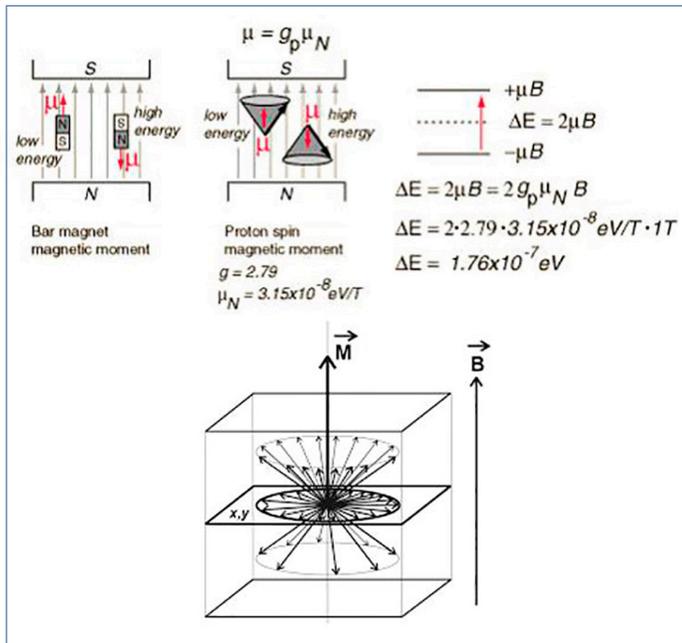


Figura 3-3. Representación del Equilibrio de Boltzmann. El esquema superior muestra la diferencia de energía entre los estados UP y DOWN que causa el exceso de espines y la aparición de la magnetización del vóxel M (o M_z , por estar ubicado en el eje longitudinal). En el esquema inferior se aprecia el vector de magnetización M, y la representación en el plano transversal de la magnetización nula debida por el desfase de los espines.

El campo magnético principal, necesario para el establecimiento del equilibrio de Boltzmann, y fundamental para la manifestación del fenómeno de RM, debe ser muy potente, sin embargo, no es perfectamente homogéneo ya que presenta zonas en las que la potencia del campo es menor, o mayor a la mayor parte de este. Esta **inhomogeneidad** del campo magnético principal determina que los espines que estén ubicados en las zonas inhomogeneas precesen a una frecuencia distinta a la del resto de los espines, es decir, introducen una mayor cantidad de desfases, que se suman a los desfases introducidos por la interacción espín-espín. La explicación de este fenómeno deriva de la misma ecuación de Larmor.

Adicionalmente, las calcificaciones y la sangre presentan iones Ca^{+2} y Fe^{+3} respectivamente. Estos iones interactúan con el campo magnético, reforzándolo en la vecindad de donde se ubican. Dado que en estas zonas, la potencia del campo magnético principal aumenta levemente y de acuerdo a la ecuación de Larmor, los espines ubicados en la vecindad de estos iones precesarán más rápido que los espines que están lejos de ellos, por lo que estarán "más desfases" con respecto

a ellos. A este fenómeno se le denomina "**susceptibilidad magnética**", y ocurre en la presencia de metal, calcificaciones y hemorragia crónica (con presencia de hemosiderina). Por lo tanto, la susceptibilidad magnética también será una causa de desfase de los espines, al igual que la interacción espín-espín y la inhomogeneidad del campo magnético.

Una vez establecido el equilibrio se puede generar el proceso de excitación mediante la adición de un pulso de RF, que tiene la misma frecuencia que el promedio de la frecuencia de precesión de todos los espines que componen el vóxel. Esta frecuencia se denomina "Frecuencia Central (FC)" y determina que el pulso de RF suministrado tenga dos efectos sobre los espines en equilibrio:

1. El vector de magnetización realizará un movimiento de nutación "acostándose" en relación con la potencia del pulso de RF administrado. El pulso de RF aportará energía de modo que los espines UP pasarán al estado más energético DOWN. En esta situación la magnetización del vóxel cambiará de orientación formando un ángulo con respecto al eje Z. Este ángulo se denomina "flip angle" y se mide en grados. Si el ángulo que forma con respecto al eje Z es de 90° el pulso de RF suministrado se denomina "pulso de saturación" ya que en esta situación el valor de la componente longitudinal es igual a 0 ($M_z=0$). Si el pulso de RF es más potente o de mayor duración, el flip angle podría llegar hasta los 180° denominándose "pulso de inversión". En el pulso de inversión el valor de la magnetización toma el valor -1 por lo que la magnetización longitudinal pasa de M_z a $-M_z$. Solo estos dos ángulos flip (90° y 180°) tienen un nombre determinado, sin embargo, este ángulo puede tomar cualquier valor entre 1° y 180° (Fig. 3-4).

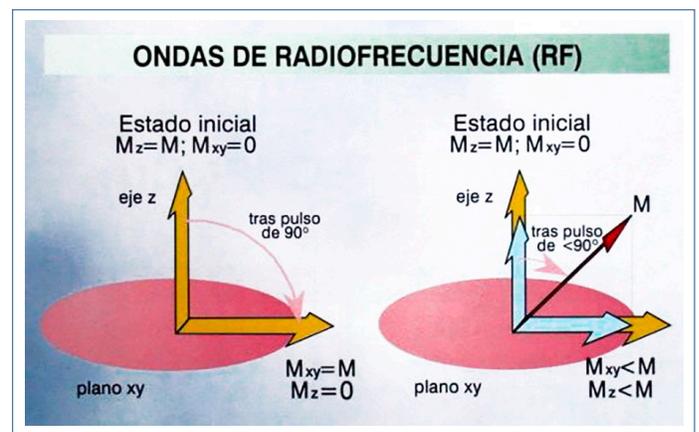


Figura 3-4. A la izquierda pulso de 90° en el que la magnetización neta, posicionándose en el plano transversal XY. A la derecha se observa un pulso de 45° en el que la magnetización neta hasta 45° por lo que su proyección en el eje Z y en el plano XY es exactamente igual en módulo.

2. Todos los espines precesarán exactamente a la misma frecuencia, que es igual a la frecuencia del pulso de RF incidente. Incluso los espines con distinta interacción espín-espín, los sometidos a zonas inhomogeneas del campo magnético, y los que están bajo el efecto de la susceptibilidad magnética; precesarán exactamente a la

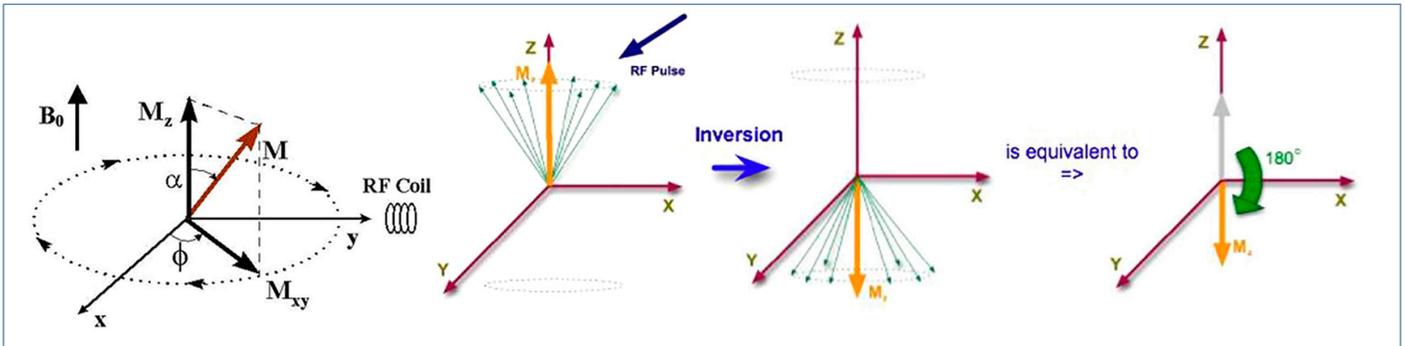


Figura 3-5. A la izquierda tenemos la condición general producida por un pulso de RF con un ángulo flip determinado. A la derecha está la condición generada por un pulso inversor de RF.

misma frecuencia, por lo que la muestra pasará de estar desfasada a estar “en fase”. Dado que todos los espines están en fase, la componente transversal tendrá un valor distinto al valor cero que tenía durante el equilibrio de Boltzmann. Cuando el pulso de RF es un pulso de saturación, la componente longitudinal tendrá un valor de cero ($M_z=0$) y la componente transversal tendrá un valor de uno ($M_{xy}=1$) ya que el vector de magnetización estará en el plano XY.

Cuando el pulso de RF es un pulso inversor, la componente longitudinal tendrá el valor -1 ya que la magnetización se encuentra invertida ($M = -M_z = -1$), y la componente M_{xy} tendrá un valor de cero, ya que la magnetización no se proyecta sobre ese plano, sin embargo, podemos asumir que todos los espines están en fase por el efecto que tiene en la fase un pulso de RF (Fig. 3-5).

Podemos definir el final del proceso de excitación nuclear mediante pulsos de RF a través de la siguiente relación:

$M = M_{xy} \neq 0$
 $M_z = 0$ o $M_z = -M_z$. En caso de un pulso α° , $M_z < M$ y $M_{xy} < M$

Una vez terminada la excitación, la que acaba con la suspensión del pulso de RF, comienza el proceso de relajación nuclear. La relajación nuclear es el proceso mediante el cual un vóxel excitado alcanza el equilibrio de Boltzmann.

Como sabemos, el equilibrio de Boltzmann está definido por dos fenómenos: la presencia de la componente longitudinal M_z debido a la orientación de la mayoría de los espines en posición UP, la menos energética; y la ausencia de una componente transversal M_{xy} debido a que los espines están en distintas fases, a causa de las interacciones spin-spin, las inhomogeneidades del campo magnético y la susceptibilidad magnética presente en el medio. Por lo tanto, el equilibrio de Boltzmann tiene 2 componentes de análisis: uno es la energía del medio (componente longitudinal) y el otro es la incoherencia de las fases de los espines (componente transversal). Por este motivo, la relajación también será analizada desde el punto de vista longitudinal y desde el punto de vista transversal.

La relajación es por definición un proceso de liberación de energía, influenciada por el entorno bioquímico de los espines, llamado también red, plasma o látex (lattice).

Esta red es el entorno bioquímico “remoto” ya que depende del tipo de “tejido” del que forman parte los espines. Como “tejido” conocemos al agua, libre o ligada a macromoléculas, la grasa, la sustancia blanca, la sustancia gris, etcétera; los cuales facilitan o perjudican la liberación del exceso de energía entregado a los espines UP que pasaron a DOWN al mismo medio remoto. Por otro lado, sabemos que los desfases de una muestra de espines también dependen del entorno bioquímico, lo que definimos en el equilibrio magnético como el BBioq. Entonces existe otro entorno bioquímico, denominado “local” o “próximo” que se relaciona con el grado de compactación del tejido y que favorece o perjudica la posibilidad de interacción espín-espín, que hará que una muestra se desfase más rápidamente o viceversa.

“Por lo tanto, el entorno bioquímico influye tanto en la liberación rápida o lenta de energía de RF absorbida (entorno remoto o lattice) como en permitir el desfase rápido o lento de los espines puestos en fase por el pulso de RF (entorno local)”.

En la figura 3-6 se observa el vector transversal volviendo a la condición de equilibrio, o sea volviendo al valor $M_{xy} = 0$.

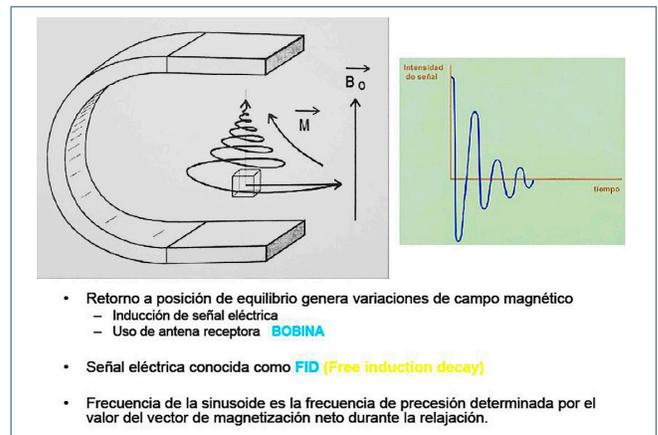


Figura 3-6. Movimiento de contranutación de la magnetización del vóxel M

Este vector transversal corresponde al vector suma (vector M) que nutó en 90° y que volverá a la condición de equilibrio realizando el camino inverso, el **movimiento de contranutación**.

El vector M gira a medida que va disminuyendo de magnitud. Si se sitúa una antena en posición perpendicular a este vector, en ella se inducirá una señal eléctrica de corriente alterna, con la forma de una senoide decreciente. Esta señal eléctrica es la señal de la RM y se llama **FID (Free Induction Decay, o caída libre de la inducción)**, la que se constituirá en un Eco.

La antena utilizada debe ser colocada siempre perpendicular al vector M ya que si se pone paralela no se producirá la inducción eléctrica (fig. 3-7).

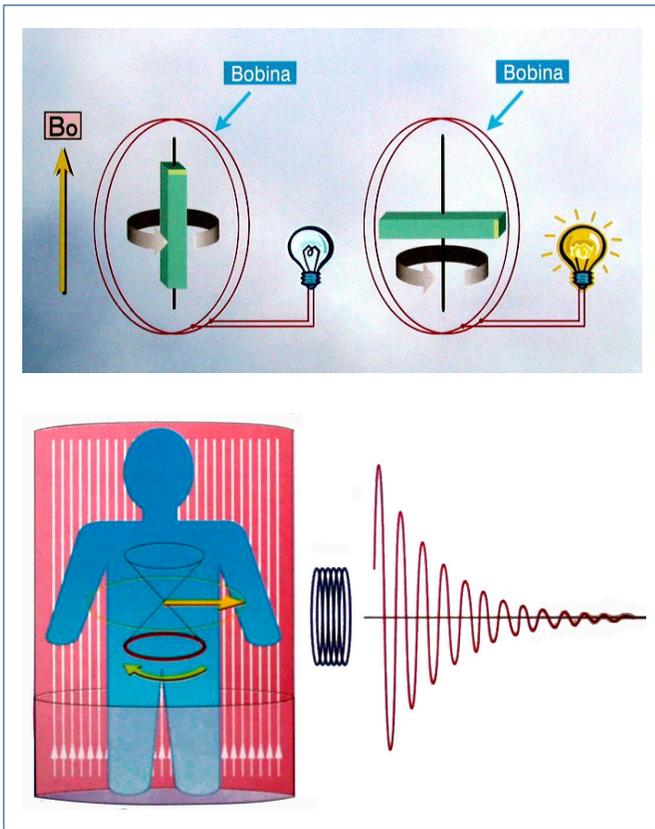


Figura 3-7. Inducción eléctrica en situación perpendicular entre el vector y la antena.

Para analizar lo que sucede en la relajación, hay que evaluar por separado la relajación en la componente longitudinal y en la componente transversal (figura 3-8). Hay que recalcar que ambos procesos son simultáneos, pero físicamente tienen un origen diferente, y por esta razón es que se analizan separadamente.

En la componente longitudinal hay un proceso de liberación de energía. Al inicio de la relajación no existe componente longitudinal ($M_z = 0$) y a medida que pasa el tiempo aparece y luego va aumentando, hasta que se hace máximo. Si el tiempo siguiera aún más, ¿qué sucedería? Nada, porque la componente longitudinal ya llega a su máximo valor al terminar la relajación, es decir, al alcanzar el estado de equilibrio Boltzmanniano, cuando todos los espines que pasaron de UP a DOWN debido a la emisión del pulso de RF vuelven a UP.

En la componente transversal lo que se ve es la FID. Esto se refiere a la forma cómo los espines van perdiendo la coherencia de fase adquirida por la acción del pulso de RF emitido durante la excitación. Si los espines pierden rápidamente la fase, este vector se acaba muy rápido y la FID sería muy corta de duración, y de una alta frecuencia. Los desfases serán mayores cuando los tejidos sean más compactos, permitiendo mayores interacciones espin-espin. Mientras sea mayor el desfase, será mayor la frecuencia de la FID y menor su duración. Esta idea se refuerza al observar la (figura 3-9).

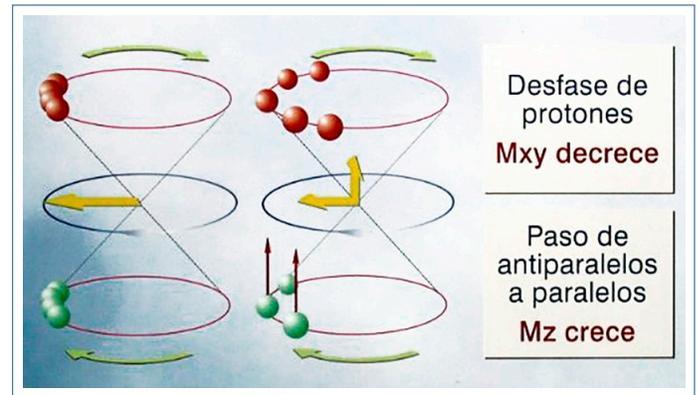


Figura 3-9. Relajación longitudinal y transversal.

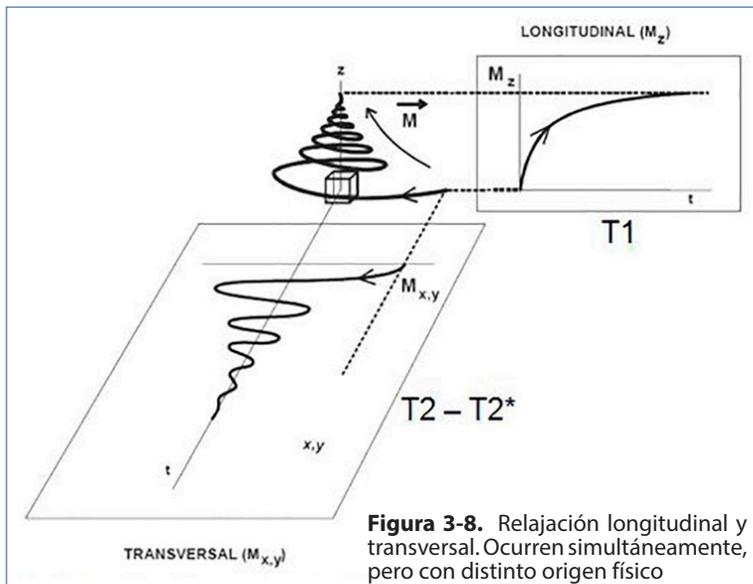


Figura 3-8. Relajación longitudinal y transversal. Ocurren simultáneamente, pero con distinto origen físico

Entonces, los dos procesos, la relajación de la componente longitudinal y de la transversal, están modulados por el entorno bioquímico remoto y local, respectivamente. Físicamente son dos procesos distintos, ya que mientras uno es un proceso de liberación de energía, el otro es el proceso de pérdida de la coherencia de fase.

La relajación longitudinal se relaciona con el tiempo de relajación conocido como T1 o Spin-Red.

La relajación transversal se relaciona con el tiempo de relajación conocido como T2 o Spin-Spin, y con el T2* (T2 estrella).

■ RELAJACIÓN T1

Según la figura 3-10, los espines que se están relajando, vistos desde el punto de vista del eje longitudinal tienen que tener un exceso de energía por haber pasado de UP a DOWN causado por el pulso de RF emitido. Ahora cuando se están relajando, liberan la energía que habían absorbido y vuelven al estado UP.

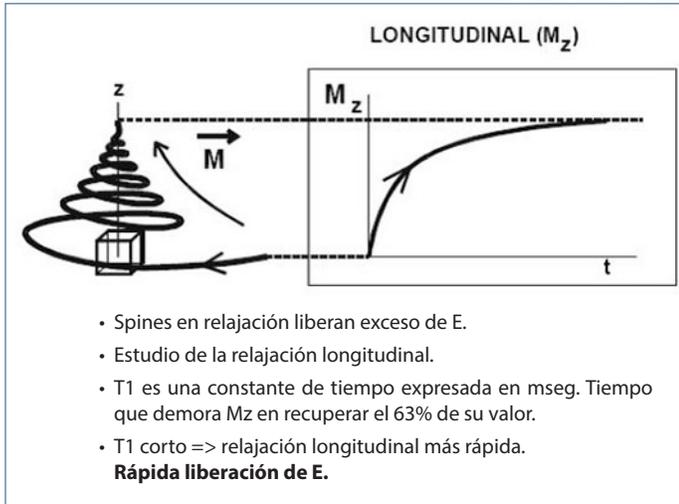


Figura 3-10. Relajación longitudinal T1 o Spin-Red.

Da la sensación de que este tiempo fuera una convención antojadiza, pero existe una ecuación diferencial que explica por qué el valor de la constante de relajación T1 se calcula cuando se ha recuperado en un 63%. Lo importante es que T1 es una constante de tiempo y se mide en unidades de tiempo, pero como es tan poco el tiempo que transcurre se mide en milisegundos.

Por definición, la constante de relajación T1 *es el tiempo que demora la componente longitudinal de un tejido determinado en recomponer el 63% de su valor inicial, observado en el estado de equilibrio*. El T1, además, *es específico para cada tejido y depende de la potencia del campo magnético*, porque mientras más potente es el campo, más grande es el vector de magnetización longitudinal y más tiempo se demora en reconstituirse.

Por lo tanto, mientras sea mayor el valor del campo magnético externo, será más larga la constante T1. Según la definición, cuando se dice que un tejido tiene el T1 corto, significa que la relajación longitudinal es más rápida, o sea que la liberación de energía de los espines a su medio bioquímico remoto, la red, es más rápida por estar facilitada en la red la recepción de este exceso de energía.

En la figura 3-11 se ve la progresión del T1 en función del tiempo.

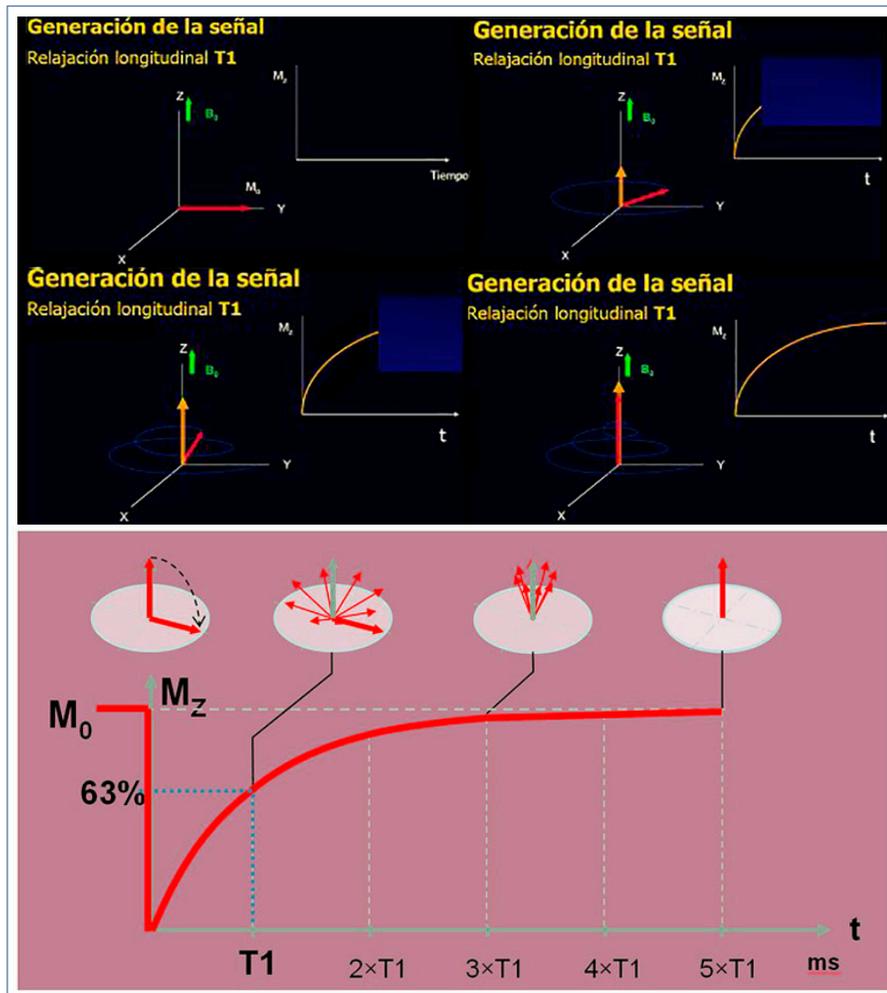


Figura 3-11. Progresión de la relajación transversal T1 en función del tiempo.

Acá se observa la progresión de la relajación longitudinal en función del tiempo. Vemos que a medida que pasa el tiempo comienza a recomponerse la componente. Finalmente, toda la magnetización transversal quedará alineada en el eje Z al alcanzar el equilibrio de Boltzmann.

El objetivo de medir la relajación T1 hasta que se alcanza el 63% del componente longitudinal original es que de este modo permite comparar los tiempos de los diferentes tejidos y por eso caracterizarlos. Si se midiera cuando se recupera el 100%, o sea, al alcanzar plenamente el equilibrio de Boltzmann, no podríamos hacer diferencias entre los distintos tejidos, ya que todos se demorarían lo mismo en recomponer todo el componente longitudinal (Figura 3-12).

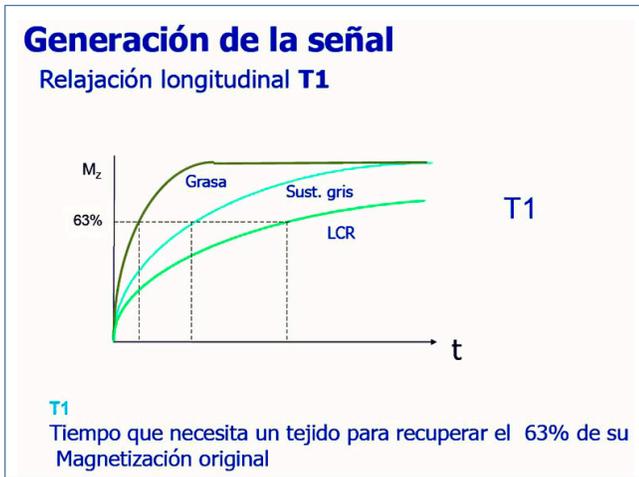


Figura 3-12. La eficiencia del T1 para comparar diferentes tejidos.

Sabemos que cada tejido tiene su T1 característico, dependiendo de la potencia del campo magnético principal.

Según la distribución vista en la figura 3-12, ¿qué tejido es el que tiene el T1 más corto?:

La grasa, luego la sustancia blanca (ya que la mielina está compuesta en su mayoría por esfingolípidos) y luego la sustancia gris (formada por somas neuronales que tienen citoplasmas con un alto contenido de agua, pero no pura, sino que llena de macromoléculas). El tejido que tiene el T1 más largo es el agua. Desde el punto de vista de la RM, el LCR se considera agua pura, a pesar de que no lo es bioquímicamente (ya que en condiciones normales contiene glucosa y proteínas, entre otros componentes). Aunque no se encuentra representado en el esquema, ¿en qué punto podríamos posicionar al edema?: Entre la sustancia gris y el LCR, ya que el edema es agua “menos pura” que el LCR por su alto contenido de proteínas, pero “más pura” que el agua citoplasmática por contener menos macromoléculas en solución y suspensión. Este es el razonamiento sobre la naturaleza bioquímica de “los tejidos” que permite este enfoque del T1.

Si tenemos todas estas curvas T1 posicionadas y las cortamos al 63% podemos ver que efectivamente la grasa se demora menos tiempo en llegar a este porcentaje, y que el tiempo más largo corresponde al LCR. Al visualizar el intercepto de este 63% en el eje de las abscisas podremos conocer el tiempo en milisegundos que se demoran en alcanzar el este valor, lo que se conoce como constante T1. En la tabla 3-1 podemos ver los valores del T1 de distintos tejidos a distintos teslajes. Observe que, para cada tejido, siempre el valor del T1 será mayor cuando la potencia del campo magnético también es mayor.

Un espín DOWN debe liberar su exceso de energía a la red para poder volver al estado UP y así relajarse. En la figura 3-13 se puede ver el mecanismo por el cual la red recibe la energía liberada de los espines DOWN, permitiendo su vuelta a UP. La red está compuesta por moléculas de la misma clase en constante movimiento. Los movimientos más importantes son la agitación térmica (movimientos brownianos), la rotación, vibración y la translación (difusión) libre. Estos movimientos permiten la colisión de las moléculas lo cual favorece la

liberación de energía en forma de calor, así como la formación de enlaces débiles, como los enlaces de Van der Waals, que se forman solo con 7 kcal/mol, por lo que se forman fácilmente, y se rompen, liberando así energía que favorece la formación de otros enlaces, y así sucesivamente. Por lo tanto, los espines que formen parte de un medio bioquímico que presente una alta interacción molecular como la descrita, tendrán más facilidad para liberar su energía. La red que permite una interacción molecular máxima es la grasa, y la que más la dificulta es el agua. Por lo tanto, los espines que forman parte de la red “grasa” liberarán más fácilmente su exceso de energía, la que será recibida por esta red “altamente complaciente” para recibirla. La red “agua” es la que menos favorece estas interacciones, por lo que será la menos complaciente, y a los espines que forman parte de la red agua les costará mucho liberar su exceso de energía, por lo que su T1 será largo.

El Gadolinio (Gd) en su forma de ión gadopentato, cuando está disuelto en la red agua, aumenta drásticamente su complacencia para recibir el exceso de energía de los espines que forman parte de ella, por lo que liberarán más fácilmente este exceso energético, relajándose más rápidamente que si no estuviera presente el gadopentato. Es por eso por lo que este ión se utiliza como medio de contraste en RM.

Tabla 3-1. Valor de T1 de algunos tejidos, en función de la potencia de B0

Tejido	T1 [ms] (a 0,2T)	T1 [ms] (a 1T)	T1 [ms] (a 1,5T)
Grasa	200 ± 60	250 ± 70	260 ± 70
Hígado	228 ± 50	420 ± 92	490 ± 110
Riñón	393 ± 110	587 ± 160	650 ± 180
Bazo	398 ± 75	680 ± 130	778 ± 150
Sustancia blanca	388 ± 66	680 ± 120	783 ± 130
Músculo esquelético	370 ± 66	730 ± 130	863 ± 160
Músculo cardíaco	416 ± 66	745 ± 120	862 ± 140
Sustancia gris	492 ± 84	809 ± 140	917 ± 160
LCR	1500 ± 400	2500 ± 500	3000 ± 600

T1 recibe el nombre de tiempo de relajación **spin-red, o spin látex**.

- El protón intercambia E con el medio (red).
 - Movimientos Brownianos.
 - Enlaces débiles.
 - Rotación, vibración, translación.
 - Lípidos
 - Agua libre
 - Macromoléculas
- Valores de T1 dependen de la potencia del B₀.
- Valores T1 reflejan variaciones térmicas locales.
- T1 disminuye en presencia de sustancias paramagnéticas (Gd) => **Uso como M de C.**

Figura 3-13. Mecanismo del intercambio de energía de los espines con su red.

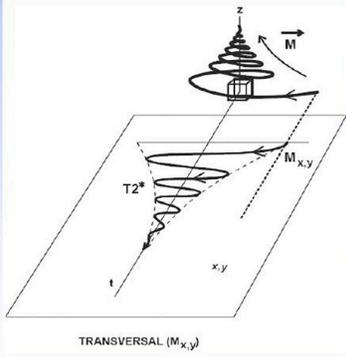
■ RELAJACIÓN T2 y T2*

Relajación T2 y T2*

- Estudio de la relajación transversal (Mxy)
- $M_{xy} = 0 \Rightarrow M$ se ha alineado con B_0
- Pérdida de la coherencia de fase de los spins

DESFASE

- Liberación de E a la frecuencia que depende del campo magnético local percibido por el spin.



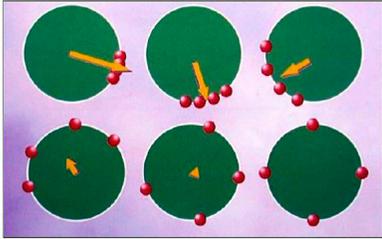
TRANSVERSAL (M_{xy})

Figura 3-14. Relajación transversal T2 o Spin-Spin

En la relajación T2 lo que se estudia es la relajación de la componente transversal. Cuando esta componente alcanza el valor de 0, significa que la magnetización se ha alineado con el campo magnético principal, en el eje z. ¿Significa eso que se recuperó completamente M_z ?

No, porque yo puedo perder completamente la fase de los espines y el componente M_z aún puede estar en su proceso de relajación longitudinal. De hecho, eso es lo habitual, ya que como veremos, los valores de T2 son para todos los tejidos más cortos que los de T1.

El principal responsable del desfase de los espines será el medio bioquímico local, a través de la interacción espín-espín.



- Valor del B percibido por el spin depende fuertemente del Bbioq en que se encuentra.

Interacción spin-spin

- Interacción spin-spin nula \Rightarrow relajación coherente (**sincrónica**)
- Asincronismo dado por:
 - Heterogeneidades de B_0 .
 - Composición y estructura molecular intravóxel.
 - Susceptibilidad magnética (alteración local por iones)

Figura 3-15. Relajación transversal T2 o Spin-Spin

Como podemos apreciar en la figura 3-15, cuando se corta el pulso de RF que puso a los espines a precesar en fase, estos rápidamente comienzan a desfasarse, proceso que se conoce como **pérdida de la coherencia de fase**. La coherencia de fase se perderá más rápidamente, es decir, en **forma asincrónica**, cuando la interacción espín-espín es mayor, lo que ocurre en los tejidos más compactos (por ejemplo, en un tendón). Cuando los tejidos son más laxos (como en el agua), la

interacción espín-espín es prácticamente nula, por lo que el desfase será más coherente (**sincrónico**), lo que dicho de otra forma, implica que el desfase es más lento, por lo que el vector transversal se perderá más lentamente.

Por lo tanto:

Redes locales más compactas (tendón): Mayor interacción espín-espín, desfase más rápido (asincrónico), disminución más rápida de la componente Mxy.

Redes locales más laxas (agua): Menor probabilidad de interacción espín-espín, desfase más lento (sincrónico), disminución muy lenta de la componente Mxy.

Cuando hablamos de la interacción espín-espín nos referimos a la **“composición y estructura molecular intravóxel”**, es decir que un tejido, por ser el tejido que es, tiene un grado de compactación o de laxitud propio de él, por lo que está “destinado” a desfasarse en forma rápida o lenta. Un músculo tendrá una composición y un grado de compactación constante y característico para este tejido, por lo que siempre tendrá la misma posibilidad de interacción espín-espín, esto asumiendo que es un músculo sano, porque si está infiltrado por grasa, o edematoso, su composición molecular cambiará, lo que se traducirá en un cambio en su compactación normal (se hace menos compacto), y por lo tanto en una disminución de su posibilidad de interacción espín-espín que se traducirá en un desfase más sincrónico.

Es importante notar que el asincronismo del desfase no depende exclusivamente de la composición molecular intravóxel, lo que incide en la posibilidad de interacción espín-espín, sino que también depende de otros dos factores que ya hemos analizado:

Inhomogeneidades del campo magnético

Ya sabemos que un campo inhomogéneo hará que los espines ubicados en las regiones inhomogéneas precesen a una frecuencia distinta a lo que lo hacen en las regiones homogéneas, lo que aumenta los desfases de la muestra

Susceptibilidad magnética

Ya sabemos que, en presencia de partículas ferromagnéticas (iones), los espines que están en su proximidad precesarán más rápidamente que los que están alejados de éstas, por lo que estarán más desfasados.

Por esto, existen 3 factores de asincronismo (desfase).

1. Composición molecular intravóxel
2. Inhomogeneidades del campo magnético
3. Susceptibilidad magnética

DEFINICIÓN DE T2

El T2 se define como **el tiempo que transcurre desde que se tiene el máximo de la componente transversal hasta que pierde el 63% de ella**. Dicho de otro modo, es el tiempo que transcurre hasta que queda un 37% de la componente transversal original. Por lo general, los valores de T2 son mucho más bajos que los valores de T1, ver figura 3-16.

- Se define como el tiempo en que tarda la componente transversal en decaer al 37% de su valor inicial.

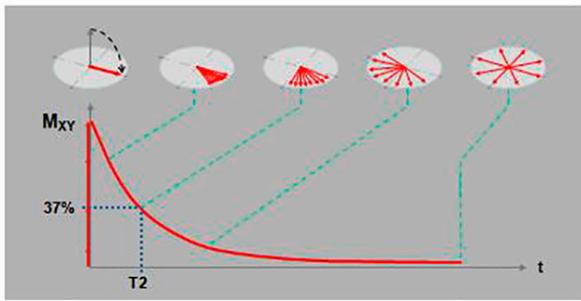
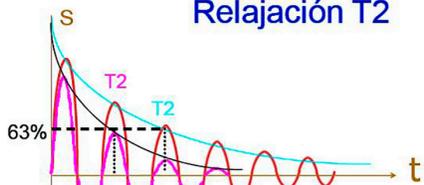


Figura 3-16. Definición del T2.

Generación de la señal Relajación T2



T2
Tiempo que transcurre hasta que se ha perdido el 63% de la señal original.

Figura 3-17. Definición del T2 y Curvas T2 de 2 tejidos diferentes.

Según la figura 3-17, vemos dos tejidos diferentes y comparamos su relajación transversal cuando han perdido el 63% de su valor inicial. La curva blanca es de un tejido que tiene un T2 más corto que el de la curva roja. Cuando decimos que un tejido tiene un T2 largo, estamos diciendo que tiene una mayor coherencia en la relajación, gran sincronismo, poco desfase. El T2 corto significa lo contrario, lo que se explica por una mayor probabilidad de que se produzcan interacciones espín-espín.

T2 largo => mayor coherencia en la relajación transversal, gran sincronismo, poco desfase.

- T2 es el tiempo que debe transcurrir para que M_{xy} , pierda el 63% de su valor inicial.
- T2* considera todos los factores que influyen sobre el sincronismo.
 - Campo magnético externo no homogéneo.
 - Tejido con variaciones magnéticas locales.
- T2 refleja asincronismo debido sólo a las influencias spin-spin aleatorias.
- Composición y estructuración propias de un tejido.

$$T2^* < T2$$

Figura 3-18. Relajación transversal T2 y T2 estrella (T2*).

¿Cuál es la diferencia entre T2 y T2*?

En la figura 3-18, se observa que cuando al hablar del T2 se incluye exclusivamente a la composición molecular intravóxel, o sea, por el hecho de que un tejido "es el tejido que es", tiene

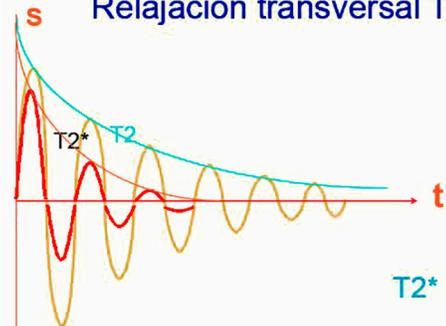
una red local característica que hace que "esté destinado" a tener un valor de T2 constante, que **no depende de la intensidad de B_0** , sino que solo depende del grado de compactación propio del tejido, lo que determina la posibilidad de tener más o menos interacciones espín-espín.

Cuando se habla de T2* decimos que un tejido a pesar de tener una composición molecular intravóxel que lo destina a tener un cierto valor de T2, también está dentro de un imán que tiene inhomogeneidades, las cuales también pueden aumentar los desfases, dependiendo del grado de inhomogeneidad que tenga. Adicionalmente en el tejido, o en sus proximidades puede haber sustancias ferromagnéticas o iones, por ejemplo, hierro (en caso que haya una hemorragia antigua que se manifieste con rastros de hemosiderina) o una calcificación (ión Ca^{+2}) los que van a producir una mayor susceptibilidad en el tejido, desfasándolo más rápidamente. Cuando se consideran estos tres factores que influyen en el desfase; composición intravóxel, susceptibilidad magnética e inhomogeneidades del campo magnético, hablamos de T2* y cuando sólo se considera la composición molecular intravóxel hablamos de T2.

Por lo tanto, ¿cuál de los dos es más corto?:

El T2*, porque considera todos los factores de asincronismo, mientras que el T2 solo considera uno. El T2 siempre será constante, mientras que el T2* no puede serlo, ya que la inhomogeneidad de campo magnético y la susceptibilidad magnética presentes, no pueden preverse ni cuantificarse a priori. En la Figura 20 se comparan gráficamente el T2 y el T2*.

Generación de la señal Relajación transversal T2*



Pérdida de la relajación transversal más rápida debido a inhomogeneidades del campo magnético y variaciones magnéticas locales.

Figura 3-19. Relajación transversal T2 y T2 estrella (T2*)

Retomando la relajación T1 y T2, cuando hablamos del T1, nos referiremos al grado de recuperación de la **magnetización longitudinal**, que es un proceso de **liberación de energía**. Cuando nos referimos al T2, estamos describiendo el grado de **pérdida de coherencia de fase**, que se refleja en la disminución de la magnetización transversal, que es la responsable de la **señal** de inducción que se obtiene en la RM. Ambos procesos son simultáneos, sin embargo, físicamente tienen un origen distinto, por lo que son abordados en forma separada,

ver figura 3-20. Todos los tejidos tienen valores constantes de T1 y T2 (no así del T2*), siendo el **T1 dependiente de la intensidad del campo magnético** externo, mientras que el T2 no depende de la potencia de campo magnético. Los **valores de T2** para los distintos tejidos, **siempre son más cortos** que su correspondiente T1 (Figura 3-20).

Tabla 3-2. Comparación de valores de T1 y T2 en algunos tejidos cerebrales

Tejido	T1 (mseg)	T2 (mseg)
Sustancia blanca	510	67
Sustancia gris	760	77
Edema	900	126
LCR	2650	180

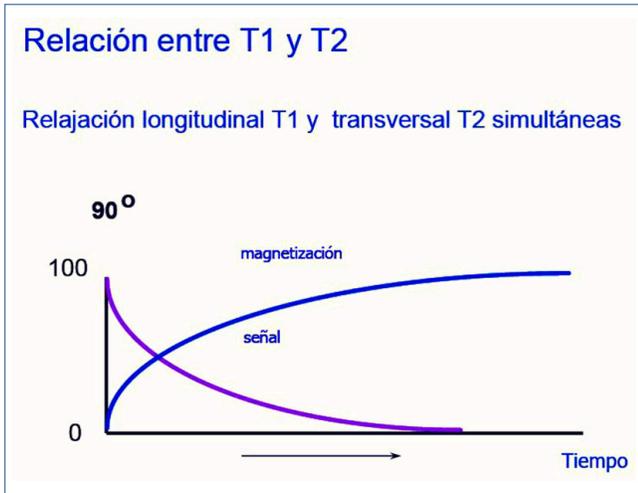


Figura 3-20. T1 y T2 simultáneos.

En la figura 3-21 se ve la relajación longitudinal en tres esquemas: Empieza una vez suspendido el pulso de RF cuando tengo la misma cantidad de espines UP que DOWN, por lo que la componente longitudinal es igual a 0. Comienza la relajación y los espines DOWN comienzan a liberar su exceso de energía para pasar a UP (no todos como en el cuadro). Esta es la relajación T1.

También se observa la relajación transversal en tres esquemas, donde se ve claramente que no tiene nada que ver con la relajación longitudinal ya que durante toda la representación hay 2 espines arriba y 2 abajo, lo que implica que la componente neta M_z es igual a cero. Se ve que justo en el momento en que se suspende el pulso de RF, todos los espines están en la misma fase y paulatinamente comienzan a desfasarse, lo que explica la disminución de la componente transversal. Al final del proceso toda la muestra está completamente desfasada, lo que se manifiesta con la pérdida de toda la componente M_{xy} .

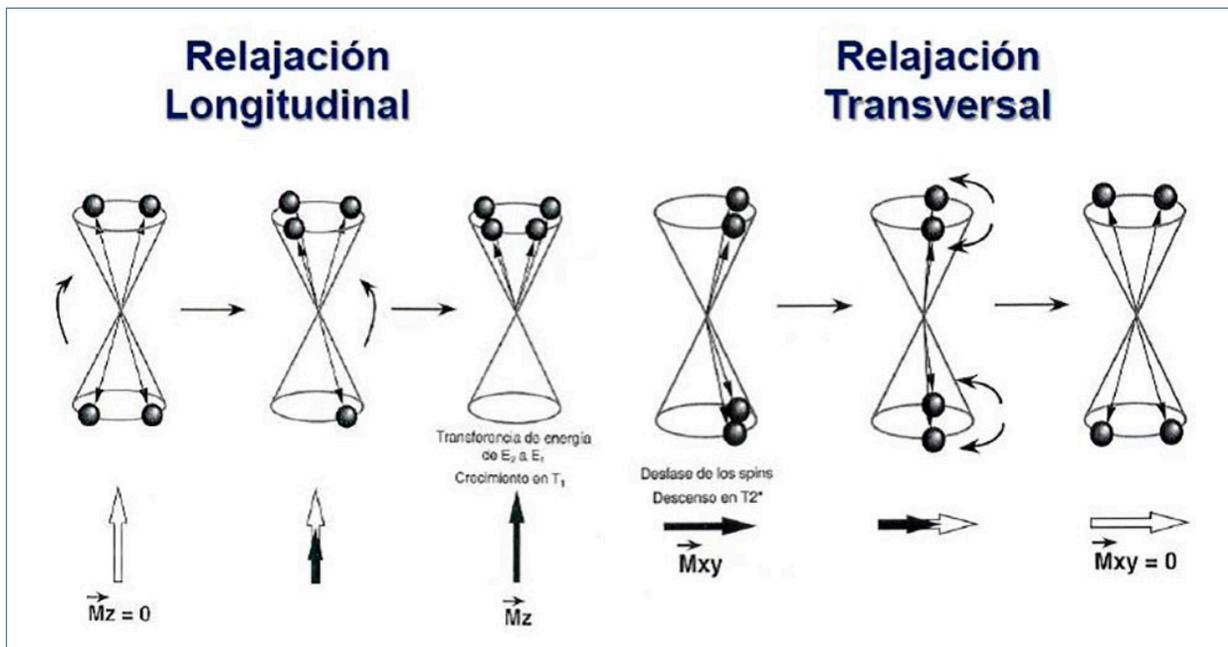


Figura 3-20. Esquema resumen de la relajación longitudinal y transversal

4

PRINCIPIOS FÍSICOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA. Potenciación de la Imagen

Autor: Cristián Garrido Inostroza

■ Potenciación de la Imagen

La palabra potenciar no nos dice nada de buenas a primeras. Potenciar la imagen es análogo a contrastar la imagen. Es así que cuando decimos que una imagen está potenciada en T1, implica que el contraste de la imagen está dado por las propiedades del T1 presentes en los tejidos estudiados en esa imagen. En este caso, en nomenclatura de RM la imagen se llamará Potenciada en T1, y se denotará como T1w. La **w** significa "weighted".

Desde el punto de vista de la potenciación, afortunadamente, solo existen 5 contrastes: **T1**, **T2**, **DP** (Densidad Protónica), **DWI** (Imagen potenciada en Difusión) y **SWI** (Imagen potenciada en Susceptibilidad). Solo serán abordadas las primeras 3.

Para potenciar la imagen se recurrirá a un truco: El truco del **TR** (Tiempo de repetición).

- Debemos saber como hacer notar las diferencias entre tejidos, usando sus propiedades en T1, T2 y DP.
- Para esto debemos aplicar lo siguiente:

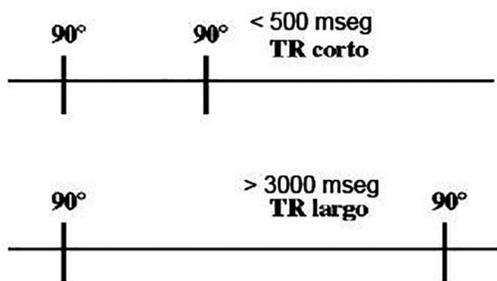


Figura 4-1. Truco del TR.

Para poder contrastar la imagen se hace lo siguiente: Se envía un pulso de 90° (de saturación) y luego se deja pasar un tiempo, durante el cual los espines se relajarán, y luego aplico otro pulso de 90°. El tiempo que transcurre entre los dos pulsos de 90° se conoce como **TR o Tiempo de Repetición**. Ahora, si el pulso fuera de 45° el tiempo transcurrido entre ambos también se llama TR. Por lo tanto, la definición amplia de TR **es el tiempo que transcurre entre dos pulsos excitatorios iniciales**.

Para este ejemplo el flip inicial es de 90°. Si el TR es menor a 500 milisegundos (ms) diremos que se aplicó un TR corto.

Si el tiempo entre los dos pulsos excitatorios iniciales es mayor a 3000 mseg diremos que se utilizó un TR largo. Estos tiempos son ejemplos por convención.

Aparte, debemos referirnos además de otro fenómeno, ya conocido: **fenómeno de pérdida de la fase**. De nuestro conocimiento de la relajación nuclear sabemos que una vez que finaliza un pulso excitatorio, los espines puestos en fase por el pulso de RF comienzan a desfasarse. Sabemos además que aquellos espines en redes más compactas perderán más rápidamente su coherencia de fase, y los pertenecientes a redes más laxas perderán su fase con mucha sincronía, ya que las interacciones espin-espin en este caso son menores. Sabemos entonces que una vez que se suspende el pulso de RF generador de la magnetización **Mxy**, los espines inexorablemente se desfasarán, sincrónica o asincrónicamente, pero se desfasarán (figura 4-2).

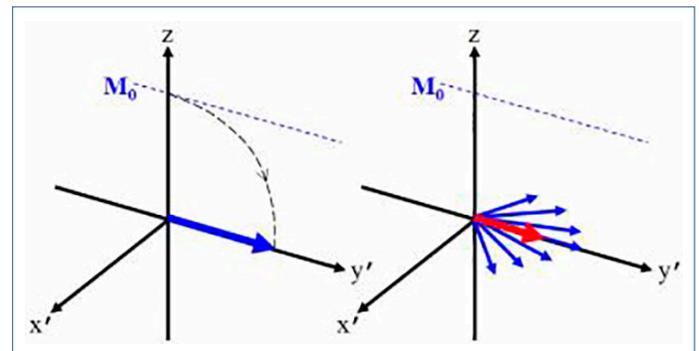


Figura 4-2. Fenómeno de pérdida de la fase.

Sabemos además que la componente transversal es la responsable de la señal de inducción, que es la señal que se utiliza para en definitiva generar la imagen, por lo que es un muy mal negocio perder este componente. Para eso también hay un truco: **La aplicación de un pulso de 180°**, que producirá el **refase de los espines**, por lo cual se "reconstituirá" la componente Mxy que se estaba perdiendo por efecto de la relajación transversal (figura 3-3).

En la figura 4-3 se ve que la componente Mxy se crea en el momento (B). Durante (C) y (D) los espines se desfasan, hasta que en el momento (E) se aplica el pulso de 180°. Este pulso invertirá los espines en el plano x, y; lo que además invertirá el sentido en el cual se estaban desfasando, hasta que transcurrido un tiempo, los espines estarán nuevamente en fase, y por lo tanto existirá una componente Mxy máxima, lo que se ve en el momento (G).

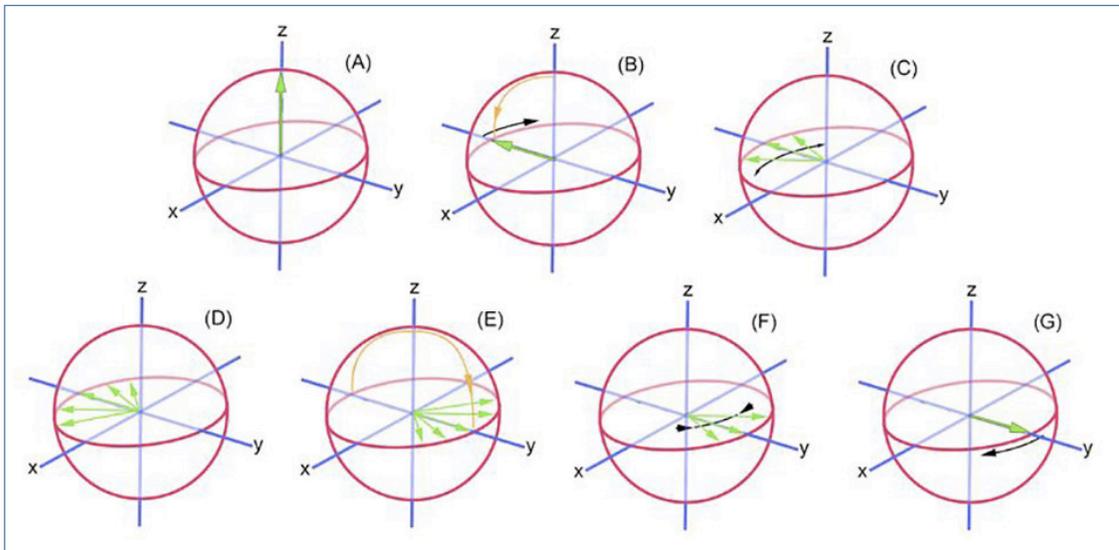


Figura 4-3. Pulso de 180°

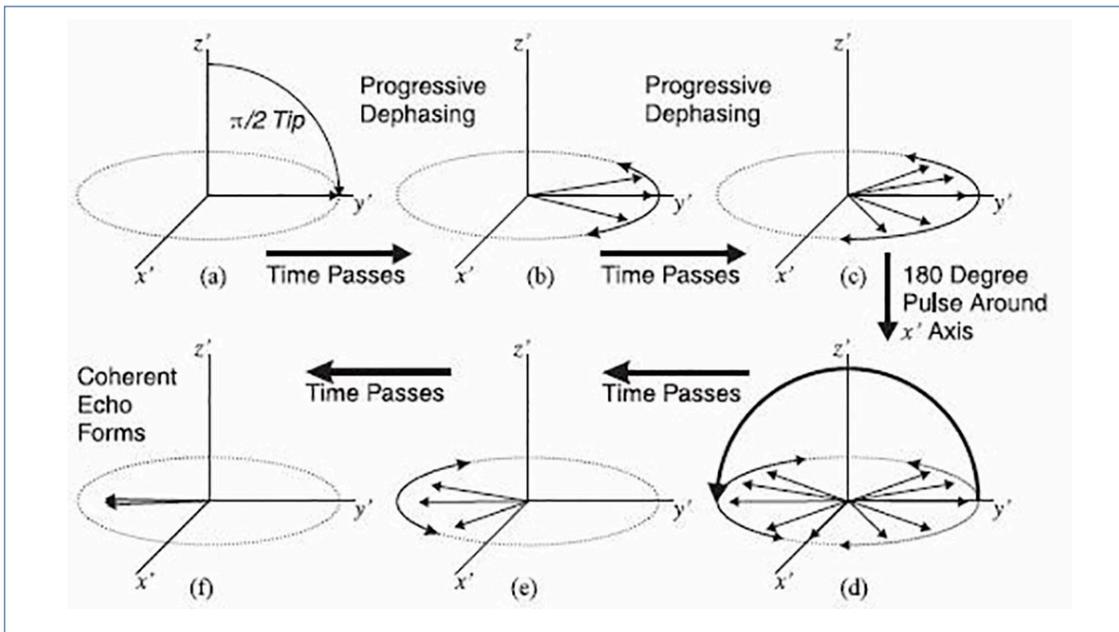


Figura 4-4. Pulso de 180° aplicado en la mitad del experimento de Hahn. En efecto vemos que el pulso de 180° se aplicó a la mitad del tiempo en que se captará la señal (Eco), de modo que en el momento en el que se adquiere el Eco, la intensidad de este sea máxima, ya que el componente transversal también es máximo.

Este experimento es clásico dentro de la resonancia magnética y corresponde al denominado "Eco de Hahn", ya que permitió obtener una señal (**Eco**) de inducción máxima al final del proceso, es decir, cuando la componente transversal (la que induce la señal en la antena) era máxima. Para que al final de este experimento la componente M_{xy} sea máxima, debe cumplirse que el refase de los espines a través del pulso de 180° se haga en la mitad del tiempo entre el inicio del proceso de relajación transversal (o sea, corte del pulso de RF inicial)

y la recolección de la señal, o eco. En la figura 4-4 vemos otro esquema que aborda lo anteriormente expuesto. Por lo tanto el pulso de 180° no se aplica en cualquier momento. Será aplicado justo en la mitad del tiempo que transcurre entre el pulso excitatorio inicial y la recepción de la señal, lo que se denomina **TE** o **Tiempo de Eco**. Por lo tanto el pulso de 180° será emitido en el **tiempo TE/2**. Por lo tanto el pulso de 180° nos sirve para evitar la pérdida de señal por disminución de la componente M_{xy} .

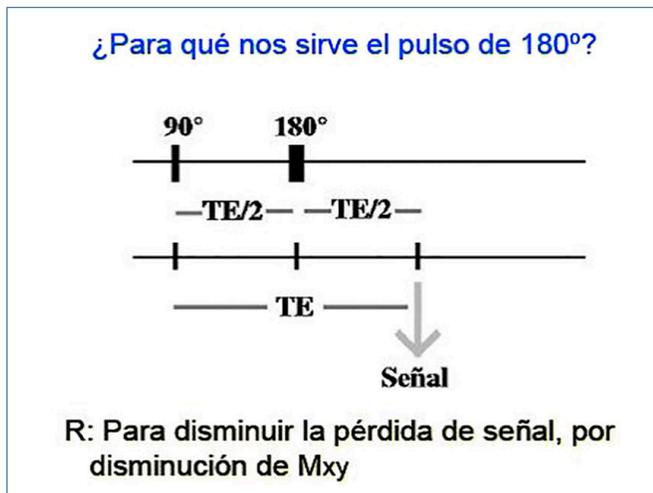


Figura 4-5. Función del pulso de 180°.

En el Eco está la clave para entender el concepto de **Intensidad de Señal**. Para captar este eco, se debe instaurar un momento de lectura de la señal en donde "se le indicará" a la bobina que abra sus canales y "escuche" lo que está pasando con la señal. Lo que escuche la antena en ese momento será lo que se reflejará en la imagen después. Por ejemplo, si un tendón estaba completamente desfasado cuando la antena "escuchó" la señal, su componente transversal era mínima o inexistente, la antena no escuchó nada de él, es decir, su intensidad de señal fue mínima o inexistente. Mientras tanto, el agua que en esos momentos recién estaba desfasándose, por lo que su componente transversal era prácticamente máxima, lo que implica que la escuché en su máxima intensidad de señal.

Por esta razón, aquellos tejidos "no escuchados" se verán negros, es decir su intensidad de señal es mínima (como el tendón en el ejemplo), por lo que se denominan **hipointensos**, del mismo modo que aquellos tejidos pobres es espines (es decir, con una baja densidad de espines, o baja densidad protónica) tampoco entregarán señal, por lo que también se verán hipointensos. Al contrario, aquellos tejidos "escuchados" se verán blancos, es decir su intensidad de señal será máxima (como el agua en el ejemplo), por lo que se denominan **hiperintensos**. La nomenclatura paulatinamente ha sido reemplazada por los términos señal alta, intermedia, baja y nula (figura 4-6).



Figura 4-6. Nomenclatura de la intensidad de señal.

Volviendo al pulso de 180°, es muy interesante discutir otros "efectos" de éste, todos ellos absolutamente deseables:

¿Qué otro efecto tiene el pulso de 180°?:

1. Corrige las inhomogeneidades del campo magnético:

Sabemos que el campo magnético siempre tendrá una zona de inhomogeneidad y si situamos a los espines en su interior, sabemos que todos los que están en las regiones homogéneas estarán precesando a una cierta frecuencia (la F_c), excepto los que están en las zonas inhomogéneas. Al enviar el pulso de 180° absolutamente todos comenzarán a precesar a la frecuencia del pulso emitido, independientemente de si están en la zona homogénea o no. Por esta razón se dice que el pulso de 180° "corrige las inhomogeneidades de B_0 ". En estricto rigor no corrige la inhomogeneidad, sino que corrige los efectos de esta, que es corregir el desfase de los espines.

2. Corrige la susceptibilidad magnética:

Si en el interior del campo magnético hay metal, calcio o sangre, éstos reforzarán la intensidad de campo magnético local en su proximidad. Si aumenta la intensidad del campo magnético los espines alrededor precesarán más rápido, y los que están más lejos del material que exhibe una alta susceptibilidad magnética, precesarán más lento. Al mandar un pulso de 180° tanto los espines que están cerca como los que están lejos van a precesar a la misma frecuencia del pulso de 180°. Por esta razón se dice que el pulso de 180° "corrige la susceptibilidad magnética". No corrige la susceptibilidad, sino que corrige los desfases de los espines que forman parte del mismo vóxel.

Si el pulso de 180° es capaz de corregir estos dos factores, es lógico deducir que cuando se desea potenciar una imagen en T2, este contraste dependa solamente de la composición molecular intravóxel, o sea del grado de compactación del tejido, que influye en su posibilidad de interacciones spin-spin; sin que influyan otros parámetros. De otro modo, **si no se aplicara el pulso de 180°** se manifestaría en la potenciación T2 la influencia de los otros factores (inhomogeneidad del campo magnético y susceptibilidad magnética), por lo que en esta situación **la potenciación** que incluye todos los factores de asincronismo no será T2, sino que **será T2***.

■ TR y TE trabajan juntos para potenciar

Para potenciar la imagen se utiliza el TR y el TE. Es claro que no se pueden utilizar por separado. El TR lleva implícito el "excitar", ya que en cada pulso de RF inicial se eliminará componente longitudinal y se creará componente transversal. Por otro lado es absolutamente necesario "leer" la relajación, lo que se traduce en la recepción de la señal o Eco. Por esta razón siempre se deben utilizar ambos parámetros en forma coordinada.

El TR permite controlar la componente longitudinal:

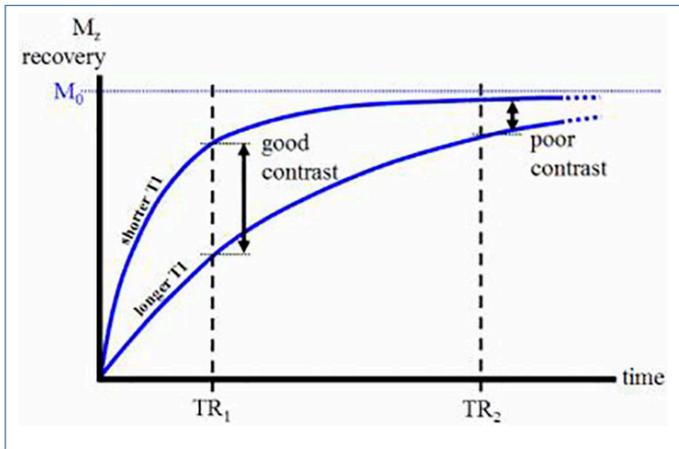


Figura 4-7. Diferencia entre curvas T1 a través del TR.

En la figura 4-7 se aprecian 2 tejidos con sus respectivas curvas T1. Un tejido tendrá una curva T1 más pronunciada, lo que implica que tiene un T1 más corto (por ejemplo la grasa). El otro tejido tiene una curva T1 más suavizada por tener un T1 más largo (por ejemplo el agua). Vemos en la gráfica que para contrastar la imagen es necesario representar ese contraste en función de una mayor separación en las curvas. De este modo, cuando las curvas están más separadas, es mayor el contraste T1 que puede alcanzarse entre ellas. Un TR corto permite obtener la máxima diferencia entre las curvas por lo que el contraste T1 será muy bueno. Por el contrario, cuando el TR es largo no se observan diferencias entre las curvas, por lo que no se puede alcanzar un buen contraste T1. Más aún, si el TR es superior a los 5000 ms, ambas curvas ya habrán alcanzado el nivel del 100% de la magnetización longitudinal original (M0), por lo que el contraste T1 es nulo. Por lo tanto:

TR Corto: Permite potenciar T1
TR Largo: No permite potenciar T1

Hemos visto esta situación solo para dos tejidos, por lo que cabe preguntarse ¿Qué pasa cuando tenemos más de dos tejidos? (que por lo demás es lo “habitual”).

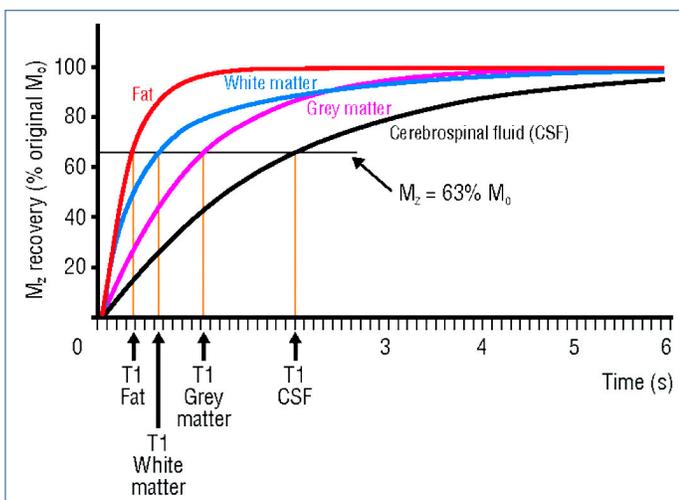


Figura 4-8. Diferencia entre curvas T1 de tejidos encefálicos.

En la figura 4-8 vemos graficadas las curvas T1 en los tejidos encefálicos. Para analizarlas desde el punto de vista bioquímico tenemos que ver los tejidos desde el “abordaje extremo”. Los tejidos deben abordarse desde el enfoque “*ser más grasa*”, lo que los hace tener un T1 más corto; o “*ser más agua*” lo que los hace tener un T1 más largo. Nada tendrá un T1 más corto que la grasa, ni un T1 más largo que el agua. La sustancia blanca está constituida por mielina, formada por esfingolípidos. A su vez los esfingolípidos están formados por un alcohol (esfingosina) y una cadena de **ácido graso**, fosfato y colina. Por lo tanto es grasa, pero no pura, sino que con “impurezas”, por lo que su T1 será más largo que la de la grasa, pero no mucho. Su complacencia en T1 es muy similar entre ambas. La sustancia gris está constituida por los somas neuronales, es decir, citoplasmas, ricos en agua y organelos productores de proteínas (complejo de Golgi, y cuerpos de Nissl, que corresponden a RER), por lo que está lleno de vesículas repletas de proteínas que formarán parte de los neurotransmisores y de vesículas sinápticas. Por lo tanto es agua pero no pura, sino que con “impurezas”, por lo que su T1 será mucho más corto que el del agua, pero mucho más largo que el de la grasa. El edema es rico en proteínas plasmáticas, siendo la albúmina un 70% del total de proteínas presentes. Su alto contenido proteico, hace que su T1 sea más largo que el resto de los tejidos analizados, pero más corto que el agua. Por esta razón su curva T1 se ubica entre la curva del LCR y la de la sustancia gris. El LCR sabemos que se asume como “agua pura”, aunque en estricto rigor no lo es. Al ver todas estas curvas en la figura, podemos apreciar que la zona de máxima discriminación entre las curvas (es decir la zona de máximo contraste T1) está en el rango entre los 0.4 y los 0.8 segundos (entre 400 y 800 ms), por lo que los TR óptimos para potenciar en T1 en este caso, se encuentran dentro de este rango.

El TE permite controlar la componente transversal:

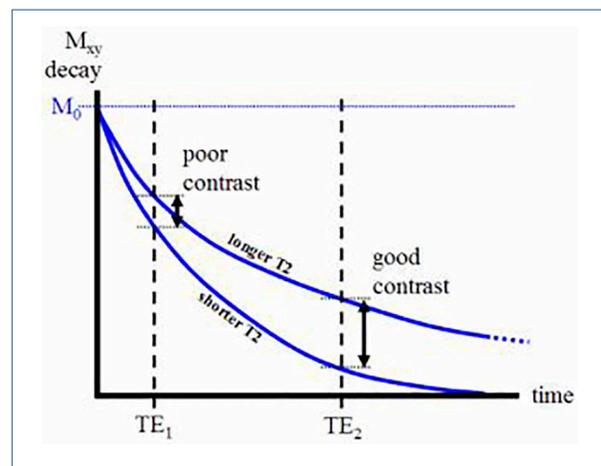


Figura 4-9. Diferencia entre curvas T2 a través del TE.

En la figura 4-9 se aprecian 2 tejidos con sus respectivas curvas T2. Un tejido tendrá una curva T2 más pronunciada, lo que implica que tiene un T2 más corto (por ejemplo un tendón). El otro tejido tiene una curva T2 más suavizada por tener un T2 más largo (por ejemplo el agua).

Se ve en la gráfica que para contrastar la imagen es necesario representar ese contraste en función de una mayor separación en las curvas. De este modo, cuando las curvas están más separadas, es mayor el contraste T2 que puede alcanzarse entre ellas. Un TE corto (TE1) no permite obtener la máxima diferencia entre las curvas por lo que el contraste T2 no será discriminado. Por el contrario, cuando el TE es largo (TE2) se observan las máximas diferencias entre las curvas, por lo que alcanza un alto contraste T2. Más aún, si el TE es superior a los 500 ms, todos los tejidos ya habrán alcanzado la línea de base por lo que el contraste T2 será extremo, suficiente solo para diferenciar la señal del agua y el resto de los tejidos. Por esta razón en estas condiciones el contraste recibe el nombre de T2 ultrapesado (**T2hw** o T2 heavily weighted).

Por lo tanto:

TE Corto: No permite potenciar T2
TE Largo: Permite potenciar T2
TE Ultralargo: Permite potenciar T2hw

Como convención, se habla de un **TE corto** a aquel comprendido entre los 10 y 20 ms, mientras que un **TE largo** va entre los 70 y 200 ms (promedio 120 ms). Hemos visto esta situación solo para dos tejidos, por lo que cabe preguntarse ¿Qué pasa cuando tenemos más de dos tejidos? (que por lo demás es lo "habitual").

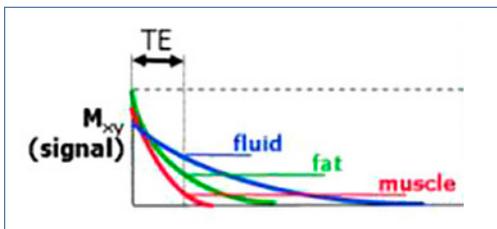


Figura 4-10. Diferencia entre curvas T2 de distintos tejidos.

En la figura 4-10 se grafican las curvas T2 en tres tejidos. Para analizarlas desde el punto de vista bioquímico tenemos que ver los tejidos desde el abordaje "tener más agua" o "tener menos agua", entendiendo que tener "más agua" es tener más agua libre, mientras que tener "menos agua" significa tener **menos cantidad de agua libre**, o tener **agua con más "impurezas"**. Cualquiera de estas analogías se puede extrapolar al hecho de que el tejido es menos compacto cuando es más fluido. Las impurezas habituales son las proteínas y las sustancias que presentan algún grado de susceptibilidad magnética. Como se puede apreciar el agua tiene un T2 más largo que el resto de los tejidos por ser agua pura y ser el tejido con una mayor fluidez, y por tanto con menor compactación, seguido por la grasa con una fluidez menor y finalmente, el que tiene el T2 más corto es el músculo, que presenta una mayor compactación. Un TE largo permite posicionarnos en la zona de las curvas que muestra una mayor diferencia entre las curvas, y por lo tanto, una mejor discriminación del T2.

■ Potenciación T1

Como ya se enunció, se deben usar ambos parámetros, TR y TE para potenciar la imagen. En este caso, para potenciar T1 se debe usar un TR que permita discriminar bien el T1 (**TR corto**) y un TE que no permita discriminar T2 (**TE corto**), ver figura 4-11.

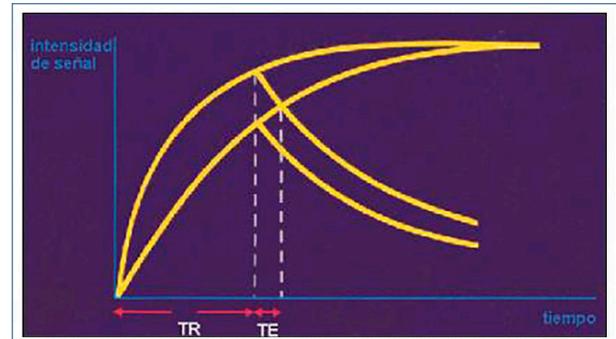


Figura 4-11. Potenciación T1.
 - Diferencias de intensidad en curva T1.
 - No se manifiesta efecto T2 por TE corto.

En la figura 4-12 vemos algunos ejemplos de imágenes potenciadas en T1.

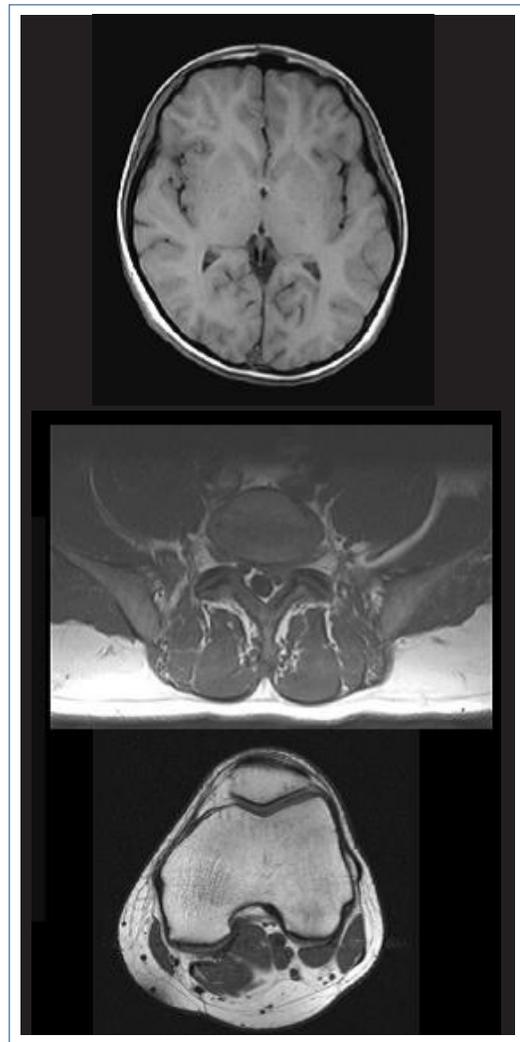


Figura 4-12. Imágenes potenciadas en T1

Si para adquirir las imágenes se aplica un TE corto, implica que después de aplicar el pulso de RF inicial se deja pasar un tiempo muy corto para leer la señal. Si esto es así, ¿qué tejido estará dando la máxima intensidad de señal en ese momento? La grasa, porque está en su máximo nivel de recuperación de la magnetización. Entonces, en la imagen T1 la grasa se ve hiperintensa, porque entrega la mayor intensidad de señal, ya que es la que se relaja más rápido. En la imagen axial de rodilla, vemos que entre la grasa se visualizan unos finos septos fibrosos – que son los que le dan sostén - que se ven hipointensos, debido a su baja densidad protónica y su alto contenido acuoso. Además el hueso medular se ve hiperintenso, por estar constituido por médula ósea con infiltración grasa (médula ósea amarilla). En este punto debemos recordar que esta médula ósea no está constituida por tejido adiposo, sino que son células, alguna vez hematopoyéticas, que se infiltraron de grasa (la grasa forma inclusiones en vacuolas o micelas a nivel citoplasmático, por lo que se denomina, incorrectamente, grasa microscópica o también grasa intracelular o intracitoplasmática). Las trabéculas óseas se ven en el interior del hueso no entregan señal porque el hueso compacto tiene una baja densidad protónica (baja cantidad de espines), además que a los pocos espines que puede tener, el calcio presente en la matriz de hidroxapatita les hace caer la señal por su alta susceptibilidad magnética.

En la imagen axial del cerebro, el tejido celular subcutáneo es hiperintenso pues contiene grasa. Entre la sustancia gris y la sustancia blanca, es claro que la que “contiene más grasa” es la sustancia blanca, por lo que se ve hiperintensa respecto de la gris que “contiene más agua, pero sucia”. El agua – o LCR en este caso – se ve hipointenso ya que todavía no se alcanza a relajar cuando ya la antena está recibiendo la señal en ese corto TE seleccionado para potenciar la imagen en T1.

En el corte a nivel del disco L5-S1 la grasa peridural se ve hiperintensa, el hueso subcondral de las articulaciones interapofisiarias se ve hipointenso, por su baja densidad protónica y alta susceptibilidad, mientras el saco dural con las raíces de la cauda equina se observa hipointenso. Los músculos paravertebrales tienen una intensidad intermedia ya que no presentan infiltración grasa, y por su alto contenido acuoso, pero de agua rica en proteínas, por lo que no es hipointenso, a menos que el líquido aumentara en forma patológica.

■ Potenciación T2

Recordemos que siempre se deben usar TR y TE para potenciar la imagen. En este caso, para potenciar T2 se debe usar un TR que no permita discriminar bien el T1 (**TR largo**) y un TE que permita discriminar bien T2 (**TE largo**), ver figura 4-13.

Como el TE es largo, todos los tejidos que tienen T2 cortos se verán hipointensos porque ya están desfasados al momento de recolectar el eco, mientras que aquellos con T2 largo se verán hiperintensos debido a que recién están desfasándose. **Por lo tanto, el agua es el que predomina en el contraste T2.**

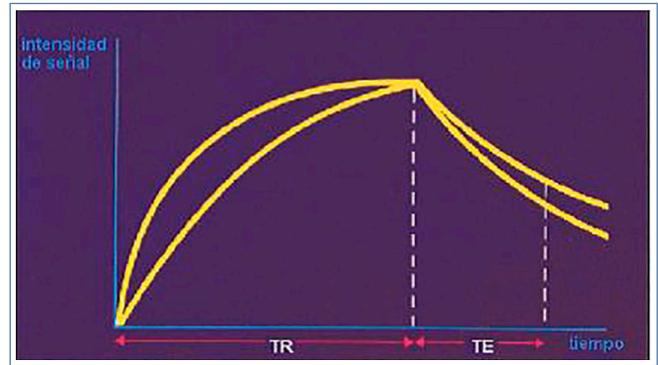


Figura 4-13. Potenciación T1.

- Con TR largo no hay diferencias en las curvas T1.
- Con TE largo las diferencias en T2 se hacen más evidentes.

En la figura 4-14 vemos algunos ejemplos de imágenes potenciadas en T2.

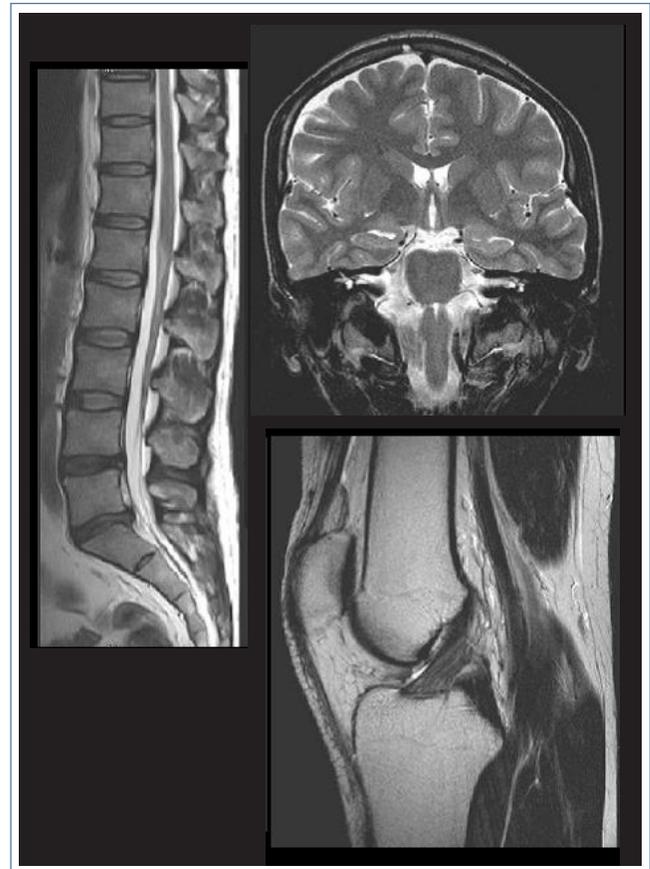


Figura 4-14. Imágenes potenciadas en T2.

La médula espinal y cauda equina se visualiza hipointensa por su bajo contenido acuoso y su alta compactación, mientras que el saco dural lleno de LCR se ve hiperintenso. Cabe notar que posterior al saco, entre este y los ligamentos flavos (que se ven hipointensos por su alto contenido de colágeno, que le confiere una alta compactación y pobre densidad protónica) se ve una delgada lámina de intensidad intermedia, que corresponde a la grasa peridural, menos compacta y más fluida que los ligamentos, pero menos acuosa y fluida que el LCR

contenido en el saco dural. Los discos intervertebrales que son anillos fibrosos (por lo que su señal en los bordes es hipointensa) rellenos con un gel de mucopolisacáridos en su interior (que como gel es fluido y poco compacto, por lo que su señal es hiperintensa, pero menos que la señal del LCR). Al centro del disco intervertebral se observa una estructura hipointensa, que debe su señal a la presencia de tejido fibroso altamente compacto, y que corresponde al núcleo pulposo. Sabemos que la patogenia de la degeneración discal parte con una desecación del disco intervertebral, por lo que si pierde su contenido acuoso es esperable que disminuya su señal normal en T2, que es precisamente lo que se aprecia en los dos últimos discos lumbares.

En el cerebro, la sustancia gris tiene más agua que la sustancia blanca, por lo que se ve más hiperintensa, pero no tan hiperintensa como el LCR, ya que no es más fluida que éste.

En la imagen de rodilla, el hueso cortical se ve extremadamente hipointenso, por su baja densidad protónica, pero especialmente por su extrema compactación. Los ligamentos y tendones se observan hipointensos, no tanto como el hueso cortical, porque tienen una baja densidad protónica y una alta compactación, eso sí, estos atributos son menos extremos en estos tejidos que en el hueso cortical. El hueso medular se ve hiperintenso, pero si sabemos que presenta infiltración grasa ¿no debíamos esperar que brillara tanto como la grasa de Hoffa? Su señal es menor por la presencia de las trabéculas óseas, que con su alta compactación, baja densidad protónica y alta susceptibilidad, bajan la señal global del hueso medular. Del mismo modo, la presencia de los septos fibrosos en la grasa también hace que la señal de ésta sea menor. Esta es una razón que explica que la grasa en T2 sea menos intensa que en T1, ya que el efecto de la compactación del tejido fibroso que compone los septos disminuye la señal global de la grasa. Si se compara la señal T2 de un vaso de agua pura y un vaso de aceite, la señal de ambos es muy similar, lo que prueba que la pérdida de la fluidez de la grasa - por la presencia de los septos - es la razón principal de la diferencia de señal entre la grasa líquida (aceite) y el tejido adiposo como tal.

■ Potenciación en Densidad Protónica (DP)

Esta potenciación presenta la cualidad de no ser absoluta. En efecto, sabemos que todos los tejidos tienen valores constantes de tiempos de relajación T1, a determinado teslaje, y de T2. La potenciación en densidad protónica es solamente una forma de determinar a través de la imagen, cuál de los tejidos presentes en la imagen es el que tiene una mayor cantidad de espines, o sea, el que presenta la mayor densidad protónica. El tejido con la mayor densidad protónica es el que tendrá la máxima intensidad de señal. Por ser una potenciación de naturaleza "relativa" solo hace referencia a la DP de los tejidos presentes en "la imagen que se visualiza". Por esta razón en la literatura se le suele denominar como Densidad Relativa de Protones (**RPD**, Relative Proton Density). Dentro de los tejidos que tienen una alta DP están el agua libre y la grasa.

De hecho, si uno mandara un pulso excitatorio inicial, sin aplicar TR ni TE, y se recoge la señal inmediatamente después de cortado el pulso de RF, la señal recibida de la muestra reflejaría solamente la densidad protónica de los tejidos que la constituyen.

Al igual que en la potenciación T1 y T2, recordemos que siempre se deben usar TR y TE para potenciar la imagen. En este caso, para potenciar en DP se debe usar un TR que no permita discriminar el T1 (**TR largo**) y un TE que no permita discriminar T2 (**TE corto**), ver figura 4-15.

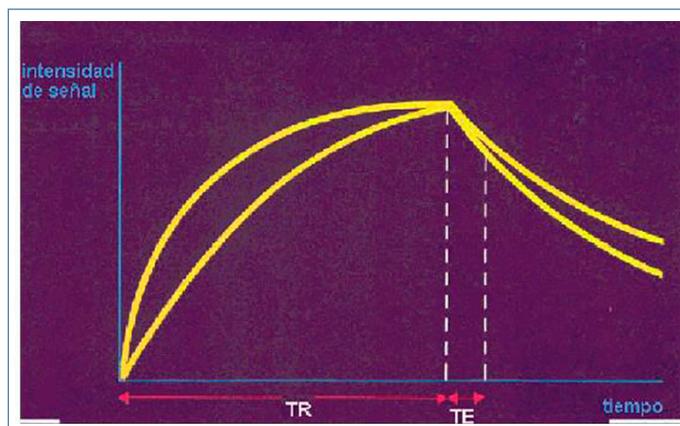


Figura 4-15. Potenciación DP.

- No se expresan diferencias en T1 (TR largo).
- No se expresan diferencias en T2 (TE corto).
- Imagen no es T1 ni T2, y depende de las cantidad de protones

La potenciación DP entonces no es T1 ni T2. En la figura 4-16 vemos algunos ejemplos de imágenes potenciadas en DP.

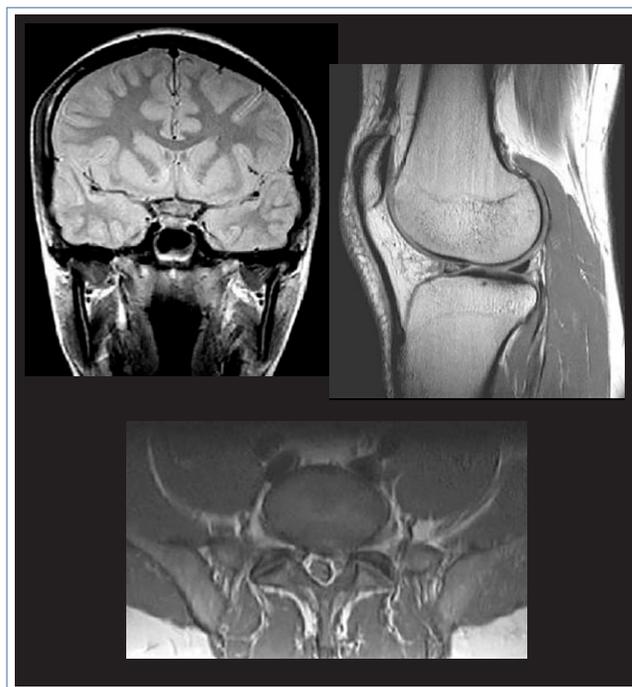


Figura 4-16. Imágenes potenciadas en DP.

En las imágenes vemos que la mayor intensidad se la lleva el agua libre, aunque es prácticamente similar a la de la grasa.

Además, en la DP no hay valores absolutos, sino que dentro de la misma imagen se compara un tejido con otro. Por ejemplo, la grasa, que tiene una alta DP, siempre brillará en todas las imágenes, y en todas las localizaciones. En el cerebro vemos que los ventrículos, que debieran brillar, no se ven tan hiperintensos debido al flujo, lento, del LCR. Entre la sustancia gris y la sustancia blanca, es la gris la que tiene una mayor cantidad de agua y, por lo tanto, brilla más. En las enfermedades inflamatorias de la mielina, que cursan con edema, debería ver las lesiones hiperintensas, rodeadas de la sustancia blanca hipointensa; por lo tanto, esto explica por qué es una secuencia que se utiliza mucho en estos diagnósticos.

En la rodilla vemos la grasa, que tiene alta densidad de protones, hiperintensa. El hueso cortical, los ligamentos y tendones, que casi no tienen espines, se aprecian hipointensos. El cartílago, que está bien hidratado, se ve de una intensidad intermedia, ya que es rico en agua, pero no tiene tanta agua libre como para tener una DP similar a la del líquido, ni una DP que se pueda asemejar a la de la grasa. Entonces su intensidad de señal será menor a la de la grasa y a la del agua.

En la figura 3-17 se aprecia un cuadro resumen que asocia la intensidad de señal con los tiempos de relajación T1 y T2, y con

la densidad protónica. Este cuadro resumen nos muestra una escala desde el más blanco al más negro ordenada y en la cual "se debe encajar" cada potenciación.

Se ve que los tejidos más negros son así en todas las potenciaciones, debido a que tienen una escasa a nula cantidad de espines. El aire, que no tiene espines, se aprecia hipointenso en todas las potenciaciones.

En el T1 el que se ve más blanco es el que tiene el T1 más corto (flecha abajo), porque cuando se recibe el eco se escucha la señal de los tejidos que están recuperándose más rápido debido al uso de un TE corto. En este caso es la grasa.

El agua libre es el que tiene el T2 más largo (flecha arriba) y lo vemos hiperintenso porque cuando se lee tardíamente la señal, debido al uso de un TE largo, éste se está desfasando recién.

La densidad protónica, según lo señalado en el apunte es relativa.

La figura 4-18 es autoexplicativa, excepto por la combinación TR corto y TE largo. Se obtiene solo ruido, ya que la señal se capta muy tardíamente dentro del TR, cuando ya casi se ha extinguido.

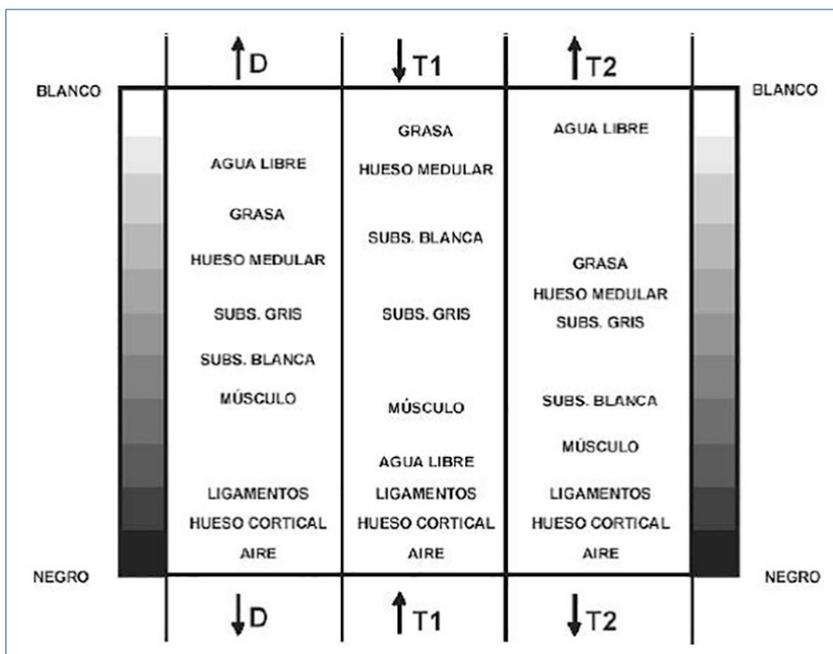


Figura 4-17. Comparación de la señal en T1, T2 y DP

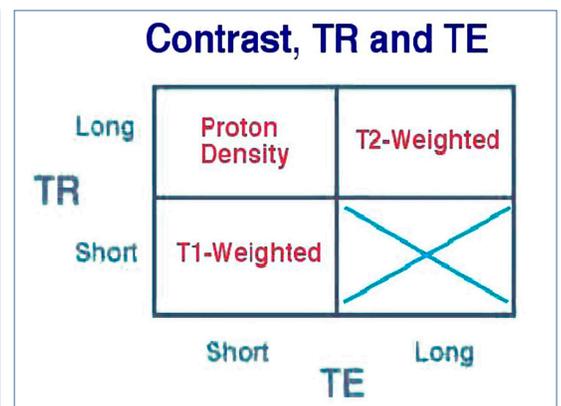


Figura 4-18. Resumen de TR y TE para cada potenciación