

IRM

Hecha fácil

(...bueno, casi)

Lectulandia

El autor expone de una manera clara, concisa y, sobre todo, amena, lo que son las bases físicas de la imagen por resonancia magnética (IRM), de tal forma que al final de su lectura, que debe ser sin prisas, pero con pausas, como especifica el autor, se experimenta una alegría especial que te hace exclamar: ¡por fin he entendido la física de la IRM!, algo que no estaba al alcance de muchas personas, por su especial complejidad.

Lectulandia

Hans H. Schild

IRM hecha fácil (... bueno, casi)

ePub r1.0

Titivillus 13.04.2018

Título original: *MRI made easy (... well almost)*

Hans H. Schild, 1990

Traducción: Víctor Pérez Candela

Editor digital: Titivillus

ePub base r1.2

más libros en lectulandia.com

Agradecimientos

Quiero dar las gracias a las siguientes personas, cuya cooperación y experiencia han hecho posible este libro:

A Mrs. L. Schmidt y al Dr. H. Weinmann, de Schering AG Berlín.

A Mr. D. Wettstein y Mr. S. Jacob, de Wettstein Fotosatz.

A Mr. R. Carpenter y Mr. A. Leihberg.

Al Prof. Dr. M. Heller.

... y mi agradecimiento especial a Mr. H. H. Vos, también de Schering AG Berlín.

H. H. SCHILD

Prólogo

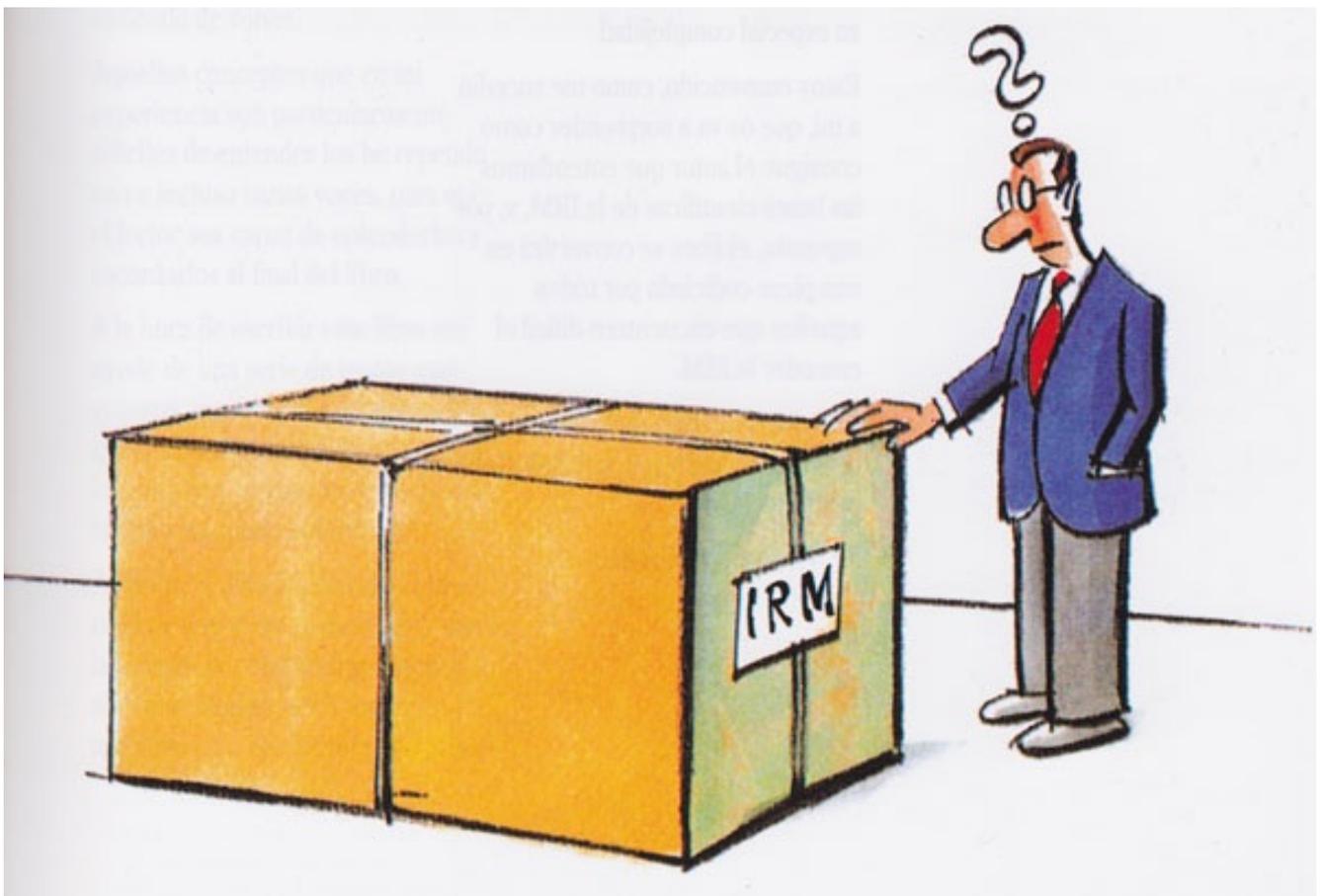
Este libro está dedicado:

—A cualquiera que trate de enseñar medicina en lugar de describir solamente hechos médicos (como mi profesor de Anatomía el Prof. Dr. R. Bock, que es un maestro en este arte).

—Y a cualquiera que tropiece y encuentre difícil el camino de la IRM. (El libro fue escrito con la esperanza, más que con la creencia, de que pueda encontrar alguna ayuda en él).

(Modificado de Alastair G. Smith, Surgeons Hall, Edimburgo, octubre de 1939).

H. H. SCHILD



Prólogo a la edición española

Este «pequeño gran libro» del Prof. H. H. Schild, que Schering España pone al alcance de los técnicos españoles, es un claro ejemplo de lo que es la didáctica en la enseñanza. El autor expone de una manera clara, concisa y, sobre todo, amena, lo que son las bases físicas de la imagen por resonancia magnética (IRM), de tal forma que al final de su lectura, que debe ser sin prisas, pero con pausas, como especifica el autor, se experimenta una alegría especial que te hace exclamar: ¡por fin he entendido la física de la IRM!, algo que no estaba al alcance de muchas personas, por su especial complejidad.

Estoy convencido, como me sucedió a mí, que os va a sorprender cómo consigue el autor que entendamos las bases científicas de la IRM, y, por supuesto, el libro se convertirá en una pieza codiciada por todos aquellos que encuentren difícil el entender la IRM.

A los afortunados que lo han conseguido les deseo que disfruten con su lectura.

DR. VÍCTOR PÉREZ CANDELA

Acerca de este libro

Este libro fue escrito como una introducción a la imagen por resonancia magnética (IRM). Está dedicado a cualquiera que quiera saber algo acerca de la IRM sin tener que estudiar física durante años. Si esto le afecta a usted, entonces lea este libro desde el principio hasta el final, aunque no de una sentada. A pesar de que el tema es extremadamente complejo, no quiere decir que no pueda entenderse. Requiere, sin embargo, algo de concentración y dedicación. Por ello, en ocasiones, le sugiero que ponga el libro boca abajo y se tome un descanso. El hacerlo le ayudará a captar la materia, pero no se olvide de volver.

Aquellos conceptos que en mi experiencia son particularmente difíciles de entender los he repetido una e incluso varias veces, para que el lector sea capaz de entenderlos y recordarlos al final del libro.

A la hora de escribir este libro me ayudé de una serie de textos muy valiosos, que cito en las referencias y que les recomiendo para una mayor información, ya que un texto de este tamaño no puede cubrir todo.

Además, el objetivo de este libro no es el de «ser todo y tener todo» sobre la imagen por resonancia magnética, sino más bien el servir como aperitivo para una lectura posterior.

Empecemos con una visión general acerca de la IRM

Los pasos elementales de un estudio por RM pueden describirse de una manera elemental:

- se coloca a un paciente dentro del imán,
- se le envía una onda de radio,
- se interrumpe la onda de radio,
- el paciente emite una señal que es recibida y utilizada para
- reconstruir la imagen.

Echemos un vistazo a estos pasos detalladamente

¿Qué sucede cuando colocamos a un paciente en el interior del imán de una máquina de RM?

Para entender esto es necesario saber, al menos, algo de física muy básica — incluso aunque esto pueda parecerle aburrido—.

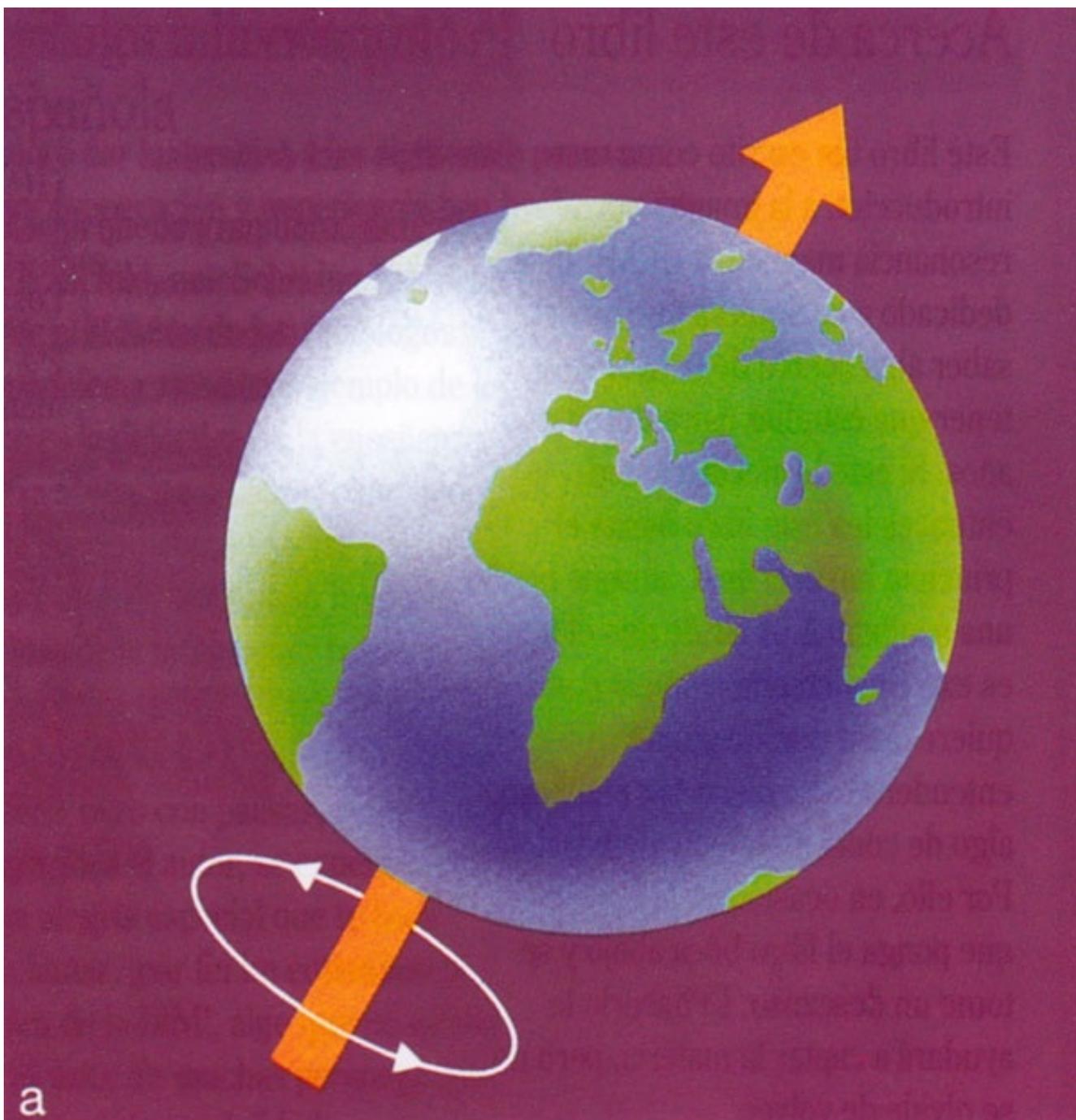
Como todos ustedes saben, los átomos constan de un núcleo y una corteza, la cual está formada por electrones. En el núcleo —además de otras cosas— hay protones, pequeñas partículas que tienen una carga eléctrica positiva (cualquier cosa que realmente sean).

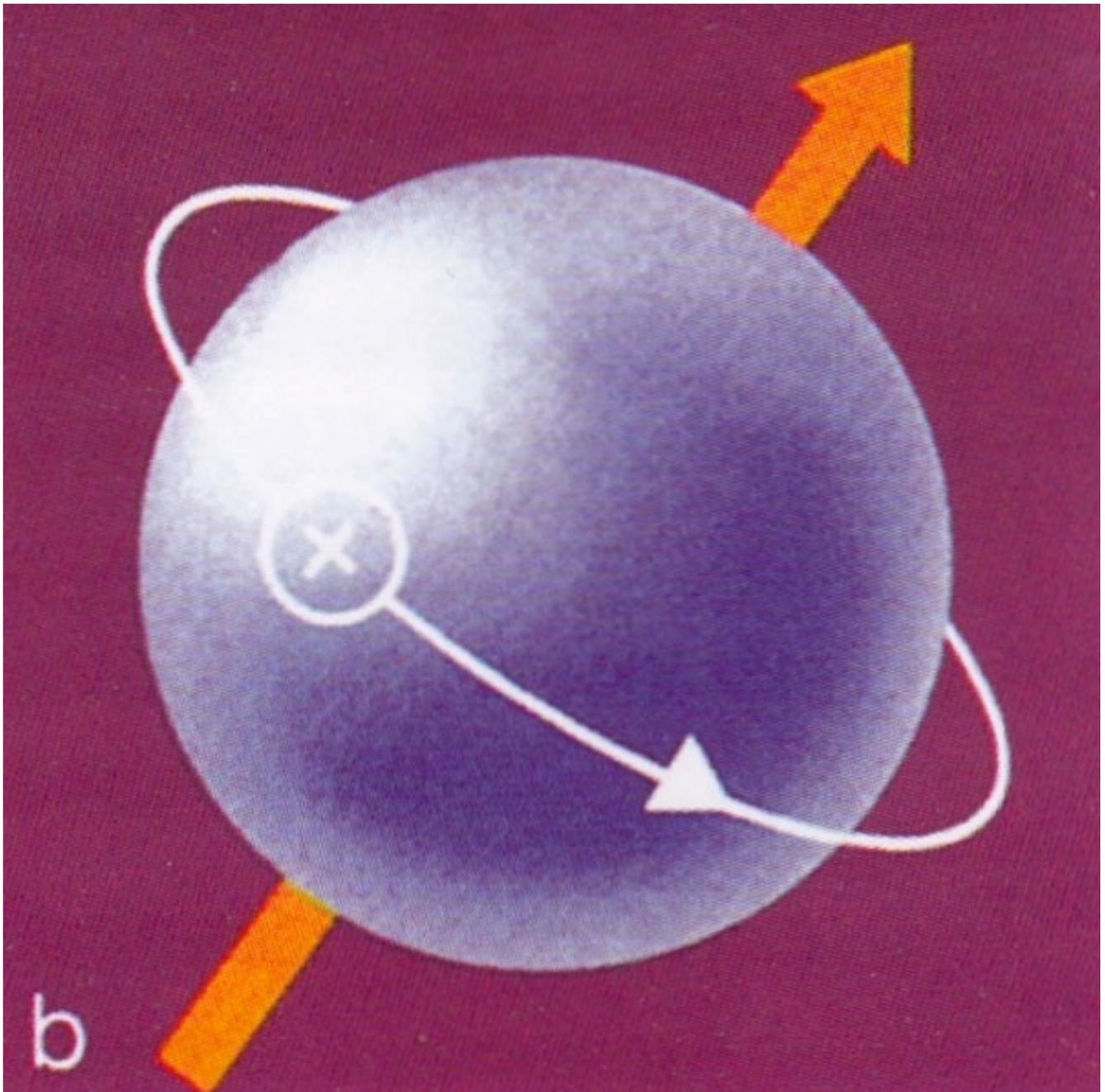
Estos protones son similares a pequeños planetas. Al igual que la Tierra, están girando constantemente, o realizando un movimiento llamado spin, alrededor de un eje (fig. 1) o, como se dice habitualmente, los protones poseen un spin. La carga eléctrica positiva del protón, naturalmente, gira o realiza el movimiento de spin con él. Y ¿qué es una carga eléctrica en movimiento? Es una corriente eléctrica.

Ahora debe recordar usted de su física escolar que una corriente eléctrica induce o produce una fuerza magnética, es decir, un campo magnético. De aquí que donde hay una corriente eléctrica hay también un campo magnético.

Esto puede demostrarse muy fácilmente. Coja un clavo oxidado y aproxímelo a

un enchufe de la corriente eléctrica: notará cómo es repelido por la fuerza del campo magnético; pero no lo introduzca dentro del enchufe.





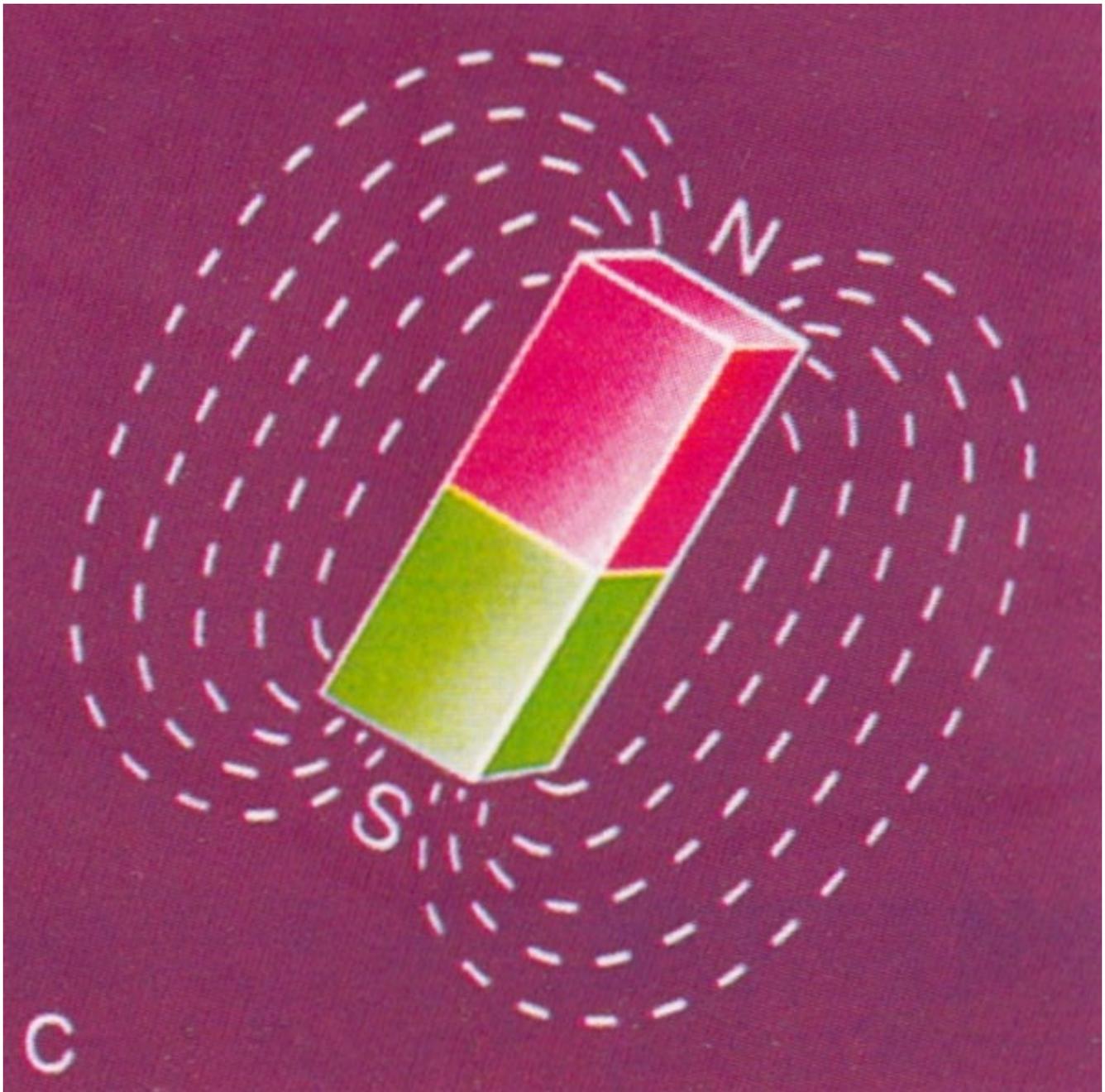


Fig. 1. Los protones poseen una carga positiva. Al igual que la Tierra, están constantemente girando alrededor de un eje y tienen su propio campo magnético.

Revisemos lo que hemos leído

Un protón tiene spin y, por tanto, su carga eléctrica se mueve. Una carga eléctrica en movimiento es una corriente eléctrica y esta se acompaña de un campo magnético. Por ello, el protón tiene su propio campo magnético y podemos considerarlo como un pequeño imán (fig. 1c).

¿Qué les pasa a los protones cuando los colocamos en un campo magnético externo?

Los protones —al ser pequeños imanes— se alinean en el campo magnético externo, al igual que una brújula en el campo magnético de la Tierra. Sin embargo, hay una diferencia importante. Para la brújula solamente existe una forma de alinearse en el campo magnético; para los protones, sin embargo, hay dos (fig. 2). Los protones pueden alinearse con sus polos Norte y Sur en la dirección del campo externo, paralelo a él, o pueden orientarse exactamente en dirección completamente opuesta, en antiparalelo. Estos tipos de alineación están a diferentes niveles de energía.

Para explicar esto, imagínese a un hombre alineado en paralelo con el campo magnético de la Tierra caminando sobre sus pies, y a otro alineado en sentido completamente opuesto, en antiparalelo. Ambos estados están a diferentes niveles de energía, es decir, necesitan cantidades de energía diferentes.

Caminar sobre los pies es sin duda menos cansado y requiere menos energía que el hacerlo sobre las manos. (En las figuras, esto se ilustrará como orientado hacia arriba o hacia abajo; véase la fig. 2.)

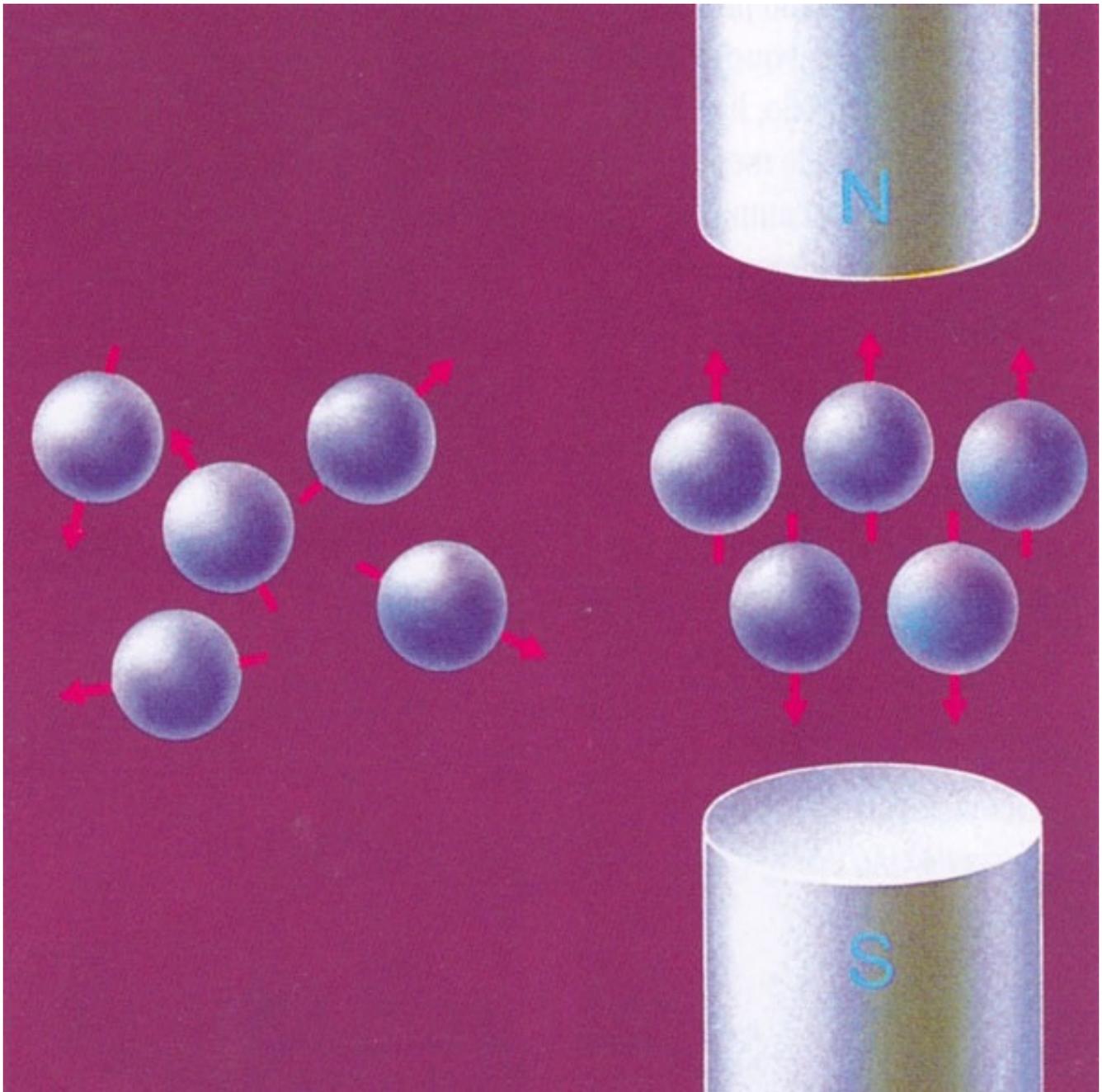


Fig. 2. Normalmente los protones se alinean de una manera aleatoria. Sin embargo, cambian cuando se les expone a un intenso campo magnético externo. Entonces se alinean de dos formas: bien en paralelo o en antiparalelo al campo magnético externo.

Naturalmente, el estado preferido de alineación es aquel que necesita menos energía. Por ello, hay más protones en el nivel de menor energía, paralelos al campo magnético externo (caminando sobre los pies).

La diferencia en el número es, sin embargo, muy pequeña, y depende de la intensidad del campo magnético aplicado. Para hacernos una idea grosera: por cada 10 millones de protones «caminando sobre las manos» hay aproximadamente 10.000.007 «caminando sobre los pies» (esta diferencia de «007» probablemente sea fácil de recordar).

Parece obvio, ya en este momento, que para la IRM son importantes los protones móviles (los cuales son una parte de todos los protones que hay en el cuerpo).



Fig. 3. Cuando existen dos estados posibles de alineación, el que requiere menos energía y se encuentra a un nivel más bajo es el preferido.

Observemos más de cerca a estos protones

Veremos que los protones no solamente están alineados en paralelo o antiparalelo a las líneas del campo magnético, sino que se mueven alrededor de él de una cierta manera. Este tipo de movimiento se llama precesión (fig. 4).

¿Qué tipo de movimiento es el de «precesión»?

Imagínese una peonza girando. Cuando la damos un golpe, empieza a «tambalearse», girando casi tumbada, sin llegar a caerse del todo. Durante esta precesión, el eje de la peonza realiza un giro de forma cónica (fig. 4).

Es difícil el dibujar a un protón precesando, ya que este es un movimiento muy rápido, como veremos más adelante. Por motivos de simplicidad, representaremos los dibujos de una «imagen congelada» como si estuviéramos tomando una fotografía

instantánea con *flash* de la situación de un momento específico en el tiempo.

Por razones que aprenderemos más adelante, es importante saber lo rápidamente que precesan los protones. Esta velocidad puede medirse como frecuencia de precesión, es decir, cuántas veces precesan los protones por segundo. Esta frecuencia de precesión no es constante. Depende de la intensidad del campo magnético (véase la pág. 96 para intensidades de campo magnético) en la que están colocados los protones.

Cuanto más intenso sea el campo magnético, más rápida será la velocidad de precesión y mayor la frecuencia de precesión. Esto es como una cuerda de violín: cuanto mayor sea la fuerza ejercida sobre la cuerda, mayor será su frecuencia.

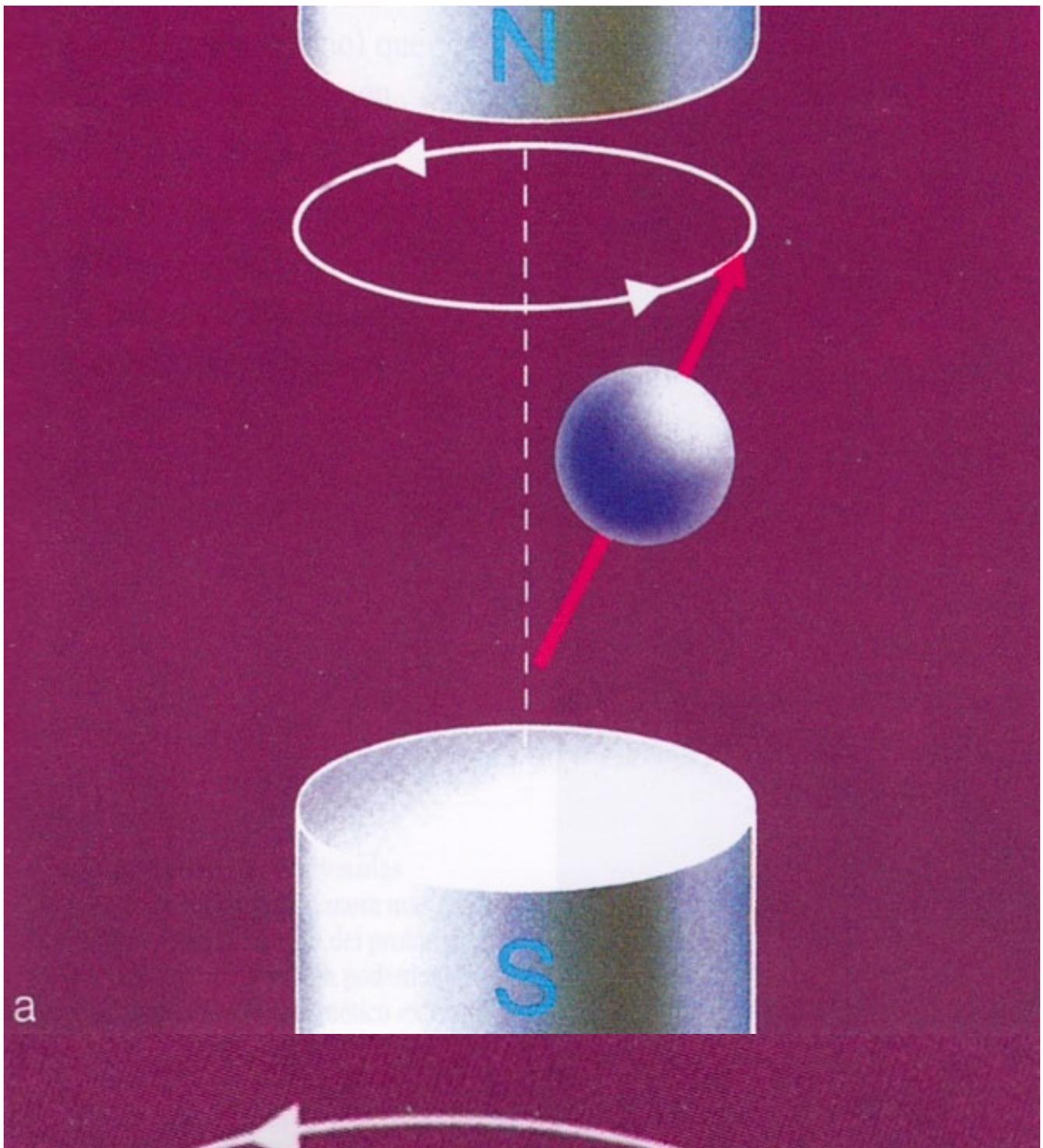




Fig. 4. Una peonza a la que golpeamos realiza un tipo de movimiento al tambalearse. Los protones en un campo magnético intenso muestran también este tipo de movimiento que se llama precesión.

Es posible y necesario calcular con precisión esta frecuencia. Esto se hace utilizando una ecuación llamada ecuación de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

ω_0 es la frecuencia de precesión (en Hz o MHz).

B_0 es la intensidad del campo magnético externo que se mide en Tesla (T) (véase la pág. 96).

γ es la llamada constante giromagnética.

La ecuación establece que la frecuencia de precesión es mayor cuanto más alta sea la intensidad del campo magnético. La relación exacta viene determinada por la constante giromagnética γ .

Esta constante giromagnética es diferente para cada elemento (el valor para el protón de H es de 42,5 MHz/T). Puede compararse con el cambio de monedas que es diferente para cada una de ellas.

Tiempo para tomarse un descanso

Sin embargo, vamos a revisar brevemente lo que hemos leído hasta ahora:

Los protones tienen una carga eléctrica positiva que está en movimiento constante debido a que poseen un spin.

Esta carga eléctrica en movimiento no es nada más que una corriente eléctrica y esta última siempre induce un campo magnético.

Por ello, cada protón tiene su propio campo magnético y, por tanto, puede considerarse como un pequeño imán.

Cuando colocamos a un paciente en el imán de la RM, los protones, al ser como pequeños imanes, se alinean con el campo magnético externo. Lo hacen de dos formas: en paralelo y antiparalelo. El estado que requiere menos energía es el preferido, y por eso hay unos pocos más protones «caminando sobre los pies» que «sobre las manos» (fig. 3).

Los protones precesan a lo largo de las líneas de campo del campo magnético, al igual que una peonza, precesando a lo largo de las líneas de campo del campo magnético de la Tierra.

La frecuencia de precesión puede calcularse por la ecuación de Larmor y es mayor cuanto más intenso sea el campo magnético.

¿Por qué es importante la frecuencia de precesión?

Porque tiene relación con la resonancia en la imagen por resonancia magnética; pero para entender esto nos tomaremos unos minutos más.

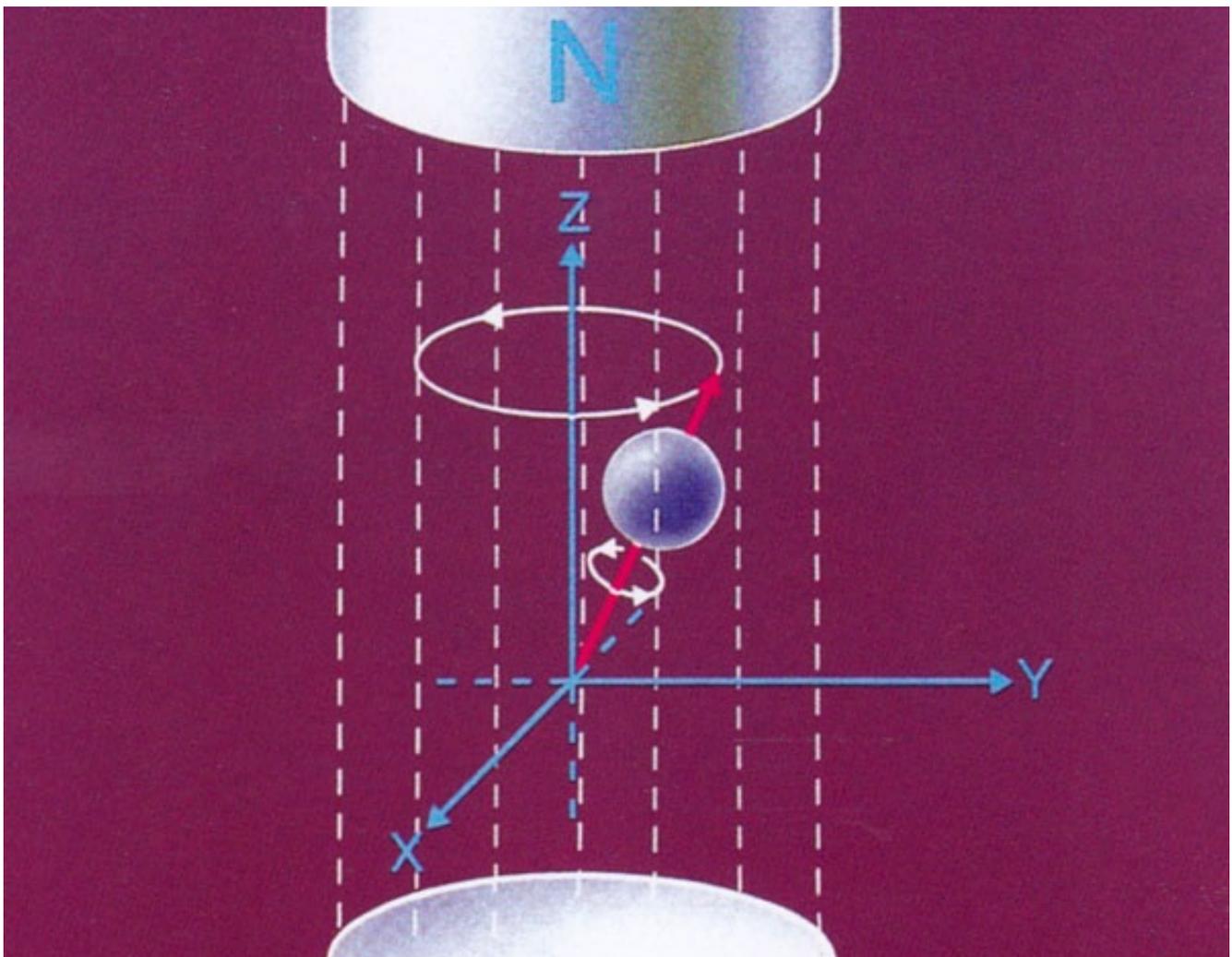
Después de la pausa debe volver al último resumen otra vez y luego continúe...

Introduciendo el sistema de coordenadas

Para hacer más fácil la comunicación (y el dibujo de las ilustraciones), vamos a empezar utilizando un sistema de coordenadas como el que conocemos de la escuela (fig. 5). Como pueden ver, el eje Z se encuentra en la dirección de las líneas del campo magnético, y como tal podemos representarlo. Por ello podemos dejar de dibujar el campo magnético externo en las demás ilustraciones.

A partir de aquí, representaremos también los protones como vectores con flechas pequeñas. Puede ser que recuerde que un vector representa una cierta intensidad (por su tamaño) que actúa en una cierta dirección (dirección de la flecha).

La intensidad que se representa por vectores en nuestras ilustraciones es la intensidad o fuerza del campo magnético.



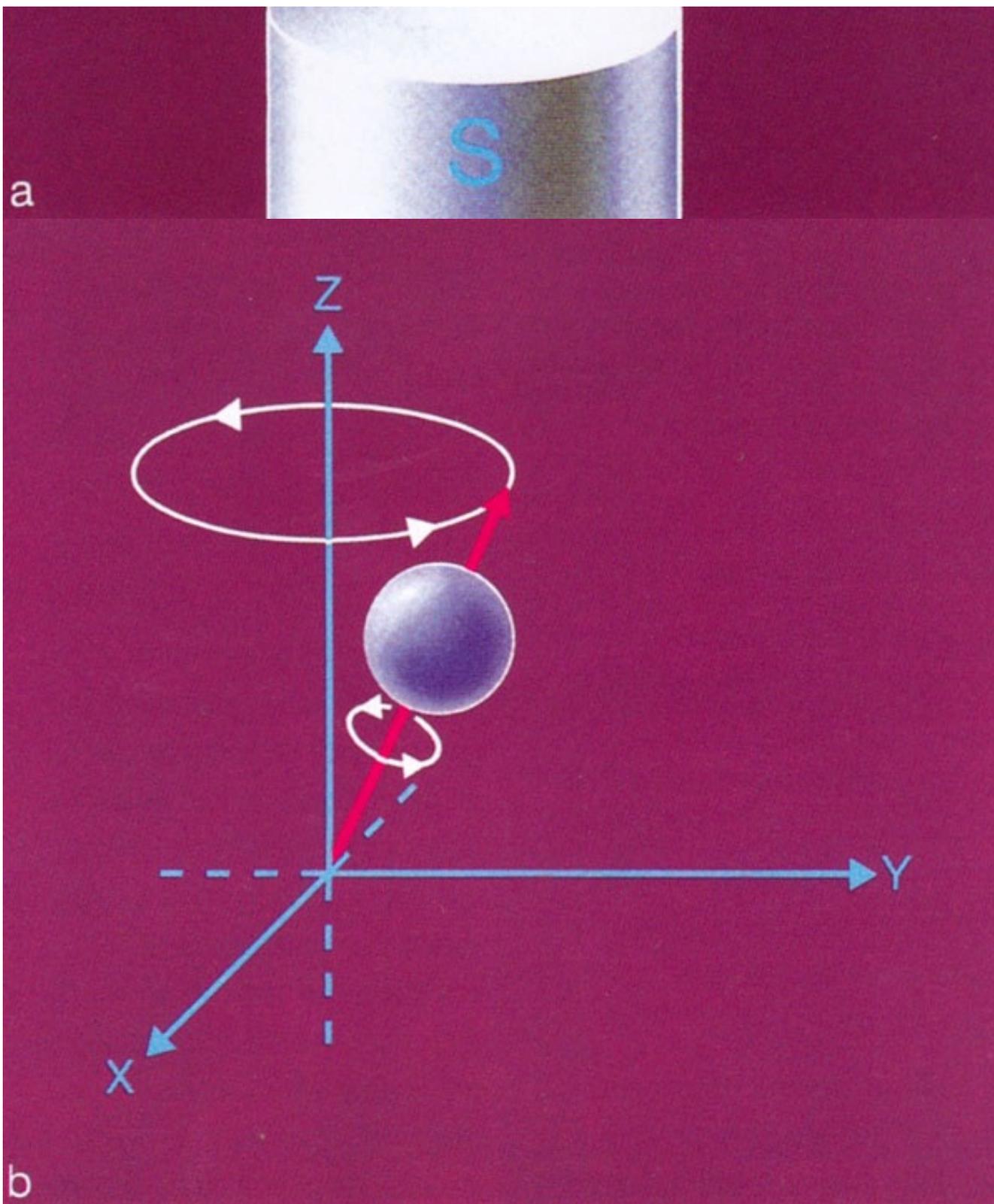


Fig. 5. El utilizar un sistema de coordenadas permite representar de una manera más fácil la descripción del movimiento del protón en un campo magnético y también podemos dejar de dibujar el campo magnético externo.

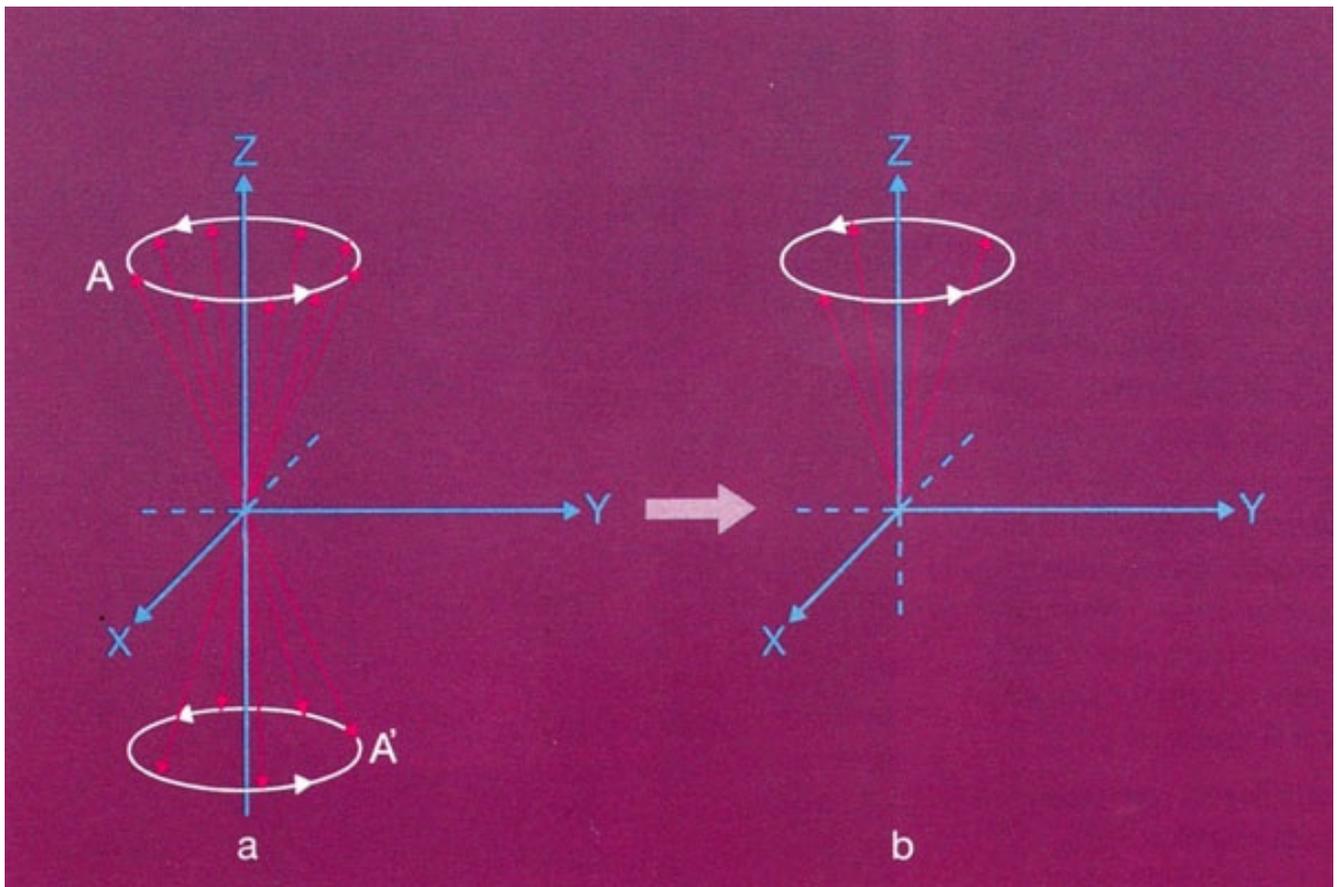


Fig. 6. Los cinco protones que se «orientan» hacia abajo cancelan los efectos magnéticos del mismo número de protones que se orientan hacia arriba (6a). Por lo que, en efecto, es suficiente con observar a los cuatro protones que no tienen opuestos (6b).

Observe ahora la figura 6. Tenemos nueve protones orientados hacia arriba, precesando en paralelo a las líneas del campo magnético externo, y cinco protones orientados hacia abajo, precesando en antiparalelo al campo magnético externo.

Tal como establecimos anteriormente, lo que vemos en la figura es solo una imagen tomada en un momento determinado en el tiempo. Otra imagen, tomada justo un poco después, mostrará a los protones en posiciones diferentes, debido a que los protones precesan.

En realidad, la precesión es muy rápida; la frecuencia de precesión para los protones de hidrógeno es alrededor de 42 MHz en un campo magnético de una intensidad o fuerza de 1 Tesla (véase pág. 96); esto significa que los protones precesan alrededor del «cono de helado» más de 42 millones de veces por segundo.

Ahora bien, hay millones y millones de protones en su cuerpo precesando tan rápidamente; por tanto, es fácil de imaginar que en un determinado momento pueda haber un protón (A en el dibujo) que esté orientado en una dirección y otro protón (A') orientado exactamente en la dirección opuesta. El resultado es muy importante: fuerzas magnéticas en direcciones opuestas se cancelan unas a otras, al igual que dos personas tirando de los extremos opuestos de una cuerda.

Finalmente, para cada protón orientado hacia abajo hay otro orientado hacia arriba cancelando sus efectos magnéticos. Pero, como hemos leído ya, hay más

protones orientados hacia arriba que hacia abajo, y las fuerzas magnéticas de estos protones no se cancelan por otras, por lo que —en efecto— nos quedamos con algunos protones (cuatro en nuestro ejemplo) orientados hacia arriba (fig. 6).

Sin embargo, no solamente las fuerzas magnéticas orientadas hacia arriba y hacia abajo pueden cancelarse o neutralizarse unas a otras, sino que también, al igual que hay protones orientados hacia arriba, los hay orientados hacia la derecha, con su correspondiente a la izquierda, o uno orientado hacia adelante y otro hacia atrás, y así sucesivamente (los protones correspondientes en la figura 7, por ejemplo, están marcados A y A' y B y B').

Esto significa que las fuerzas magnéticas opuestas de los protones restantes se cancelan unas a otras en esas direcciones. Esto es verdad para todas, salvo una dirección, la del eje Z a lo largo del campo magnético externo (fig. 7). En esta dirección, los vectores solitarios suman sus fuerzas magnéticas al igual que un grupo de personas tirando del mismo extremo de una cuerda. El resultado final es un vector magnético en la dirección del campo magnético externo (la flecha en el eje Z de la figura 7), que es el resultado de la suma de los vectores magnéticos de los protones orientados hacia arriba.

¿Que significa esto? Significa que al colocar a un paciente en el imán de una unidad de RM (o en cualquier otro campo magnético intenso), el propio paciente se magnetiza, esto es, adquiere su propio campo magnético. ¿Por qué? Porque los vectores de los protones que no se cancelan unos a otros se suman (fig. 8). Como esta magnetización se encuentra en la dirección a lo largo/longitudinal al campo magnético externo, se llama también magnetización longitudinal.

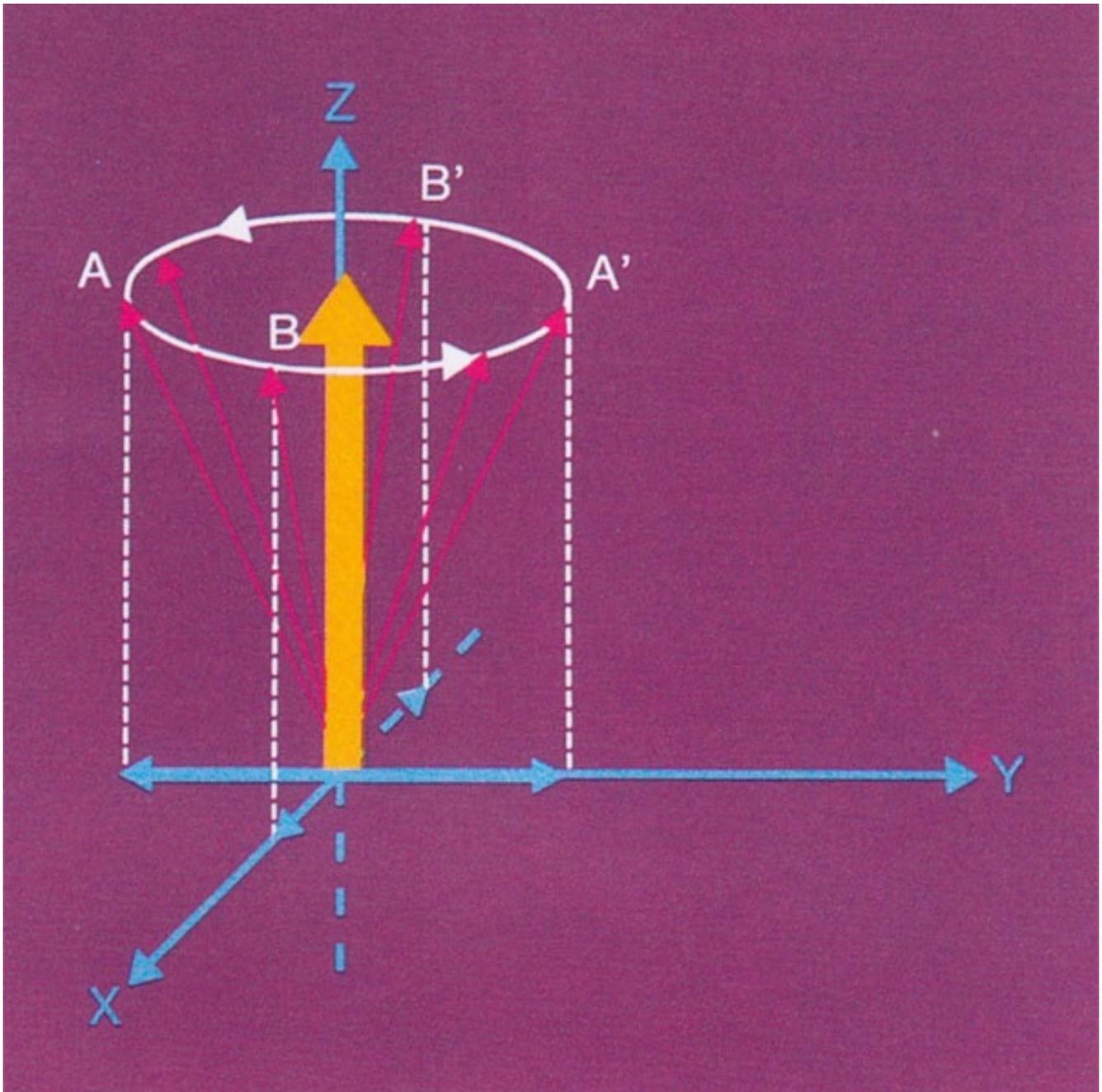


Fig. 7. La fuerza magnética de un protón A, que se ilustra como una flecha, un vector, puede considerarse como el resultado de dos componentes: uno orientado hacia arriba a lo largo del eje Z y otro en la dirección del eje Y. El componente a lo largo del eje Y se cancela por el protón A', cuya fuerza magnética tiene también un componente sobre el eje Y, pero en la dirección opuesta. Lo mismo sucede para los otros protones, por ejemplo, B y B', que cancelan sus vectores magnéticos respectivos a lo largo del eje X. En contraste con los vectores magnéticos del plano X-Y, que se cancelan unos a otros, los vectores a lo largo del eje Z se orientan todos en la misma dirección, dando lugar a un nuevo vector de magnetización, orientado hacia arriba, resultado de la suma de todos ellos.



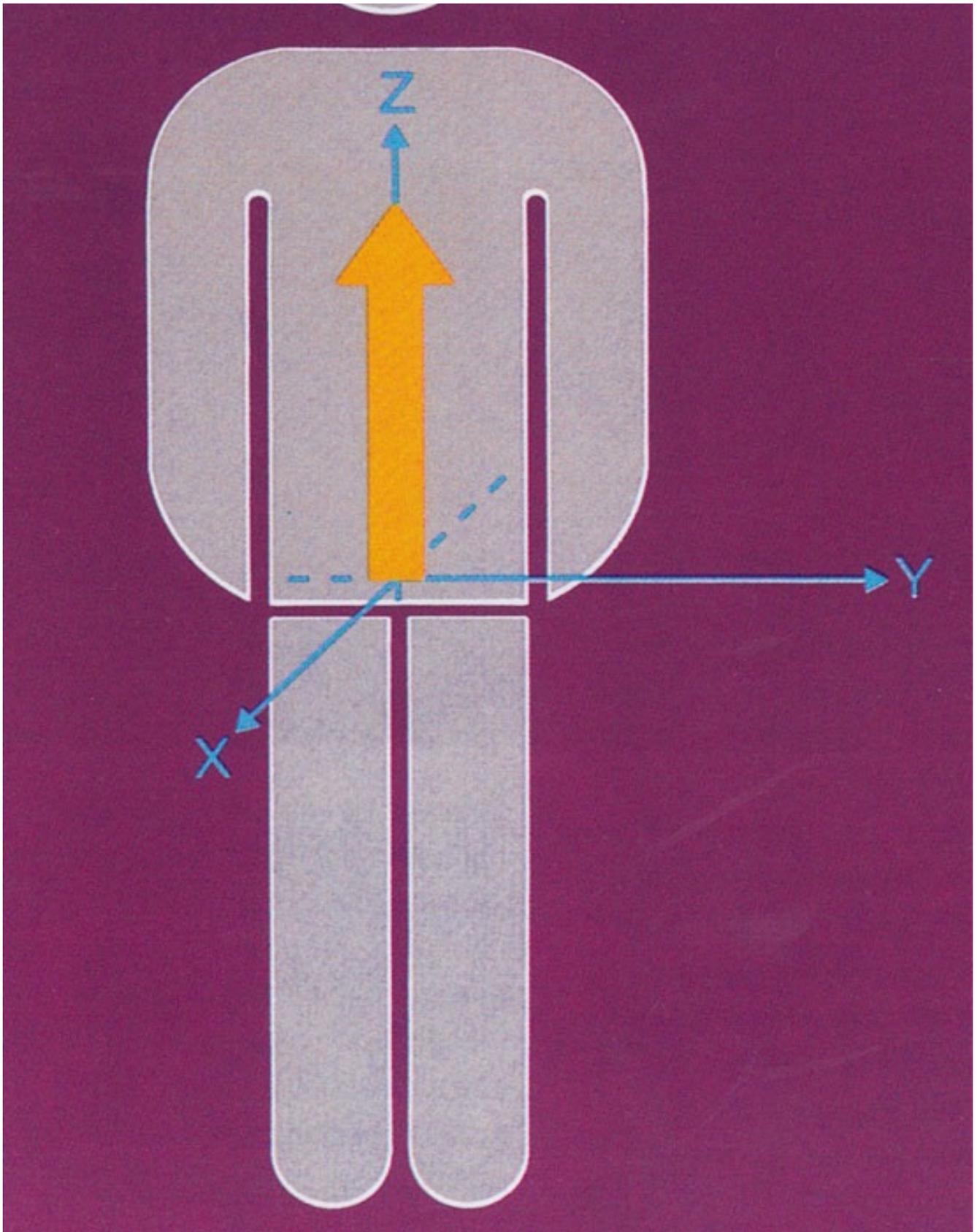


Fig. 8. En un campo magnético externo intenso se induce en el paciente un nuevo vector magnético, que representa su propia magnetización. Este nuevo vector magnético se alinea con el campo magnético externo.

Tal como hemos visto, el nuevo vector magnético resultante del paciente está orientado en la dirección del campo magnético externo, a lo largo de sus líneas de campo. Esto se describe como dirección longitudinal, y es realmente este nuevo

vector magnético el que puede ser utilizado para obtener la señal. Sería estupendo si pudiéramos medir esta magnetización del paciente, pero existe un problema: y es que no podemos medir esta fuerza magnética porque está en la misma dirección, paralela al campo magnético externo (figs. 7 y 8).

Para ilustrar esto, imagínese que está usted en una barca, deslizándose por un río. Tiene una manguera en las manos y está achicando agua al río. Para alguien que le esté viendo desde la orilla le es imposible decir cuánta agua está usted achicando (esto sería como saber cuánta magnetización nueva se añade en la dirección antigua).

Sin embargo, cuando dirigimos la manguera hacia la orilla, cambia la dirección del nuevo campo magnético; entonces el agua puede ser recogida directamente y medida por el observador imparcial de la orilla (fig. 9).

Lo que aprendemos de esto es que la magnetización a lo largo, o mejor, longitudinal al campo magnético externo no puede medirse directamente. Por eso necesitamos una magnetización que no sea longitudinal sino transversal al campo magnético externo.

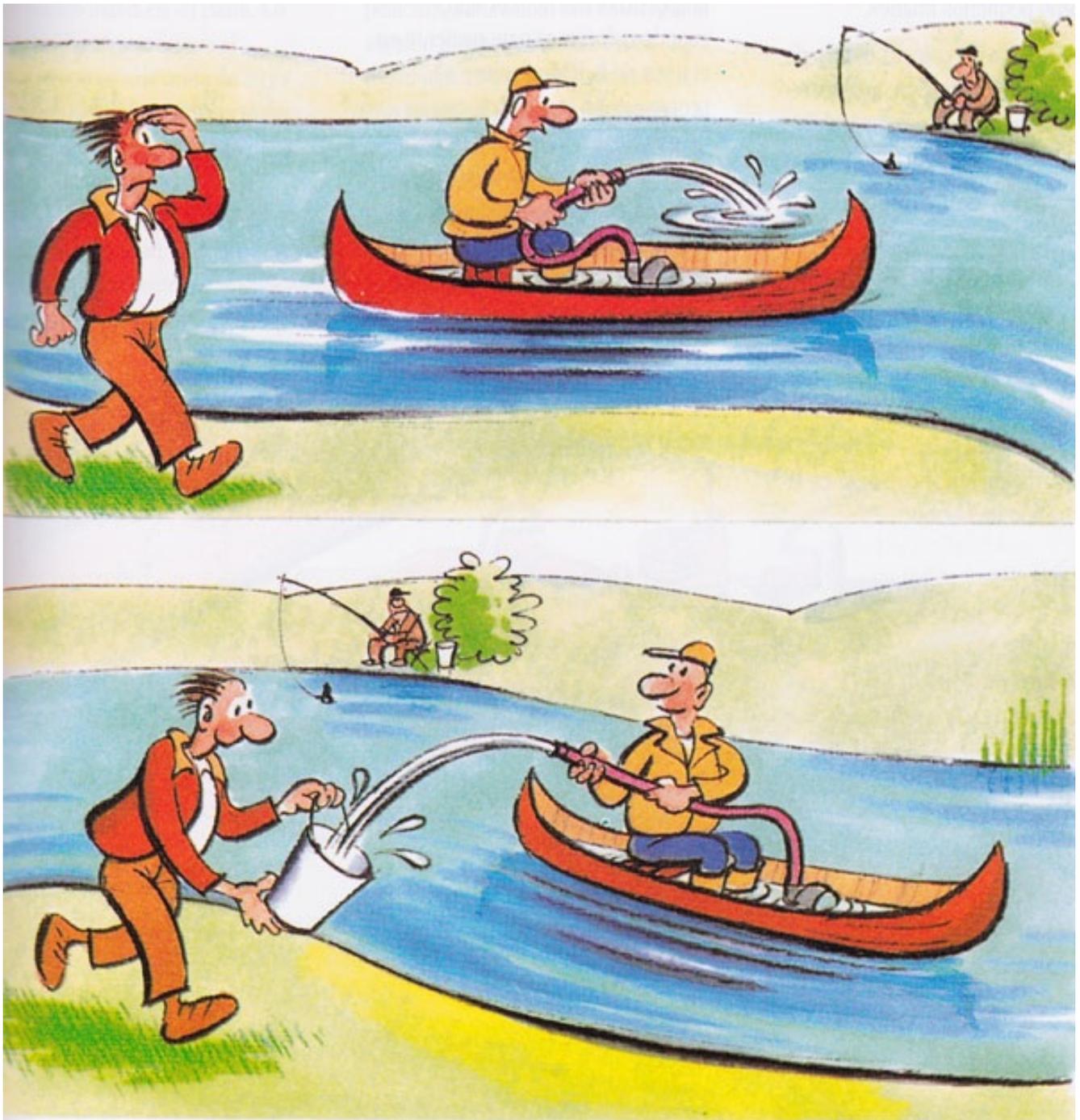


Fig. 9. La magnetización a lo largo de un campo magnético externo no puede medirse. Por eso es necesaria una magnetización transversal al campo magnético externo.

Tiempo para tomarse un descanso...

Pero antes de dejarlo, lea este breve resumen, y cuando vuelva, empiece otra vez con el resumen.

□ Los protones tienen una carga positiva y poseen spin. Debido a esto, tienen un campo magnético, por lo que podemos considerarlos como pequeños imanes.

□ Cuando los colocas dentro de un campo magnético intenso, se alinean con él, unos en paralelo (orientados hacia arriba) y otros en antiparalelo (orientados hacia abajo).

□ Los protones no permanecen así, sino que precesan alrededor de las líneas del campo magnético. Cuanto más intenso sea el campo magnético, mayor es la frecuencia de precesión; relación que se describe matemáticamente en la ecuación de Larmor.

□ Los protones antiparalelos y los paralelos pueden cancelarse sus fuerzas unos a otros. Pero como hay más protones paralelos en el nivel de menor energía («orientados hacia arriba»), nos quedamos con algunos cuyas fuerzas magnéticas no se han cancelado. Todos estos protones orientados hacia arriba suman sus fuerzas en la dirección del campo magnético externo. Por ello, cuando colocamos a un paciente en el imán de la RM adquiere su propio campo magnético, que es longitudinal al campo externo del imán de la máquina de RM (figs. 7 y 8). Sin embargo, debido a que es longitudinal no puede medirse directamente.

¿Qué sucede después de colocar al paciente dentro del imán?

Le enviamos una onda de radio. El término onda de radio se utiliza para describir una onda electromagnética que está en el rango de frecuencias de las ondas que recibe usted en su radio. Lo que realmente enviamos al paciente no es una onda de larga duración, sino un pulso corto de algunas ondas electromagnéticas que se llama pulso de radiofrecuencia (RF). El propósito de este pulso de RF es el de turbar a los protones que están precesando tranquilamente, alineados con el campo magnético externo. Cualquier pulso de RF no perturba la alineación de los protones, sino que necesitamos un pulso de RF especial, uno que pueda intercambiar energía con los protones. Esto es como si alguien le estuviera mirando. Usted puede no darse cuenta, porque no hay intercambio de energía, por lo que usted no cambia su posición/alineación. Sin embargo, si alguien fuese a golpearle en el estómago, intercambiando energía con usted, su alineación se vería perturbada. Esto puede explicar por qué necesitamos un determinado pulso de RF que pueda intercambiar energía con los protones para cambiar su alineación.





Fig. 10a + b. Es posible el intercambio de energía cuando los protones y el pulso de radiofrecuencia tienen la misma frecuencia.

¿Cuándo puede intercambiar energía con los protones un pulso de RF? Cuando tenga la misma frecuencia, es decir, la misma «velocidad» que los protones. Imagínese que va usted conduciendo su coche de carreras por su pista y alguien de la pista de al lado desea darle un par de sandwiches, esto es, intercambiar energía con usted (como tiene hambre, los sandwiches le darán más energía). Esta energía es posible transferirla cuando ambos coches llevan la misma velocidad, moviéndose por la pista con la misma frecuencia. Con diferencias en la velocidad/frecuencia se transfiere menos o ninguna energía (fig. 10b).

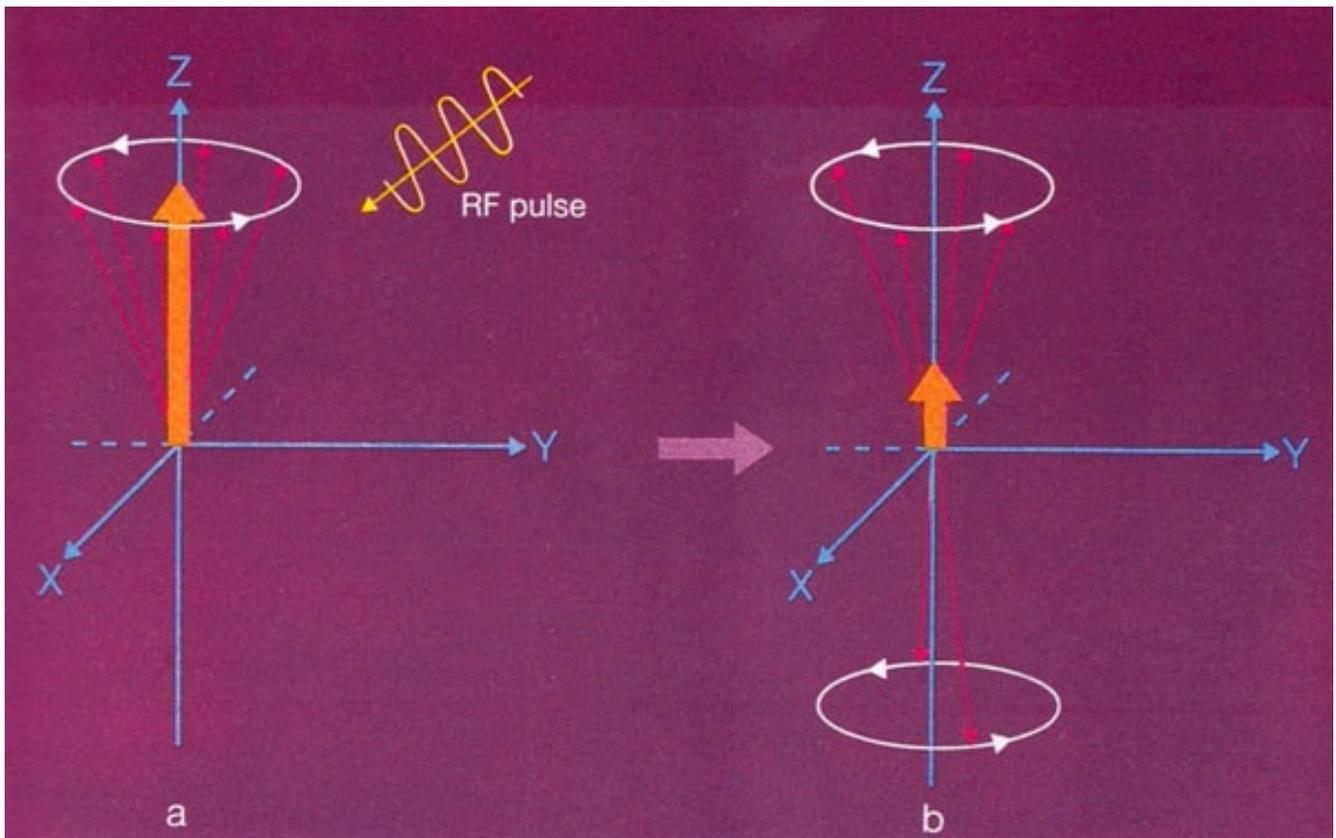


Fig. 11. El pulso de radiofrecuencia intercambia energía con los protones (a) y algunos de ellos son desviados a un nivel de mayor energía, orientados hacia abajo en el dibujo (b). En efecto, la magnetización a lo largo del eje Z disminuye, ya que los protones que estaban orientados hacia abajo «neutralizan» al mismo número de protones orientados hacia arriba.

¿Qué velocidad o, mejor, qué frecuencia tienen los protones?

Tienen la frecuencia de precesión, que puede calcularse por la ecuación de Larmor (véase pág. 10). Por ello, la ecuación de Larmor nos da la frecuencia necesaria del pulso de RF que se envía. Solamente cuando el pulso de RF y los protones tienen la misma frecuencia pueden captar algo de energía los protones de la onda de radio, fenómeno llamado resonancia (de aquí el porqué de la «resonancia» en resonancia magnética).

El término resonancia puede ilustrarse con el uso de diapasones. Imagínese que está usted en una habitación con diferentes tipos de diapasones, afinados, por ejemplo, en la, re y mi. Entra alguien en la habitación con un diapasón que tiene una frecuencia la y lo golpea para que emita sonido. De todos los diapasones de la habitación, solamente los afinados en la captarán energía y empezarán a vibrar, emitiendo sonido; estos muestran un fenómeno llamado resonancia.

¿Qué pasa con los protones cuando se

exponen a este pulso de RF?

Algunos de ellos captan energía y pasan de un estado de menor a otro de mayor energía. Algunos de los que están caminando sobre sus pies pasan a caminar sobre las manos. Como puede ver en la figura 11, esto tiene algún efecto en la magnetización de los pacientes. Supongamos que de la suma neta de seis protones orientados hacia arriba, después de enviar el pulso de RF, pasan dos a orientarse hacia abajo. El resultado es que estos dos protones cancelan las fuerzas magnéticas del mismo número de protones, de los orientados hacia arriba. Disminuye entonces la magnetización longitudinal de seis a dos.

Pero sucede algo más. ¿Recuerda usted a qué se parece un dibujo de las ondas de radio? Mire la figura 12: recuerda a un látigo, y el pulso de RF tiene una acción como el látigo (fig. 13), ya que hace que los protones precesen sincrónicamente, y esto produce otro efecto muy importante.

Cuando los protones están orientados aleatoriamente, a izquierda/derecha, delante/detrás, cancelan sus fuerzas magnéticas en estas direcciones (como ya leímos en la pág. 13).

Debido al pulso de RF, los protones ya no se orientan más en direcciones aleatorias, sino que se mueven todos al compás, sincrónicamente, están «en fase». Ahora todos ellos se orientan en la misma dirección, al mismo tiempo, de aquí que sus vectores magnéticos se sumen en esta dirección. Esto da por resultado un vector magnético orientado hacia el lado que señalan los protones precesando y esta es la dirección transversa (\Rightarrow fig. 13).

De aquí por qué se llama magnetización transversal.



Fig. 12. El dibujo de las ondas de radio recuerda a un látigo, y las ondas de radio en la IRM tienen también una acción de látigo.

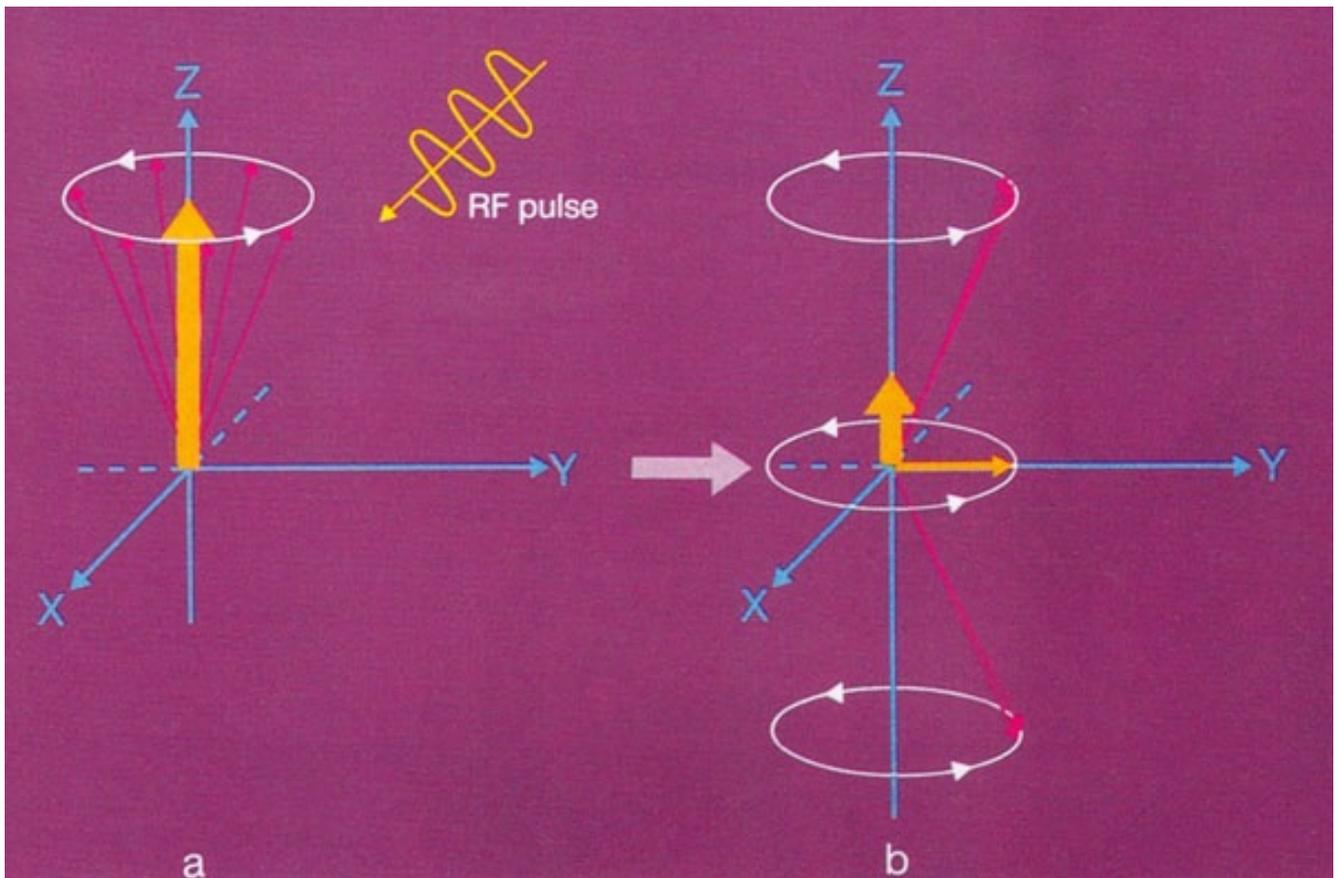


Fig. 13. La onda de radio tiene dos efectos sobre los protones: desvía algunos protones a niveles de mayor energía (orientados hacia abajo) y también hace que precesen acompasados, en fase. Lo primero da lugar a una disminución de la magnetización a lo largo del eje Z, la llamada magnetización longitudinal. Lo último establece una nueva magnetización en el plano X-Y (\Rightarrow), la magnetización transversal, que se mueve junto con los protones precesando.

La situación puede compararse a un barco; piense en los pasajeros: se encuentran dispersos sobre la cubierta, el barco se encuentra entonces en una posición normal. ¿Qué sucede si de repente se dirigen todos los pasajeros a la vez a la borda? Que el barco se inclinará hacia el lado al que ha ido la gente; se establece una nueva fuerza que se hace visible (fig. 14).

El pulso de RF consigue un vector de magnetización transversal. Este nuevo vector establecido realmente no permanece quieto, sino que se mueve en la misma línea que los protones precesando y con la misma frecuencia de precesión (fig. 13).



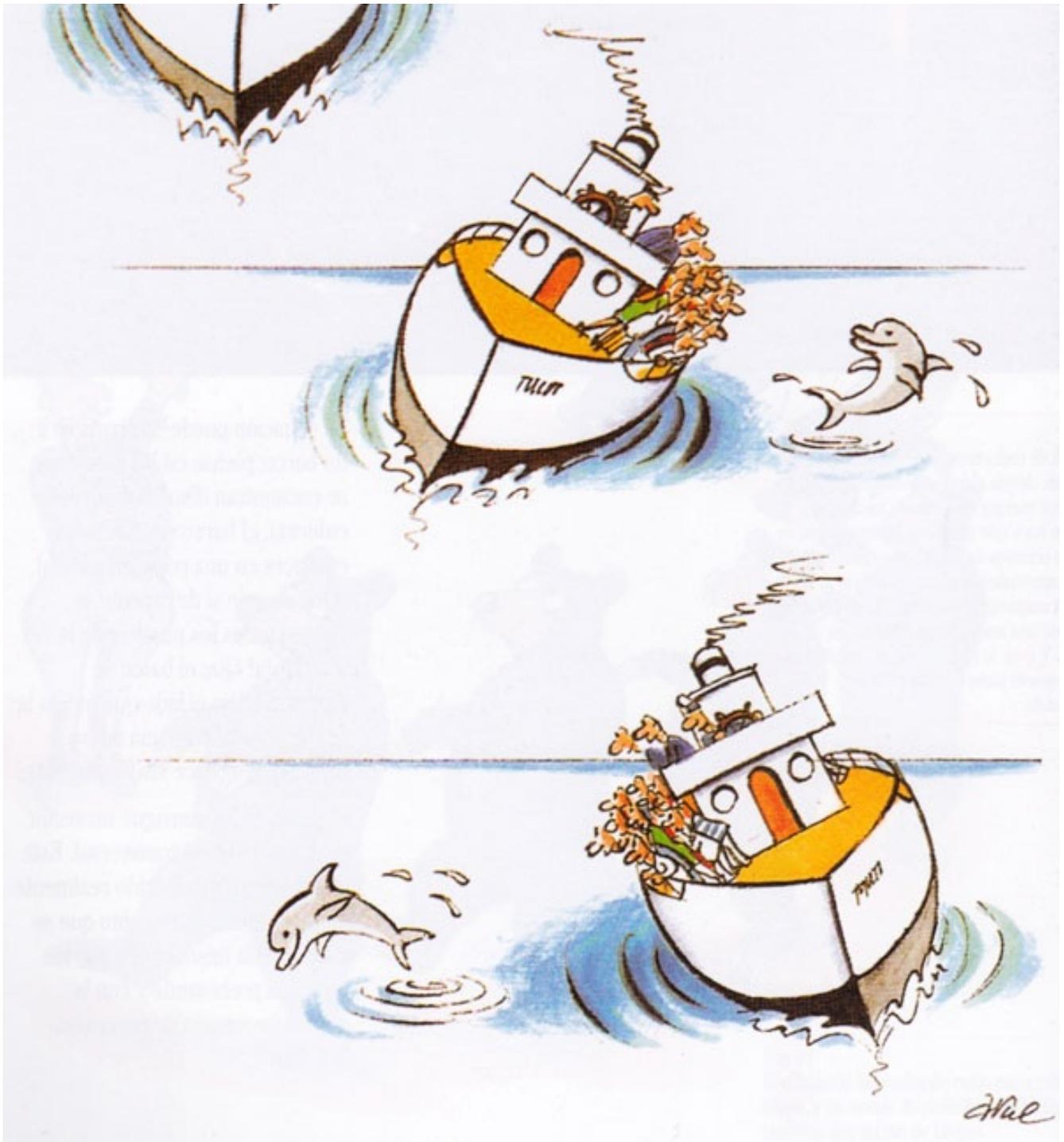


Fig. 14. Los protones precesando en fase producen una nueva magnetización transversal.

¿Qué cosas nuevas hemos aprendido?

Repítalas utilizando la figura 15.

Cuando colocamos a un paciente en la máquina de RM, los protones se alinean en paralelo o antiparalelo con el campo magnético de la máquina. Se crea un campo magnético en el paciente, longitudinal al campo externo (fig. 15a).

□ Al enviar un pulso de RF que tiene la misma frecuencia que la de precesión de los protones se producen dos cosas:

—Algunos protones captan energía y empiezan a caminar sobre las manos, y de aquí que disminuya la cantidad de magnetización longitudinal.

—Los protones entran en sincronismo y comienzan a precesar en fase. Sus vectores se suman en dirección transversal al campo magnético y se establece una magnetización transversal.

En resumen: el pulso de RF hace que disminuya la magnetización longitudinal y se establezca una nueva magnetización transversal (figs. 13 y 15).

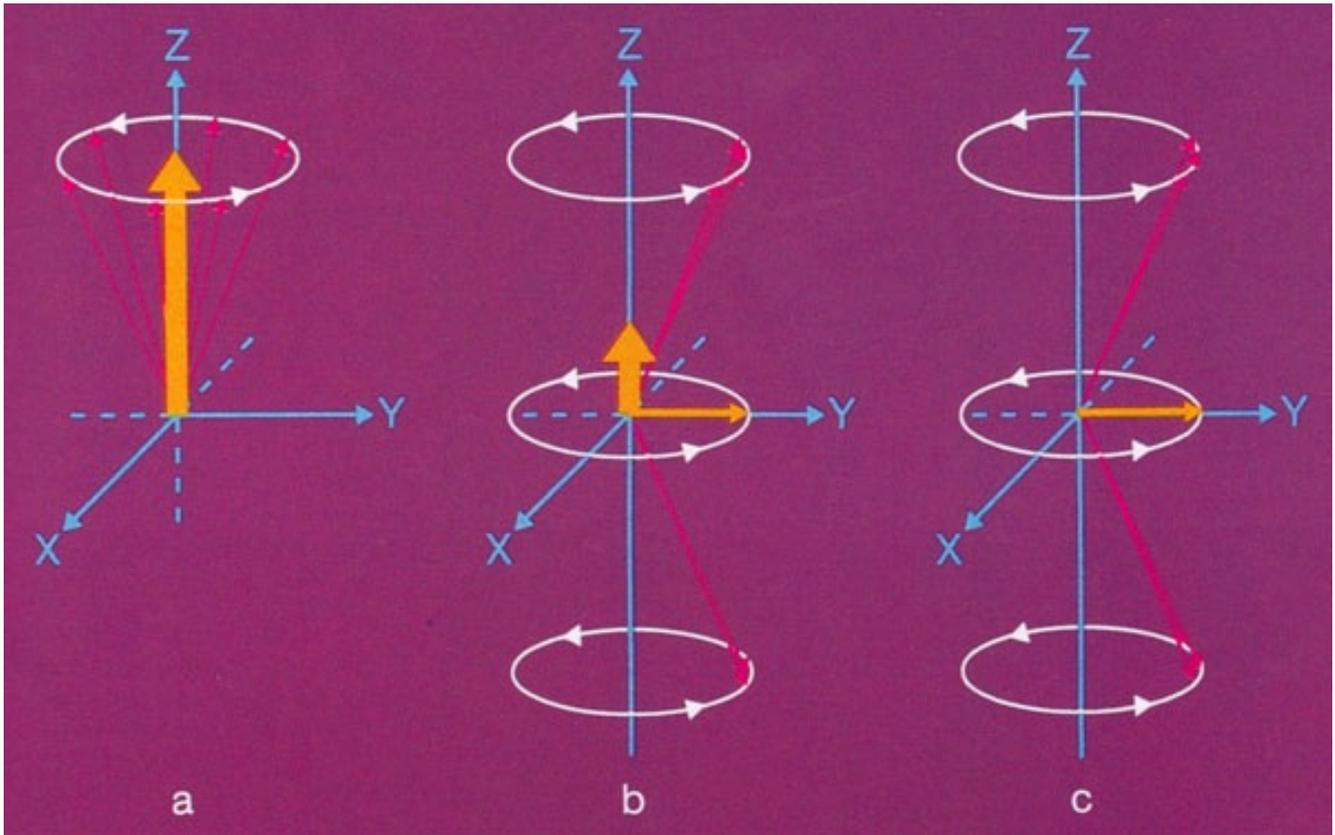


Fig. 15. En un campo magnético externo intenso se establece en el paciente un nuevo vector magnético a lo largo del campo externo (a). El envío de un pulso de RF hace que se cree un nuevo vector de magnetización transversal, disminuyendo el longitudinal (b). Dependiendo del pulso de RF, la magnetización longitudinal puede llegar hasta desaparecer (c).

Echemos un vistazo al recién establecido vector de magnetización transversal

Este se mueve en fase con los protones precesando (fig. 16). Cuando observa usted desde fuera lo que está sucediendo, el nuevo vector de magnetización se acerca a usted, para luego alejarse, de nuevo volver, y así sucesivamente. Lo más importante es que el vector magnético, debido a su movimiento y cambio constantes, induce una corriente eléctrica.

Nosotros hemos hablado ya acerca de lo opuesto, que la carga eléctrica en movimiento del protón, la corriente eléctrica, induce el campo magnético del protón.

Esto también es verdad en el otro sentido: un campo magnético que se mueve crea una corriente eléctrica, registrada en una antena, como es el caso de las ondas de radio/TV. (El término campo electromagnético nos recuerda realmente las relaciones entre corriente eléctrica y magnetismo). Tal como aprendimos anteriormente, nosotros tenemos también en la IRM un vector magnético que se mueve. Este puede inducir también una corriente eléctrica en una antena, que es la señal de IRM.

Como el vector magnético transversal se mueve con los protones precesando, al girar, unas veces se acerca a la antena, otras se aleja, también con la frecuencia de precesión. La señal de RM resultante, por tanto, tiene la misma frecuencia de precesión (fig. 16).

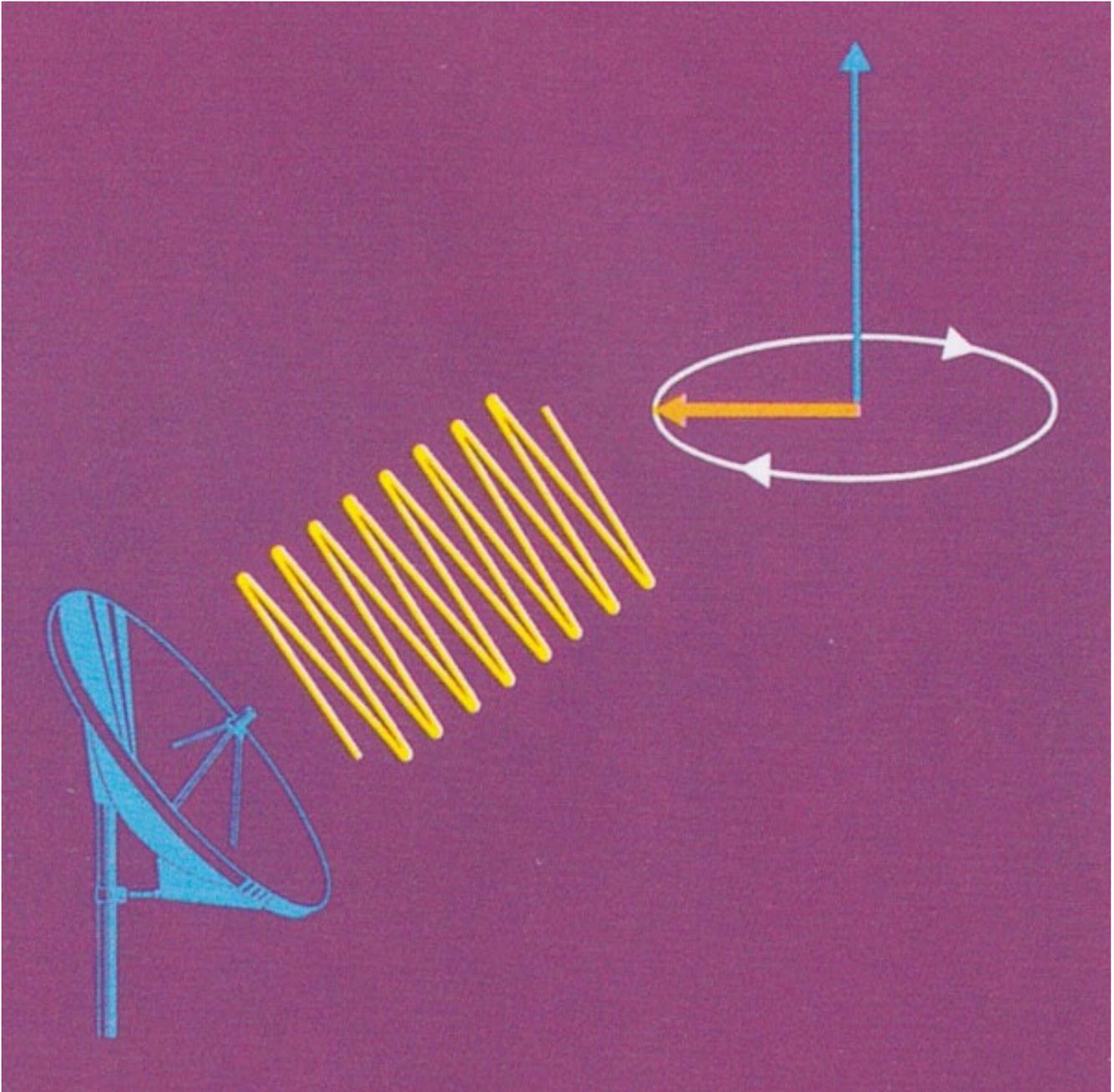


Fig. 16. El nuevo vector de magnetización transversal se mueve con los protones precesando (véase fig. 7). De aquí que, para un observador externo, la magnetización transversal cambia constantemente su dirección y puede inducir una señal en una antena.

Pero... ¿cómo podemos crearnos una imagen de esta corriente eléctrica que realmente es nuestra señal de RM?

Para esto tenemos que saber de qué parte del cuerpo viene la señal. ¿Cómo podemos saber esto? El truco es realmente bastante simple. Consiste en no someter al paciente a un campo magnético que tenga la misma intensidad en toda la sección del paciente que se desea examinar. En lugar de ello tenemos un campo magnético que tiene intensidades diferentes en cada punto de la sección transversa del paciente.

¿Cómo hacemos esto? Sabemos que la frecuencia de precesión de un protón

depende de la intensidad del campo magnético (como la frecuencia de la cuerda de un violín depende de la fuerza con la que se pulse); si esta intensidad es diferente de punto a punto del paciente, entonces los protones de diferentes lugares precesan con diferentes frecuencias. Al precesar con diferentes frecuencias, la señal de RM resultante de las diferentes localizaciones también tendrá una frecuencia diferente. Por medio de la frecuencia podemos asignar la señal a una determinada localización.

Pasa lo mismo con su televisor: cuando está usted en la cocina (donde probablemente no tiene televisor) y escucha un sonido de su programa favorito de TV, usted sabe de dónde viene el sonido. Viene de la habitación de su apartamento donde se encuentra el televisor. Lo que hace subconscientemente es relacionar un cierto sonido con una determinada localización en el espacio.

Por ahora será suficiente para la información espacial: en la página 89 entraremos en más detalles acerca de esto.

Más detalles acerca de la señal de RM

Si nuestros protones rotasen siempre sincrónicamente, en fase, sin que nada les hiciera cambiar, entonces tendríamos una señal como la que se ilustra en la figura 16. Sin embargo, esto no es lo que sucede. Tan pronto como se interrumpe el pulso de RF, todo el sistema que había sido perturbado por el pulso de RF vuelve a su estado original de quietud, de paz, es decir, se relaja.

La recién establecida magnetización transversal empieza a desaparecer (proceso llamado relajación transversal) y la magnetización longitudinal vuelve a su tamaño original (proceso llamado relajación longitudinal).

¿Por qué es esto? La razón por la cual la magnetización longitudinal vuelve a su tamaño normal es más fácil de explicar, por lo que empezaremos por esta (véase fig. 17).

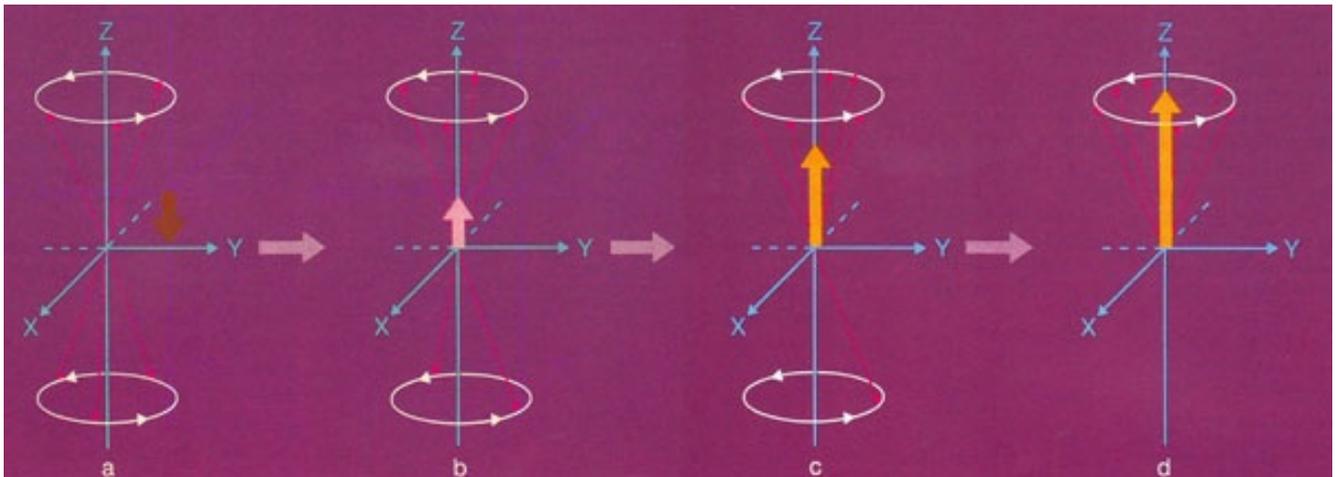


Fig. 17. Después de interrumpir el pulso de RF, los protones vuelven desde su estado de mayor al de menor energía, es decir, orientados hacia arriba otra vez. Esto se ilustra «uno a uno». El resultado es que aumenta la magnetización longitudinal hasta adquirir su valor original. Véase que, por motivos de simplicidad, no se ha representado a los protones en fase. Esto se cubre con más detalle en las figuras 20 y 26.

Ningún protón camina sobre sus manos más que los que le corresponden a la especie humana. Los protones que fueron desviados a un nivel de mayor energía por el pulso de RF vuelven a su nivel de menor energía y empiezan a caminar sobre los pies otra vez.



No todos los protones hacen esto al mismo tiempo, sino que de una forma continua vuelve uno detrás de otro a su estado original. En la figura 17 se ilustra esto para un grupo de protones. Por motivos de simplicidad, se muestra a los protones fuera de fase, los cuales, por supuesto, no lo estaban al principio. El porqué y el cómo dejan de precesar en fase lo explicaremos un poco más tarde.

¿Qué sucede con la energía que han absorbido después del pulso de RF? Esta energía es liberada al medio de alrededor, también llamado red (*lattice*). De aquí por qué a este proceso no solamente se le llama relajación longitudinal sino también relajación spin-red (spin-lattice).

Al volver sobre los pies, orientados hacia arriba otra vez, estos protones no cancelan ya los vectores magnéticos de los protones orientados hacia arriba como lo hicieron antes. Por ello aumenta la magnetización en esta dirección, la longitudinal, volviendo al final a su valor original (fig. 17). Si llevamos a una gráfica la magnetización longitudinal en función del tiempo, obtenemos una curva como la de la figura 18, que aumenta con el tiempo. Esta curva se llama también curva T_1 .

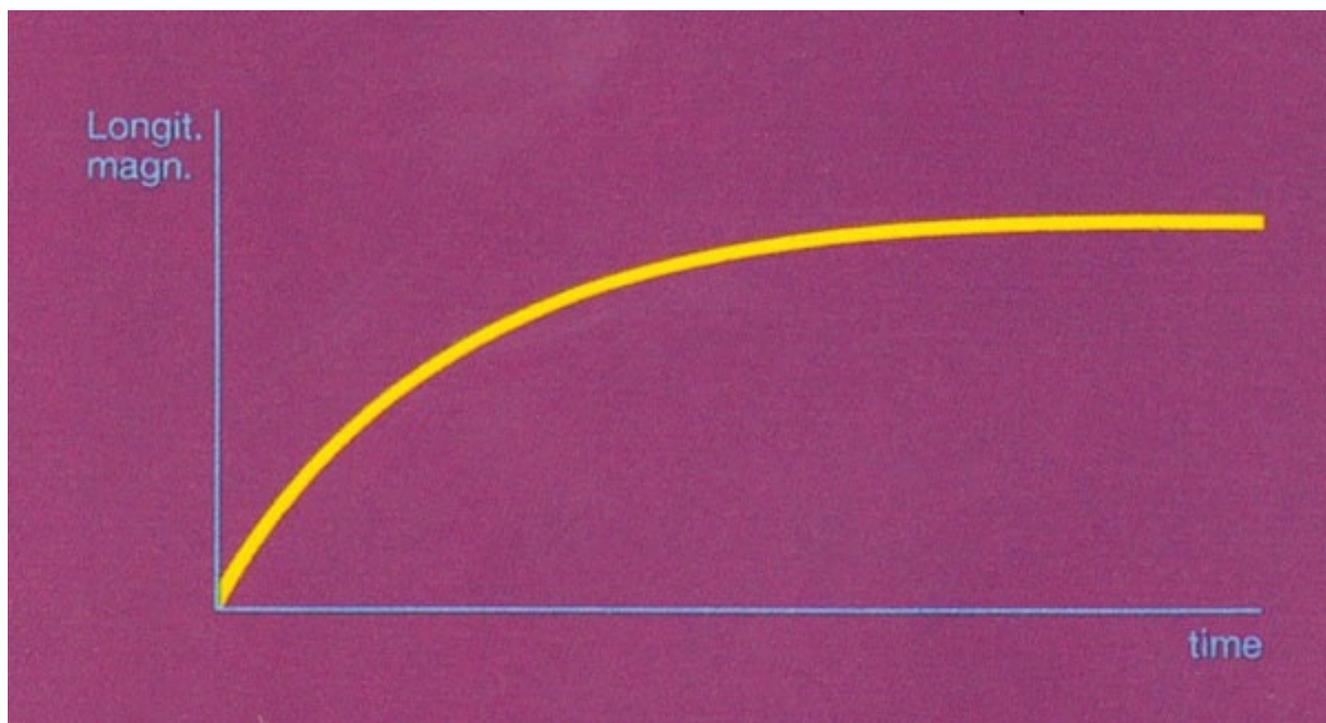


Fig. 18. Si llevamos a una gráfica la magnetización longitudinal en función del tiempo, después de haber interrumpido el pulso de RF, obtendremos la llamada curva T_1 .

El tiempo que tarda la magnetización longitudinal en recuperarse, para volver a su valor original, se describe por el tiempo de relajación longitudinal, también llamado T_1 . Realmente este no es el tiempo exacto que tarda, sino un tiempo constante, que describe lo rápido que es este proceso. Esto es como tomar el tiempo a un coche de carreras durante una vuelta. Este tiempo le puede dar una idea de lo que va a durar la carrera, pero no del tiempo exacto. Más científicamente, el T_1 es un tiempo constante, comparable, por ejemplo, al tiempo constante que describe la caída de la radiactividad.

Que el T_1 es el tiempo de relajación longitudinal puede recordarse fácilmente si mira su máquina de escribir (fig. 19). El «1» se parece mucho a una «l», recordándonos que también describe la relajación spin-«1» lattice (spin-red). Pero hay más insinuaciones ocultas: la «l» también se parece a una cerilla, y esta cerilla debe

hacerle recordar algo que también hemos mencionado ya: la relajación longitudinal tiene algo que ver con el intercambio de energía, energía térmica que los protones emiten a la red ambiental mientras vuelven a su estado de menor energía.

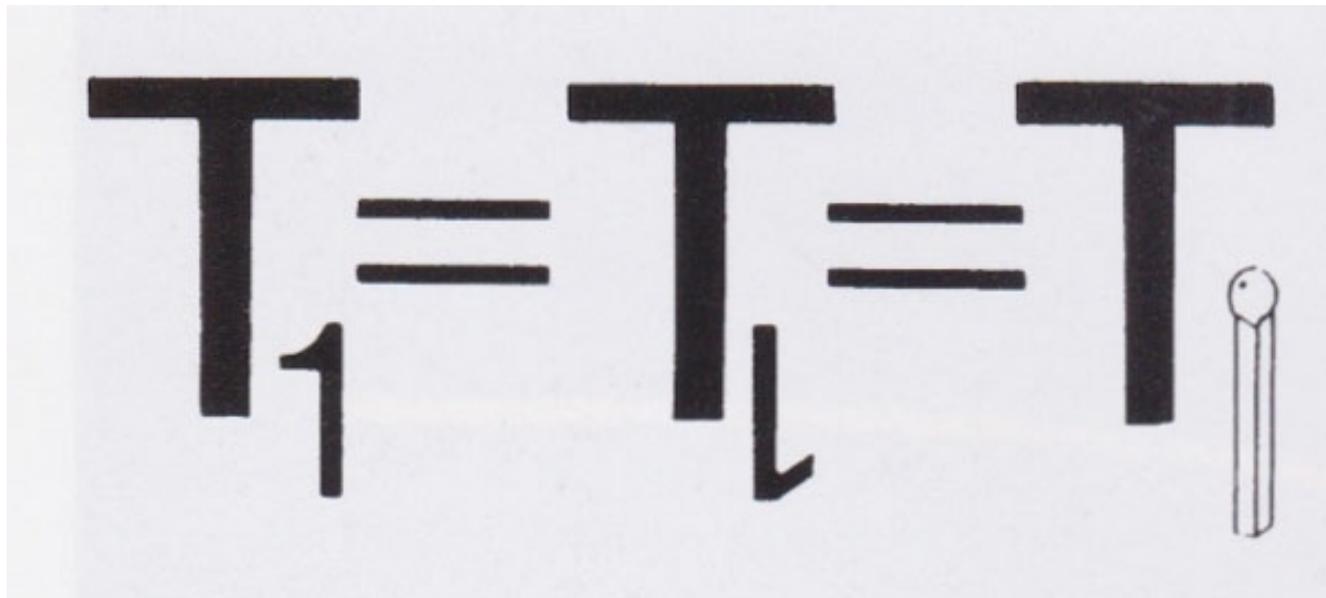


Fig. 19. T_1 es el tiempo de relajación longitudinal, el cual tiene algo que ver con el intercambio de energía térmica.

Basta de magnetización longitudinal. ¿Qué pasa con la magnetización transversal?

Después de interrumpir el pulso de RF, los protones dejan de ir al compás, pierden la fase otra vez, porque nadie les dice que permanezcan acompasados. Por motivos de simplicidad, se ha ilustrado esto en la figura 20 con un grupo de protones, estando todos «orientados hacia arriba».

Anteriormente hemos leído que los protones precesan con una frecuencia que viene determinada por la intensidad del campo magnético en el que están. Todos los protones tendrían el mismo campo magnético, pero esto, sin embargo, no es el caso:

- El campo del imán de la RM en el que está colocado el paciente no es totalmente uniforme, ni totalmente homogéneo, sino que varía un poco, lo que motiva que haya diferentes frecuencias de precesión.

- Cada protón es influido por pequeños campos magnéticos y los núcleos vecinos, que no están todos distribuidos igual, lo que hace también que tengan diferentes frecuencias de precesión. Estas variaciones del campo magnético interno

son de algún modo características de cada tejido.

Por ello, después de interrumpir el pulso de RF ya no están forzados los protones a permanecer acompasados, y como tienen diferentes frecuencias de precesión, pierden muy rápidamente la fase.

Es interesante observar lo rápidamente que pierden los protones la fase. Suponga que un protón (p_1) está rotando/precesando, con una frecuencia de 10 megahertzios, esto es, 10 millones de vueltas por segundo. Debido a las inhomogeneidades, un protón vecino (p_2) está en un campo magnético que es un 1% más intenso; este protón tiene una frecuencia de precesión de 10,1 megahertzios, un 1% más. En cinco microsegundos (0,000005 seg. o 5×10^6), p_1 habrá dado 50,5 vueltas/revoluciones, mientras que el protón p_2 habrá dado solamente 50. De modo que en este corto espacio de tiempo los protones se habrán desfasado 180° , cancelando sus momentos magnéticos en el plano respectivo.

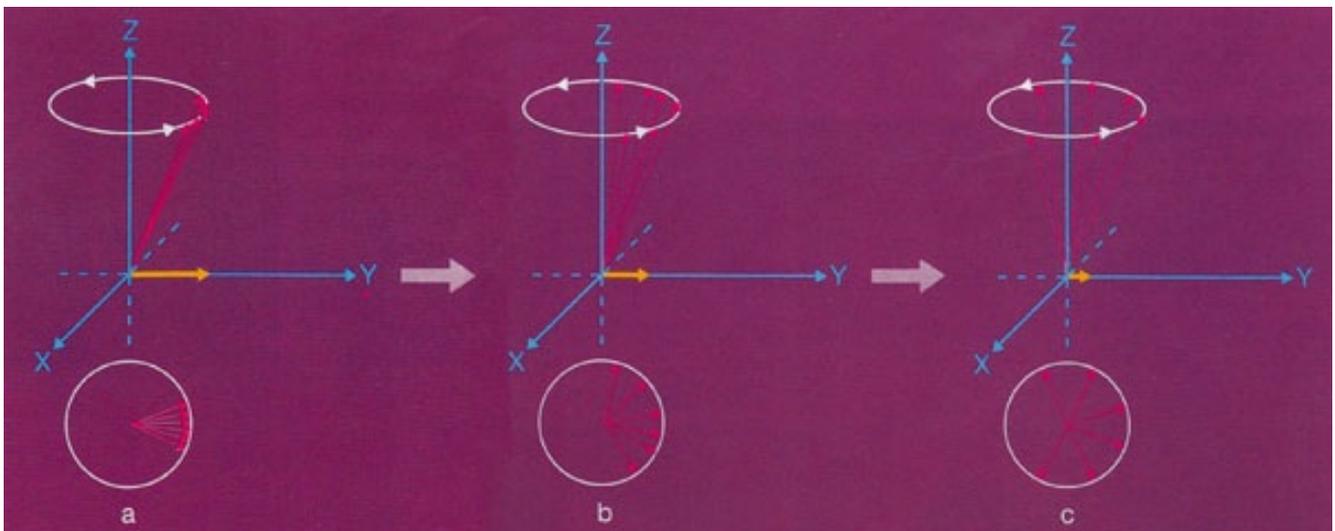


Fig. 20. Después que el pulso de RF es interrumpido, los protones pierden la coherencia de fase, dejan de ir acompasados. Cuando observamos desde arriba el desfase de este conjunto de protones (lo cual se ilustra en la parte inferior de la figura), es obvio cómo se despliegan. Al desplegarse, dejan de estar orientados en la misma dirección y, por tanto, disminuye la magnetización transversal.

Podemos llevar a una gráfica la magnetización transversal en función del tiempo, similarmente a como hicimos con la magnetización longitudinal. Lo que obtenemos es una curva como la de la figura 21. Esta curva es descendente, ya que la magnetización transversal desaparece con el tiempo y, tal como probablemente está usted esperando, también hay un tiempo constante que describe lo rápidamente que desaparece la magnetización transversal. Este tiempo constante es el tiempo de relajación transversal T_2 . ¿Cómo recordar lo que es el « T_2 »?

Fácil:

$$T_2 = T \times 2 = TT = \mathbf{Tt},$$

y esto significa que describe la T de «transversal», de aquí la relajación de la magnetización transversal. La curva resultante de la figura 21 se llama curva T_2 . Otro término para la relajación transversal es el de relajación spin-spin, recordándonos el mecanismo subyacente de la interacción spin-spin.

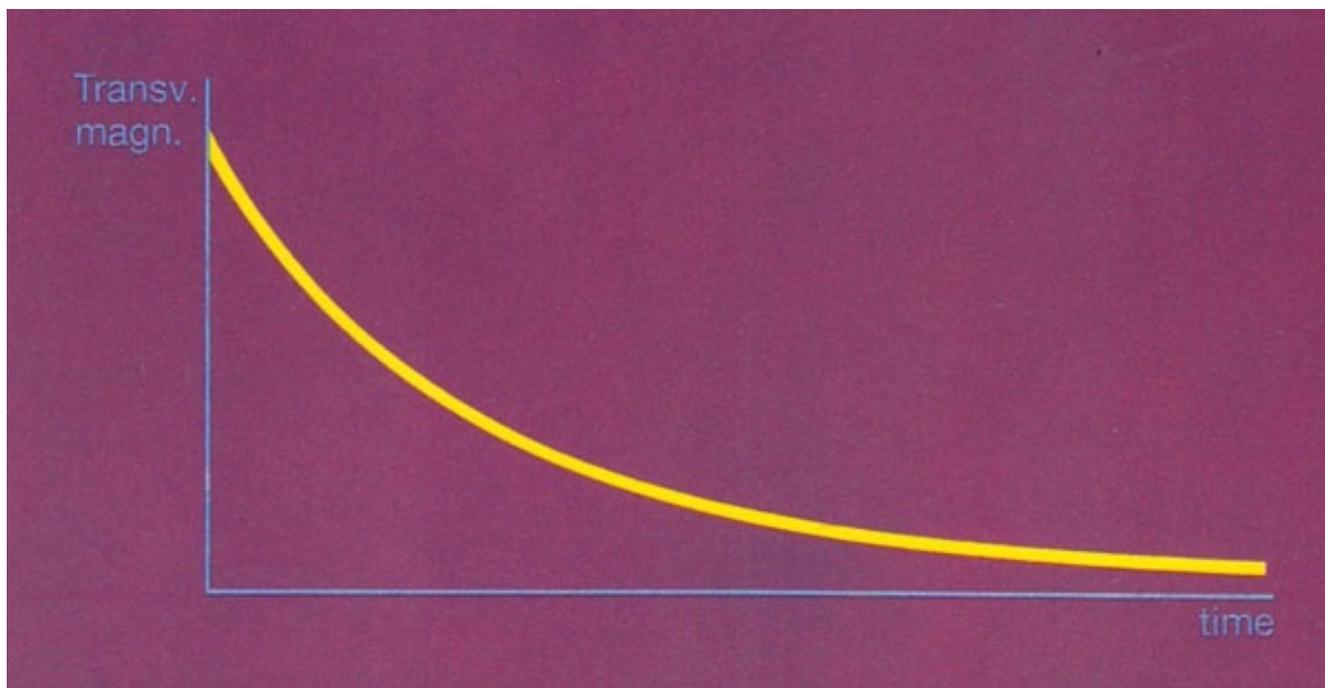


Fig. 21. Si llevamos a una gráfica la magnetización transversal en función del tiempo, después de interrumpir el pulso de RF, se obtiene una curva como la representada, que se llama curva T_2 .

¿Cómo recordar cuál es la curva del T_1 y cuál la del T_2 ? Simplemente, ponga ambas curvas juntas y podrá ver algo parecido a una montaña con pistas de esquí. Primero tiene que subir (curva T_1) antes de deslizarse (curva T_2) (fig. 22).

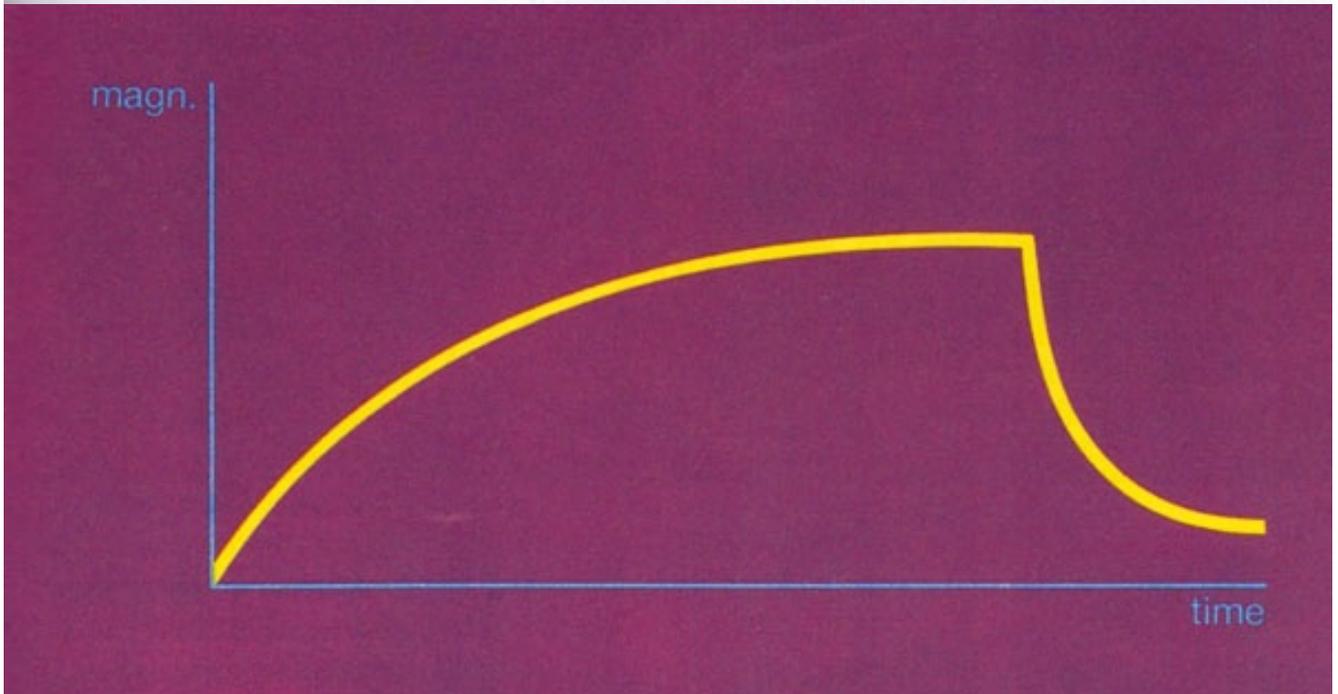


Fig. 22. Juntando las curvas de T_1 y de T_2 recuerda a una montaña con unas pistas. Se tarda más tiempo en escalar la montaña que en deslizarse por la pista, lo que ayuda a recordar que normalmente el T_1 es más largo que el T_2 .

Es hora de revisar

Hemos aprendido que:

Los protones son como pequeños imanes.

En un campo magnético externo se alinean en paralelo o en antiparalelo.

El estado de menor energía (paralelo) es el preferido, por lo que unos pocos protones más se alinean de esta forma.

Los protones realizan un movimiento que recuerda al de una peonza cuando es golpeada.

Este movimiento se llama de precesión.

La frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo magnético externo (relación que se describe en la ecuación de Larmor). Cuanto más intenso es el campo magnético, mayor es la frecuencia de precesión.

Los protones que están orientados en direcciones opuestas cancelan unos a otros sus efectos magnéticos en las direcciones respectivas.

Como hay más protones alineados en paralelo al campo magnético externo, se crea un momento magnético neto alineado o longitudinal al campo magnético externo.

Un pulso de radiofrecuencia con la misma frecuencia que la de precesión de los protones, debido a la resonancia, puede transferir energía a los protones. Esto da lugar a que existan más protones en antiparalelo, los cuales neutralizan/cancelan a más protones en la dirección opuesta. Como consecuencia, disminuye la magnetización longitudinal.

El pulso de RF también consigue que los protones precesen sincrónicamente, en fase. El resultado es un nuevo vector magnético: la magnetización transversal.

Cuando se interrumpe el pulso de RF:

—Aumenta otra vez la magnetización longitudinal; esta relajación longitudinal se describe como un tiempo constante T_1 o tiempo de relajación longitudinal.

—Disminuye la magnetización transversal hasta desaparecer; esta relajación transversal se describe como un tiempo constante T_2 o tiempo de relajación transversal.

La relajación longitudinal y la relajación transversal son procesos diferentes e independientes y de aquí por qué los discutimos individualmente (véanse figs. 17 y 20).

Esto es lo que debería saber por ahora.

¿Cuánto dura el tiempo de relajación?

Observe el ejemplo de la figura 22 con las curvas del T_1 y del T_2 .

Es probablemente fácil y lógico que le cueste más tiempo llegar hasta la cima de la montaña que el descender deslizándose. Esto significa que el T_1 es más largo que el T_2 , y solo para darle una idea: el T_1 es aproximadamente de dos a diez veces más largo que el T_2 . En términos absolutos, en los tejidos biológicos: el T_1 es aproximadamente de 300 a 2.000 mseg., y el T_2 , de unos 30 a 150 mseg.

Es difícil precisar exactamente la finalización de la relajación longitudinal y de la transversal. De aquí que el T_1 y el T_2 no son valorables cuando se ha completado la relajación, por lo que el T_1 fue definido como el tiempo transcurrido cuando se ha alcanzado el 63% de la magnetización longitudinal original.

El T_2 es el tiempo transcurrido cuando la magnetización transversal ha decrecido hasta el 37% de su valor original.

Estos porcentajes se derivan de ecuaciones matemáticas ($63\% = 1 - 1/e$; $37\% = 1/e$) que describen la intensidad de la señal. Pero no queremos entrar en más detalles aquí. (Sin embargo, debemos mencionar que $1/T_1$ se llama también porcentaje de relajación longitudinal, y $1/T_2$, porcentaje de relajación transversal).

Previamente se creía que el medir los tiempos de relajación daría como resultado unas características tisulares que nos permitirían tipificar exactamente los tejidos.

Esto se ha demostrado que es erróneo, ya que existe bastante superposición en los rangos de tiempos: además, el T_1 depende de la intensidad del campo magnético utilizado para el estudio (véase pág. 36).

¿Qué es un tiempo de relajación largo/corto y qué tejidos tienen tiempos de relajación largos/cortos?

Observe la figura 23. ¿Qué ve usted? Ve a una persona tomándose una bebida larga, de algún líquido (representando al agua). Cuando va usted a su bar favorito (que naturalmente está lleno, porque es un sitio popular) y pide una bebida larga, tiene que esperar bastante hasta que le sirven su bebida: el T_1 es largo. Cuando por fin le traen su bebida larga, tarda también bastante tiempo en consumirla: el T_2 también es largo. Esto nos sirve para recordar que el agua/líquidos tienen un T_1 y un T_2 largos.





Fig. 23. Los líquidos tienen un T_1 y un T_2 largos.

Mire ahora la figura 24; ve a alguien pidiendo una hamburguesa. Esta tiene normalmente mucha grasa y representa para nosotros la grasa. La hamburguesa es un tipo de comida rápida, por lo que la sirven muy rápidamente; por tanto, la grasa tiene un T_1 corto. ¿Qué pasa con el T_2 ? Se tarda algún tiempo en comer la hamburguesa (grasa); sin embargo, emplea más tiempo normalmente en consumir su bebida larga, por lo que la grasa tiene un T_2 más corto que el agua. Como el agua tiene un T_1 y un T_2 largos, es fácil de imaginar que los «tejidos edematosos», con alto contenido de agua, puedan tener también tiempos de relajación largos. Esto es bastante interesante, porque los tejidos enfermos/patológicos tienen a menudo un mayor contenido de agua que los tejidos normales de alrededor.



Fig. 24. Comparada con los líquidos/agua, la grasa tiene un T_1 y un T_2 más cortos.

¿De qué depende el T_1 ?

Realmente, el T_1 depende de la composición del tejido, de la estructura y del ambiente. Como ya hemos leído, la relajación T_1 tiene algo que ver con el intercambio de energía térmica, realizado desde los protones al medio de alrededor (red o *lattice*).

Los protones precesando tienen un campo magnético que cambia constantemente de dirección, y que constantemente fluctúa con la frecuencia Larmor. El medio o red (*lattice*) tiene también sus propios campos magnéticos.

Los protones desean ahora entregar energía al medio para relajarse. Esto puede hacerse muy efectivamente cuando las fluctuaciones de los campos magnéticos en el medio ocurren con una frecuencia que está próxima a la frecuencia Larmor.

Cuando el medio está formado por líquido puro/agua, es difícil para los protones el liberarse de su energía, ya que las pequeñas moléculas de agua se mueven demasiado deprisa. Como los protones (que están en el nivel de mayor energía) no pueden liberar su energía al medio rápidamente, volverán lentamente a su nivel de menor energía, a su alineación longitudinal. De aquí que se tarde bastante tiempo en aparecer otra vez la magnetización longitudinal, lo que significa que los líquidos/agua tienen T_1 largos.

Cuando el medio (*lattice*) está formado por moléculas de tamaño medio (la mayoría de los tejidos corporales pueden considerarse como líquidos que contienen moléculas de diversos tamaños, algo así como una sopa) que se mueven y tienen campos magnéticos fluctuantes, con una frecuencia próxima a la de Larmor de los protones precesando, puede transferirse la energía mucho más rápidamente; de aquí que el T_1 sea corto.

Esto puede ilustrarse otra vez con el ejemplo del coche de carreras y el sandwich (véase la pág. 17); la transferencia de sandwiches (es decir, energía) de un coche (protón) a otro (medio, *lattice*) es fácil y eficiente cuando ambos se mueven a la misma velocidad. Con una diferencia en velocidades, la transferencia de energía será menos eficiente.

¿Por qué la grasa tiene un T_1 corto?

Porque los enlaces carbono en los extremos de los ácidos grasos tienen frecuencias próximas a la de Larmor; por eso se produce una transferencia de energía más efectiva.

¿Por qué el T_1 es más largo en campos magnéticos más intensos?

Es fácil imaginar que en un campo magnético más intenso se requiera más energía para alinearse los protones en contra de él. Por eso estos protones tienen que liberar más energía al medio y tardan más tiempo que si fuera una menor cantidad. Incluso aunque esto pareciera lo lógico, esta es una explicación errónea.

Como hemos leído al principio, la frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo magnético, relación descrita por la ecuación de Larmor. Si tenemos un campo magnético más intenso, entonces los protones precesarán más rápidos y, por tanto, tendrán más problemas para liberar su energía a un medio con campos magnéticos fluctuando más lentamente.

¿De qué depende el T_2 ?

La relajación T_2 se produce cuando los protones se desfasan, que, como ya sabemos, tiene dos causas: las inhomogeneidades del campo magnético externo y las inhomogeneidades de los campos magnéticos locales de los propios tejidos (véase pág. 29).

Como las moléculas de agua se mueven muy deprisa, sus campos magnéticos locales fluctúan rápidamente, de una manera muy similar, por lo que no hay grandes diferencias netas en los campos magnéticos internos de lugar a lugar. Si no hay grandes diferencias entre los campos magnéticos internos de un tejido, los protones permanecen acompasados durante largo tiempo; por eso el T_2 es más largo.

Con los líquidos impuros, es decir, aquellos que contienen moléculas más grandes, se producen variaciones mayores en los campos magnéticos locales. Las moléculas grandes no se mueven tan rápidamente, por lo que sus campos magnéticos locales no se cancelan tanto unos a otros. Por consecuencia, estas grandes diferencias en los campos magnéticos locales producen grandes diferencias en las frecuencias de precesión, y de aquí que los protones pierdan la fase más rápidamente, por lo que el T_2 es más corto.

Esto puede ilustrarse con el siguiente ejemplo: imagínese que va usted conduciendo su coche por una calle con muchos baches. Cuando conduce despacio (lo que es igual a que los alrededores se mueven lentamente y usted se queda quieto), usted subirá y bajará en su coche con cada bache. Las diferencias en los alrededores (las variaciones del campo magnético) influirán en usted considerablemente. Cuando conduce muy deprisa (que es lo mismo que si los alrededores se movieran rápidamente) ya no nota cada bache. Antes de que le afecten, usted ya ha vuelto al

nivel normal de la calle, donde los efectos se reparten, por lo que es influido mucho menos por las diferencias en los alrededores (las variaciones en la intensidad del campo magnético). ¿Qué relación tiene todo esto con lo que queremos saber? Todos estos procesos influyen en la apariencia final de su imagen de RM.



Es aconsejable una breve revisión

- El T_1 es más largo que el T_2 .
- El T_1 varía con la intensidad del campo magnético, es más largo con campos magnéticos más intensos.
- El agua tiene un T_1 largo, la grasa tiene un T_1 corto.
- El T_2 del agua es más largo que el T_2 de los líquidos impuros que contienen moléculas más grandes.

Ahora permítanos realizar un experimento

Observe la figura 25, donde ve dos protones precesando alrededor del eje Z. Yo espero que usted recuerde que el eje Z indica la dirección de las líneas del campo magnético (véase pág. 11). En lugar de estos dos protones, podían ser también 12 orientados hacia arriba y 10 hacia abajo, o 102 hacia arriba y 100 hacia abajo; habría solamente dos protones más orientados hacia arriba. Como todos sabemos, estos son los únicos que tienen un efecto magnético neto, porque sus efectos no se cancelan.

Ahora enviemos un pulso de RF, que tiene la intensidad y duración correcta, para que uno de los dos protones capte energía y pase a un estado de mayor energía (orientado hacia abajo/caminando sobre las manos).

¿Qué sucederá? Que la magnetización longitudinal (resultante hasta ahora de los dos protones orientados hacia arriba) disminuirá, en nuestro ejemplo, a cero (uno orientado hacia arriba es neutralizado por otro orientado hacia abajo). Pero como ambos protones están en fase, habrá entonces una magnetización transversal que antes no existía. Esto puede considerarse como si el vector de magnetización longitudinal se hubiera inclinado 90° hacia el lado (fig. 25). Un pulso de RF que inclina la magnetización 90° se llama un pulso de 90° . Naturalmente, son posibles otros pulsos de RF, denominados según la angulación; así, por ejemplo, pulso de 180° .

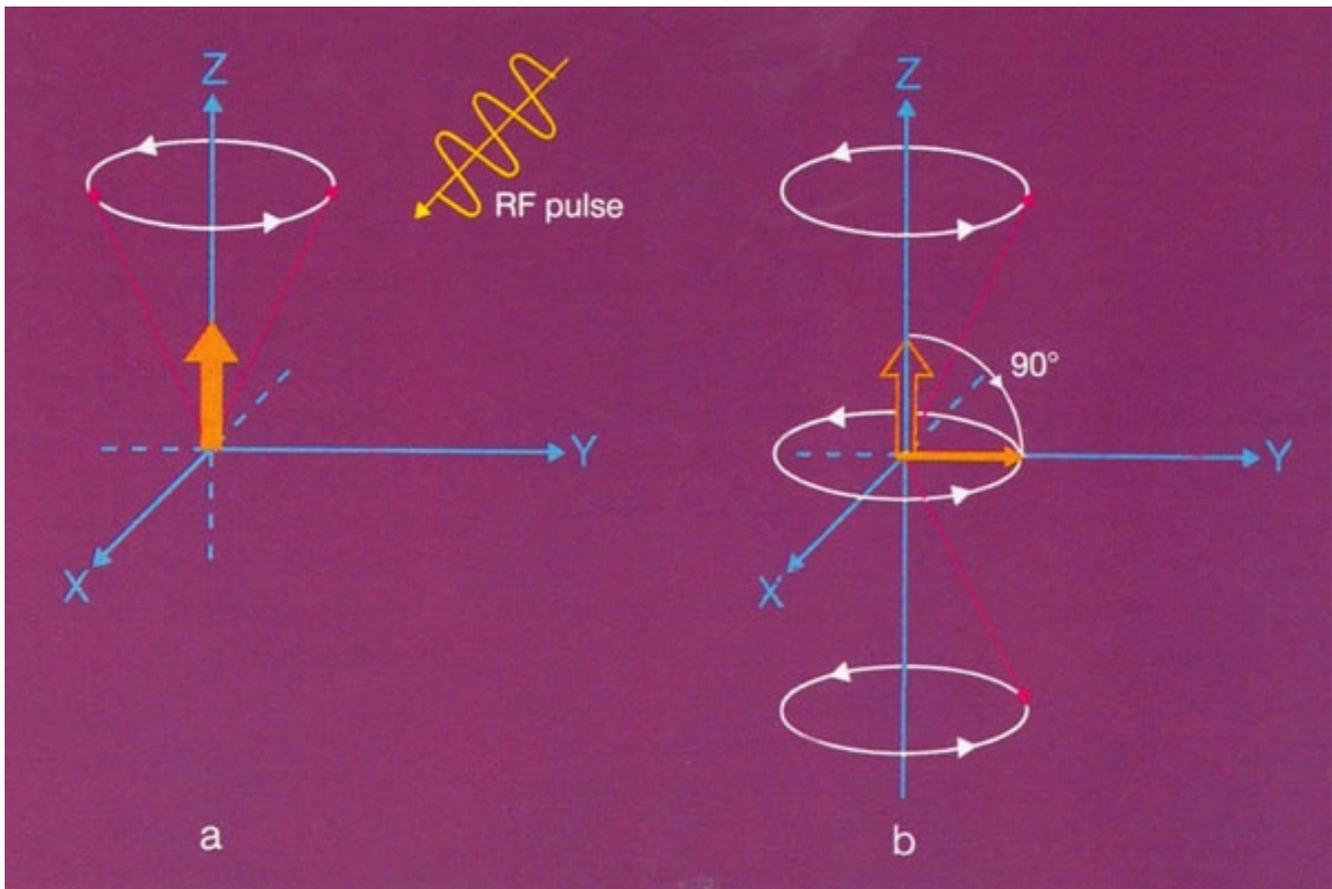


Fig. 25. Si después de un pulso de RF el número de protones en el nivel de mayor energía iguala al número de protones del nivel de menor energía, desaparece la magnetización longitudinal y solamente hay magnetización transversal, debido a la coherencia de fase. El vector magnético parece que ha sido inclinado 90° hacia el lado. El correspondiente pulso de RF se llama por eso un pulso de 90° .

Para entender realmente esto, veamos otro ejemplo. En la figura 26 (a) tenemos seis protones orientados hacia arriba; enviamos un pulso de RF que hace que tres de ellos pasen a un nivel de mayor energía (b).

El resultado es que ya no hay magnetización longitudinal, sino magnetización transversal (hemos utilizado otra vez un pulso de 90°).

¿Qué sucede cuando interrumpimos el pulso de RF? Dos cosas: que los protones vuelven a su estado de menor energía y que pierden su coherencia de fase.

Es importante recalcar que ambos procesos ocurren simultánea e independientemente. Por razones de simplicidad, veamos lo que sucede paso a paso, centrándonos primero en la magnetización longitudinal.

□ En 26 (c), un protón vuelve a su estado de menor energía; de lo que resultan cuatro protones orientados hacia arriba y dos hacia abajo. El efecto neto es que tenemos ahora una magnetización longitudinal de «2».

□ Vuelve luego el siguiente protón; ahora son cinco los protones orientados hacia arriba y uno hacia abajo, dando una magnetización longitudinal neta de «4» (fig. 26d).

□ Después que vuelva el siguiente protón la magnetización longitudinal será igual a «6» (fig. 26, e).

Al mismo tiempo disminuye la magnetización transversal (fig. 26, c-e). ¿Por qué? Tiene usted que ser capaz de responder lo siguiente: porque los protones que están precesando pierden la coherencia de fase.

En la figura 26 (b) todos los protones están orientados en la misma dirección, pero entonces pierden progresivamente la fase y se despliegan (fig. 26, c-e).

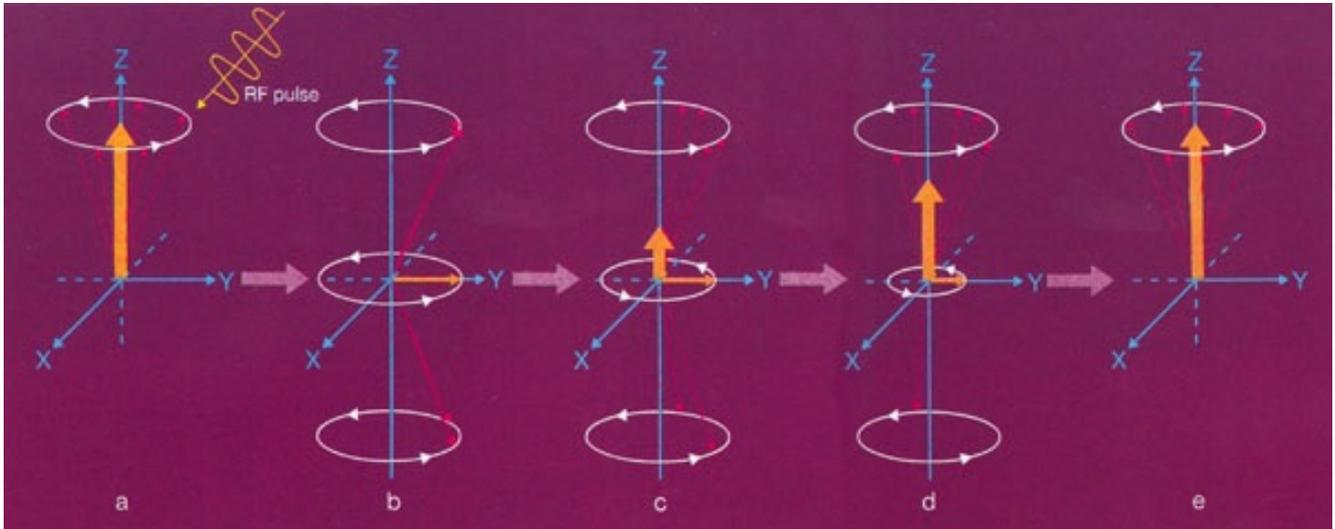


Fig. 26. En (a) tenemos la situación antes de enviar un pulso de RF, y en (b), la situación inmediatamente después. El pulso de RF hace que disminuya la magnetización longitudinal (M_z), y con un pulso de 90° como el que se ilustra se hace cero (b). Los protones empiezan a precesar en fase (b), que da lugar a la nueva magnetización transversal (\Rightarrow). Después de interrumpir el pulso de RF (c-e) aumenta la magnetización longitudinal hasta recuperarse y decae la magnetización transversal hasta desaparecer. Ambos procesos son debidos a mecanismos completamente diferentes y ocurren independientemente, aunque al mismo tiempo.

En la figura 27 están representados solamente los vectores de magnetización longitudinal y transversal en los mismos momentos que en la figura 26. Estos vectores se añaden a un vector suma (\Rightarrow).

Por si usted lo ha olvidado, los vectores representan fuerzas de un cierto tamaño y una cierta dirección. Si se suman los vectores que estaban orientados en diferentes direcciones, confluyendo hacia arriba, nos encontraremos una dirección intermedia que depende de la cantidad de intensidad que exista en las direcciones originales. Este vector suma es muy importante, ya que representa el momento magnético total de un tejido en general, por lo que puede utilizarse en lugar de dos vectores que representen separadamente a las magnetizaciones longitudinal y transversal. Nuestro vector magnético suma, durante la relajación, vuelve a la dirección longitudinal, igualándose al final con la magnetización longitudinal.

Lo que tenemos que recordar es que realmente todo este sistema está precesando, incluido el vector/momento magnético suma. De aquí que el vector suma realizará en realidad un movimiento en espiral (fig. 27, f).



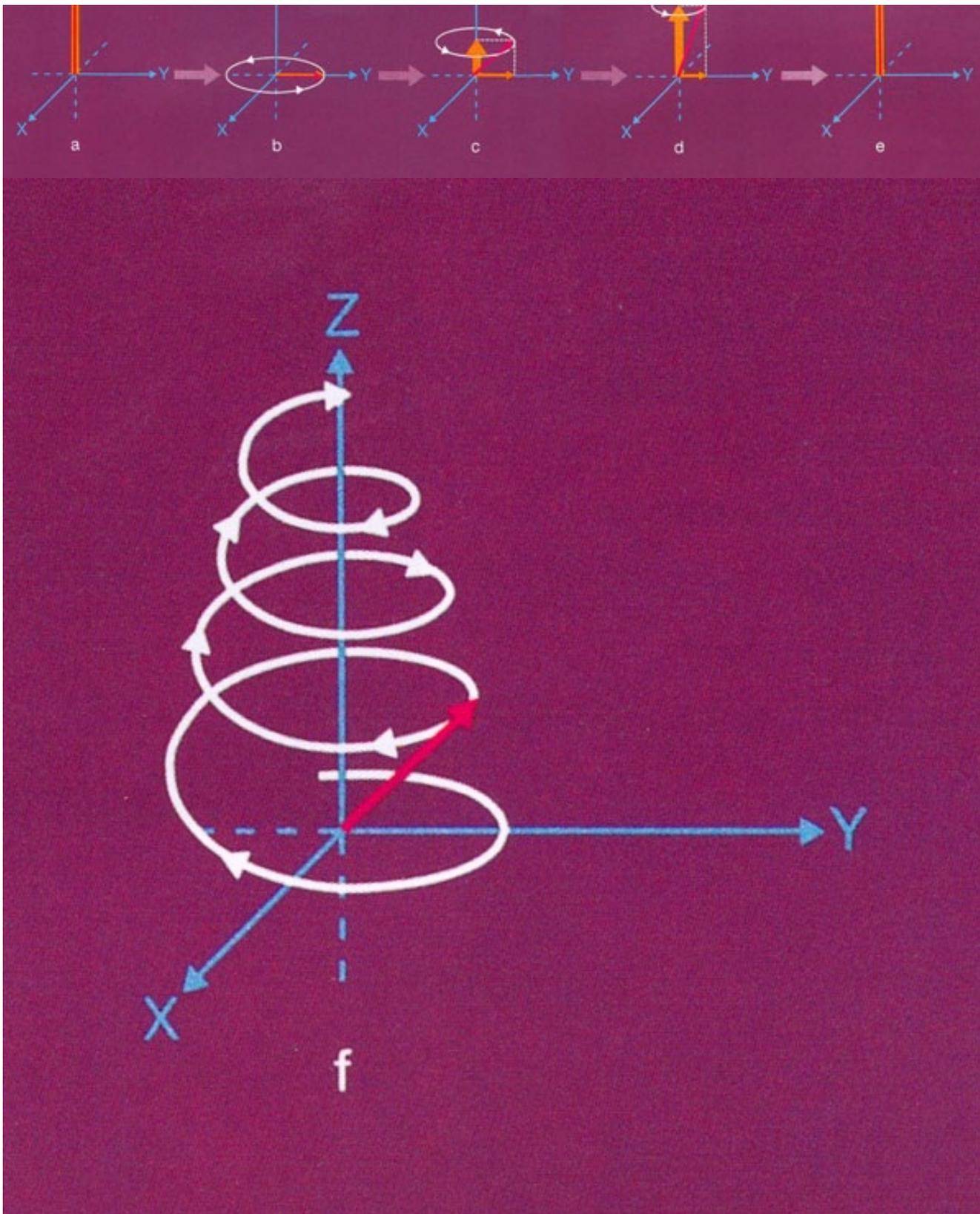


Fig. 27. En esta ilustración solamente se han representado los vectores de magnetización transversal y longitudinal de nuestro experimento de la figura 26. En (a) —antes del pulso de RF— solamente hay magnetización longitudinal. Inmediatamente después del pulso de RF de 90° no hay longitudinal sino la magnetización transversal nueva (b) y este vector de magnetización transversal está girando alrededor. Con el tiempo decrece esta magnetización transversal, mientras que aumenta la magnetización longitudinal (c-d), hasta llegar al punto de partida en el que no hay magnetización transversal y se ha alcanzado de nuevo toda la magnetización longitudinal (e). Los vectores de magnetización longitudinal y transversal se añaden a un vector suma (\Rightarrow). Este vector suma realiza un movimiento en espiral (f) cuando cambia su dirección, de estar en el plano transversal (x-y) (sin magnetización longitudinal) a su posición final a lo largo del eje Z (sin magnetización transversal).

Espero que recuerde que una fuerza o momento magnético cambiante puede inducir una corriente eléctrica, la cual es la que nosotros recibimos y utilizamos en RM.

Si colocamos una antena en alguna parte, como en la figura 28, obtendremos una señal como la que se ilustra.

Esto es fácil de imaginar si piensa que la antena es como un micrófono y que el vector magnético «suma» tiene una campana en su extremo. Cuando más se aleje del vector del micrófono, menos fuerte se oirá el sonido. La frecuencia del sonido, sin embargo, es la misma, porque el vector «suma» gira con la frecuencia de precesión (fig. 29).

Este tipo de señal se llama una señal FID, o free induction decay (caída libre de la inducción). Es fácil de imaginar que se obtiene directamente una señal fuerte después de enviar el pulso de RF de 90° (ya que la campana se acerca mucho al micrófono en nuestro ejemplo).

Es obvio que los vectores magnéticos determinan directamente la señal de IRM y la intensidad de la señal al inducir corrientes eléctricas en la antena. Por ello, en lugar de los términos de «magnetización longitudinal» o «transversal», podemos usar también los de «señal» o «intensidad de señal» en los ejes de nuestras curvas de T_1 y T_2 . Esto espero que le resulte más claro a medida que continúe leyendo.

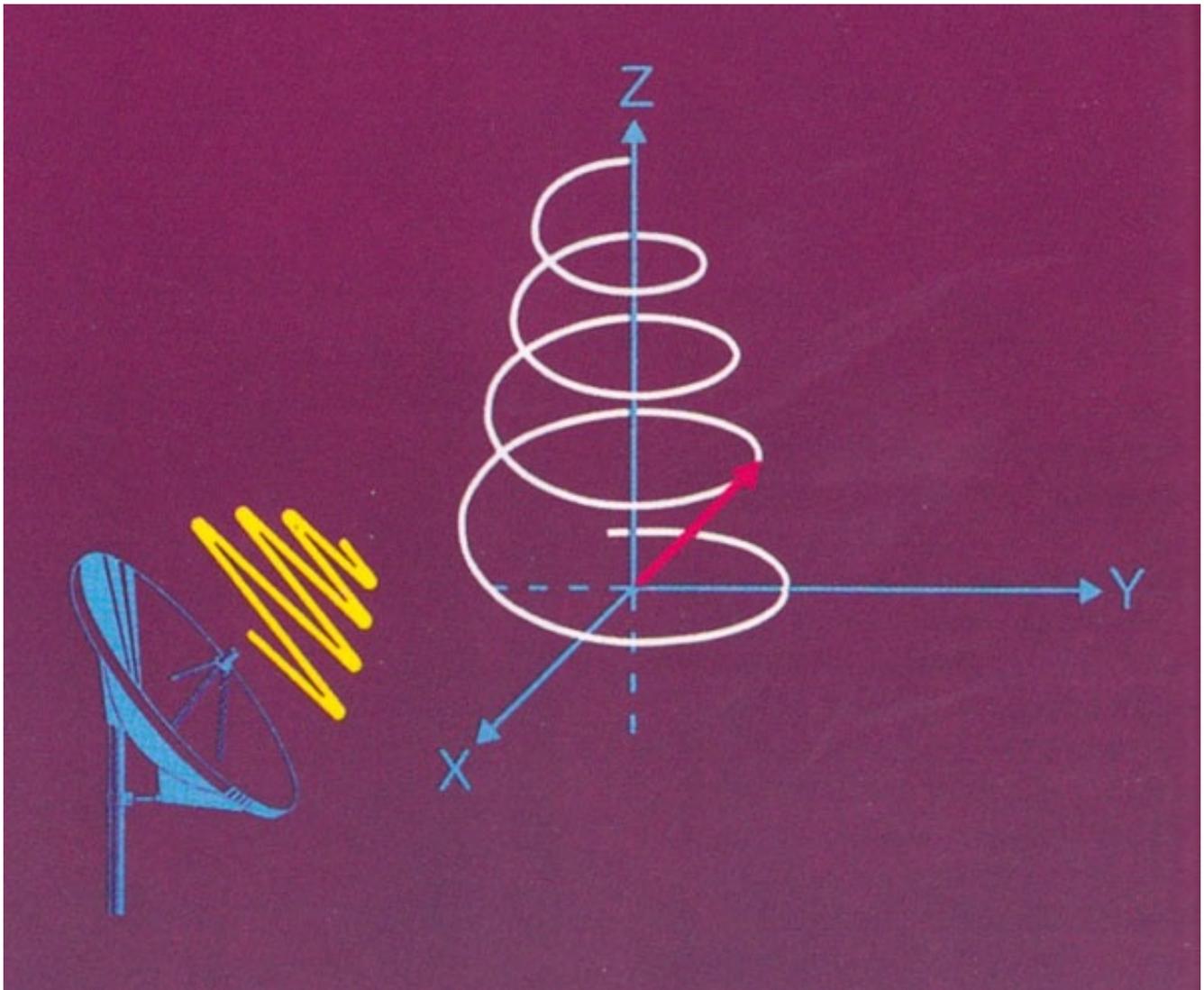


Fig. 28. Para un observador externo, el vector «suma» de la figura 27 cambia constantemente su dirección y magnitud mientras realiza un movimiento en espiral. El vector «suma» induce una corriente eléctrica en una antena, que es la señal de RM. Esta es de más magnitud inmediatamente después de interrumpir el pulso de RF, y luego disminuye.

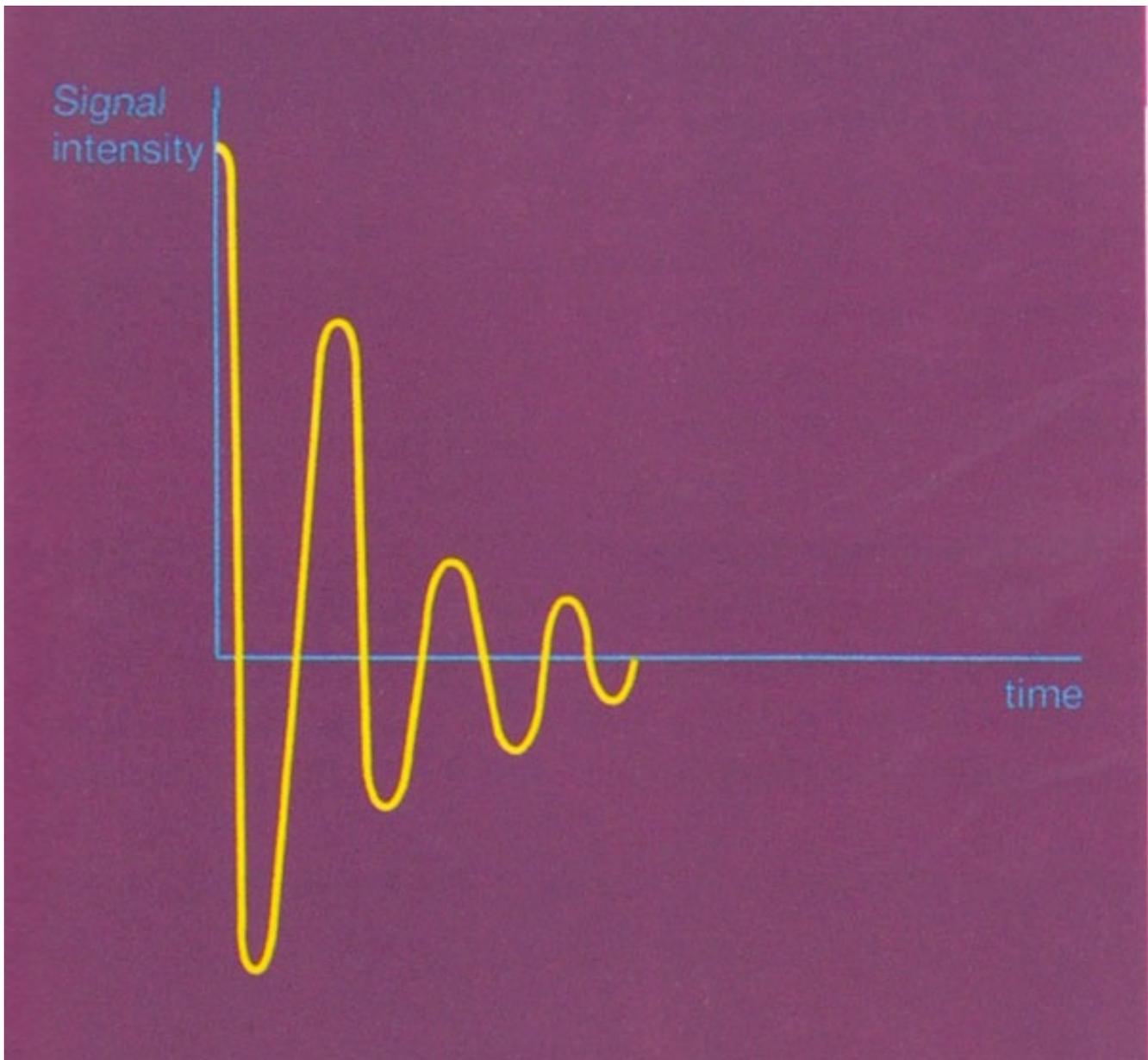


Fig. 29. La señal de nuestro experimento de las figuras 26 a 28 desaparece con el tiempo; sin embargo, tiene una frecuencia constante. Este tipo de señal se llama un FID (free induction decay, o caída libre de la inducción).

¿Qué tal otro experimento?

Vamos a hacer otro experimento similar a uno de los anteriores. Observen la figura 30a, donde tenemos dos tejidos, A y B, los cuales tienen diferentes tiempos de relajación (el tejido A tiene un tiempo de relajación transversal y longitudinal más corto). Enviamos un pulso de RF de 90° y esperamos un cierto tiempo TR largo (explicaremos más adelante el porqué del término TR); después enviamos un segundo pulso de 90° . ¿Qué sucederá? Como después del tiempo TR largo los tejidos A y B

han recuperado toda su magnetización longitudinal (*frame*, o encuadre 5), la magnetización transversal después del segundo pulso será la misma para ambos tejidos, como lo era en el *frame* o encuadre 1.

¿Qué pasa si no esperamos tanto tiempo entre pulso y pulso? Mire en la figura 30b, donde el segundo pulso de 90° , se envía después de un tiempo TR corto, esto es, después del *frame* o encuadre 4. En este momento, el tejido A ha recuperado más parte de su magnetización longitudinal que el tejido B. Cuando el segundo pulso de 90° inclina ahora la magnetización longitudinal 90° , el vector de magnetización transversal del tejido A es mayor que el del tejido B, y como este vector de A es mayor, cuando se acerque a nuestra antena, la campana imaginaria que lleva el extremo del vector sonará más alto, produciendo una señal en nuestro micrófono (la antena) más intensa que el vector de B.

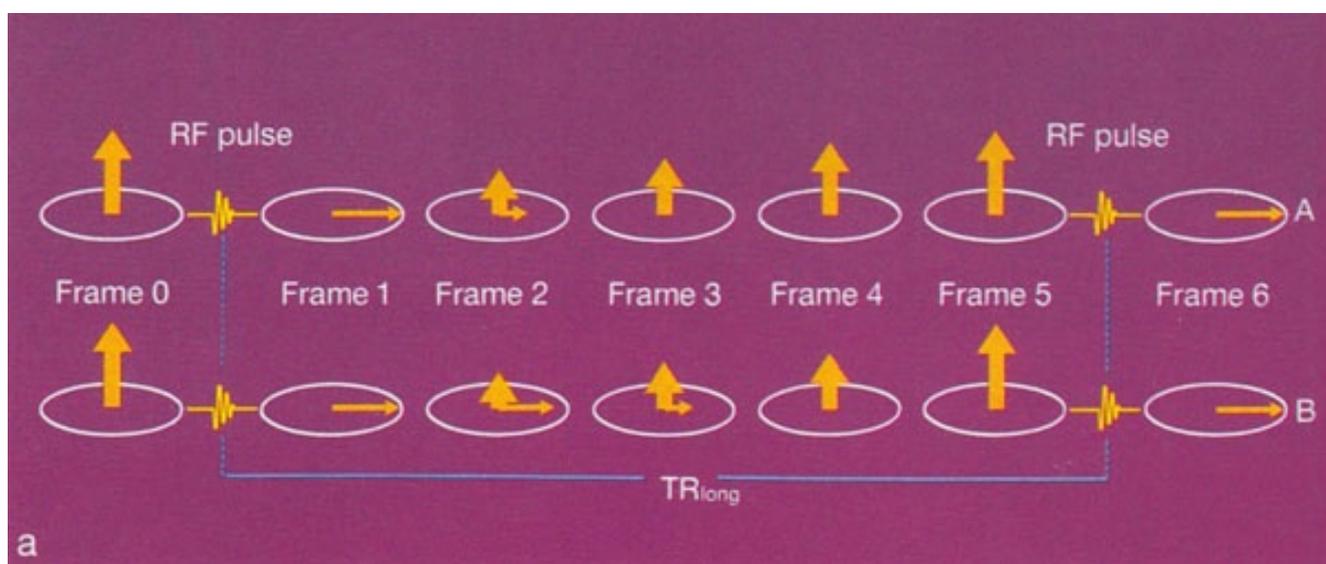


Fig. 30a. A y B son dos tejidos con tiempos de relajación diferentes. El *frame* o encuadre 0 muestra la situación antes del pulso de 90° , y el *frame* o encuadre 1, inmediatamente después. Cuando esperamos un tiempo largo (TR largo), la magnetización longitudinal de ambos tejidos se habrá recuperado totalmente (*frame* o encuadre 5). Un segundo pulso de 90° después de este tiempo dará lugar a la misma cantidad de magnetización transversal (*frame* o encuadre 6) para ambos tejidos, como se observó después del primer pulso de RF (*frame* o encuadre 1).

La diferencia en intensidad de la señal en este experimento depende de la diferencia en magnetización longitudinal, y de aquí la diferencia entre el T_1 de los tejidos.

Utilizando estos dos pulsos podemos diferenciar ahora el tejido A del tejido B, lo cual podría ser imposible eligiendo solamente un pulso de 90° o dos pulsos de 90° que están separados por un tiempo largo (después de un tiempo largo, las diferencias en el T_1 entre los tejidos A y B no juega ningún papel en nuestro experimento, porque después de ese tiempo el tejido B que tiene un T_1 más largo ha vuelto también a su estado original).

Cuando usted utiliza más de un pulso de RF (una sucesión de pulsos de RF), está empleando lo que se llama una secuencia de pulsos. Como puede utilizar diferentes pulsos, esto es, de 90° o 180° , y los intervalos de tiempo entre los pulsos sucesivos

pueden ser diferentes, existen muchas secuencias de pulsos diferentes. Como vimos en nuestro experimento, la elección de una secuencia de pulsos determinará la clase de señal que obtenemos de un tejido. Por ello es necesario elegir cuidadosamente y describir la secuencia de pulsos para un estudio específico.

La secuencia de pulsos que hemos utilizado está formada por un solo tipo de pulsos de 90° . Este se repite después de un cierto tiempo, que se llama

TR = tiempo de repetición.

¿Cómo influye en la señal el TR nuestro experimento?

Con un TR largo obtenemos señales similares de ambos tejidos y aparecerán iguales en la imagen de RM. Utilizando un TR más corto existe una diferencia en la densidad de la señal entre los tejidos, determinada por sus diferencias en el T_1 . La imagen resultante se dice que es una imagen potenciada en T_1 . Esto significa que la diferencia de intensidad de señal entre los tejidos en la imagen, el contraste de tejidos, es debida, principalmente, a sus diferencias en el T_1 .

Sin embargo, existe siempre más de un parámetro que influye en el contraste entre tejidos. En nuestro ejemplo, el T_1 es el más relevante.

¿Qué es un TR corto o un TR largo?

Un TR de menos de 500 mseg. se considera que es corto; un TR mayor de 1.500 mseg. sería largo.

Como puede imaginar o saber ya, podemos crear imágenes potenciadas en T_2 y también imágenes potenciadas en densidad protónica. Esta densidad protónica, que también se llama densidad spin, influye en el contraste de tejidos y puede explicarse de una manera muy simple: donde no hay protones no habrá señal: donde hay muchos protones habrá «lotes» de señales. Leeremos más acerca de esto más adelante. Lo importante es que, utilizando ciertas secuencias de pulsos, podemos hacer que ciertas características tisulares sean más o menos importantes en la imagen resultante.

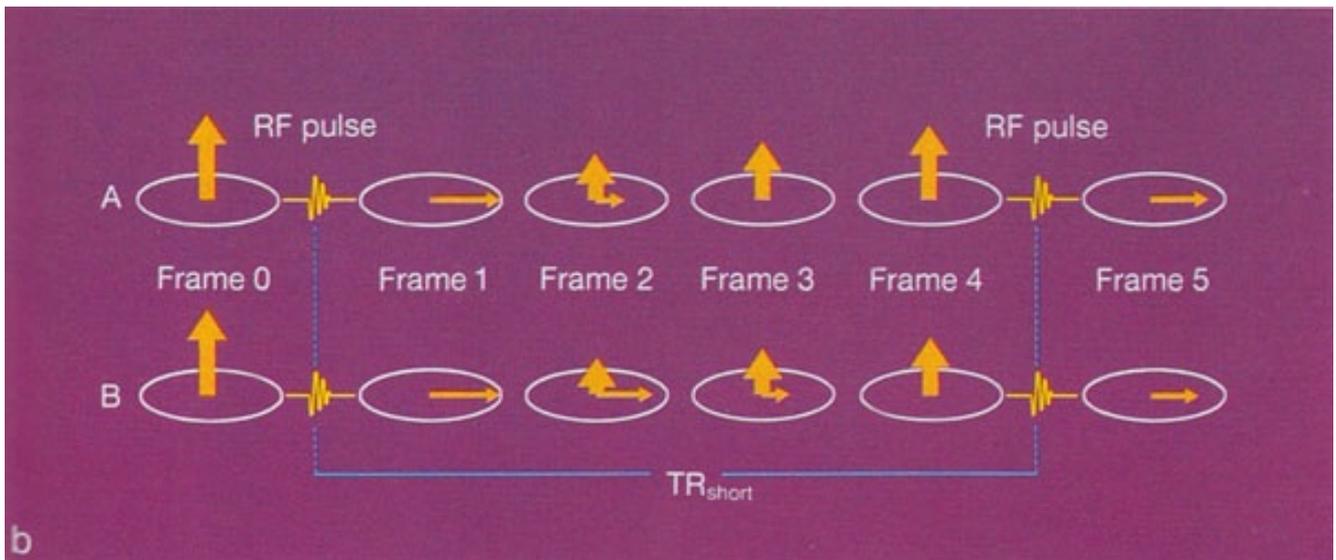


Fig. 30b. Cuando no esperamos tanto tiempo como en la figura 30a, sino que enviamos el segundo pulso de RF después de un tiempo más corto (TR corto), la magnetización longitudinal del tejido B, que tiene el T más largo, no se ha recuperado tanto como el tejido A, que tiene el T_1 más corto. La magnetización transversal de los dos tejidos después del segundo pulso de RF será entonces diferente (*frame* o encuadre 5). De aquí que, cambiando el tiempo entre los pulsos de RF sucesivos, nosotros podemos influir y modificar la magnetización y la intensidad de la señal de los tejidos.

Al elegir la secuencia de pulsos, el técnico puede compararse a un director de orquesta (fig. 31), ya que puede influir en el resultado final de la interpretación del sonido (señal) haciendo que ciertos instrumentos (parámetros) destaquen más que otros. Todos los instrumentos (parámetros), sin embargo, juegan siempre el mismo papel en el sonido final (señal).



Fig. 31. El técnico de la RM puede compararse a un director, porque al elegir cierta secuencia de pulsos puede modificar la señal resultante, la cual es, a su vez, influida por diferentes parámetros.

Volvamos a nuestro experimento, una vez más, para una breve repetición

□ Con un cierto tipo de pulsos de RF podemos hacer que reaparezca la magnetización longitudinal mientras aparece la magnetización transversal.

La «magnetización neta» (el vector «suma» de la magnetización longitudinal y transversal) se inclina en este caso 90° (cuando empezamos, solamente tenemos magnetización longitudinal). El pulso de RF correspondiente se llama un pulso de 90° .

□ El componente transversal de la magnetización neta pueda inducir una señal medible en una antena.

□ Inmediatamente después del pulso de RF empieza la relajación: la magnetización transversal empieza a desaparecer y la relajación longitudinal empieza a reaparecer. El vector magnético «suma» vuelve a su alineación longitudinal original, desapareciendo la señal.

□ Cuando enviamos el segundo pulso de 90° se inclina otra vez la magnetización 90° , y recibimos de nuevo una señal.

□ La intensidad de esta señal depende (entre otras cosas) de la cantidad de magnetización longitudinal con la que empezamos. ¿Recuerda usted la curva T_1 ? (Si no, vea la pág. 27). La curva T_1 describe las relaciones entre el tiempo (después de un pulso de RF) y la cantidad de magnetización longitudinal (fig. 18). Cuando esperamos un tiempo largo hasta enviar nuestro segundo pulso de RF, la magnetización longitudinal se habrá recuperado totalmente. Después del segundo pulso de RF, la señal será la misma que la obtenida después del primer pulso.

Sin embargo, cuando el segundo pulso se envía antes, la señal será diferente, porque la cantidad de magnetización longitudinal en ese momento es menor.

En la figura 32 hemos representado las curvas T_1 del cerebro y del líquido cefalorraquídeo (LCR). En el tiempo 0 no tenemos nada de magnetización longitudinal y este puede ser el momento inmediatamente después de nuestro primer pulso de 90° . Cuando esperamos un tiempo largo antes de repetir el pulso de 90° (TR largo), la magnetización longitudinal se ha recuperado bastante. Los vectores magnéticos longitudinales, que se inclinarán 90° , diferirán solamente en una pequeña cantidad, por lo que habrá solamente una pequeña diferencia en la intensidad de la señal, es decir, de contraste de tejidos entre el cerebro y el LCR.

Sin embargo, si enviamos el segundo pulso después de un tiempo más corto (TR corto), la diferencia en la magnetización longitudinal es bastante más grande y habrá un mejor contraste entre tejidos. Como podemos ver por la distancia entre las curvas, hay un espacio de tiempo donde el contraste entre tejidos es más pronunciado.

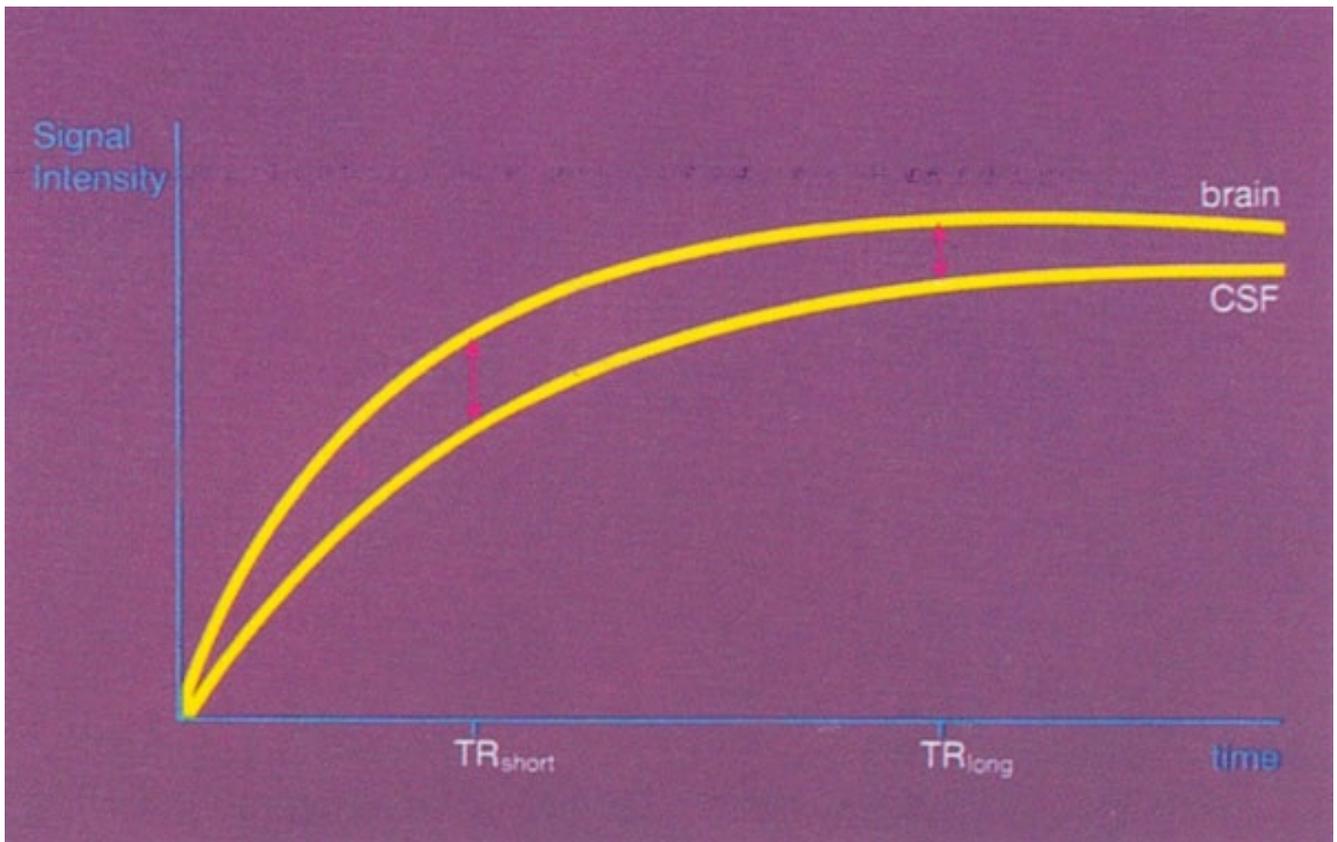


Fig. 32. El cerebro tiene un tiempo de relajación longitudinal más corto que el LCR. Con un TR corto, las intensidades de las señales del cerebro y del LCR difieren más que después de un TR largo.

¿Por qué no son idénticas las señales después de un TR muy largo entre los pulsos?

Ya hemos dicho cuál es la explicación; la intensidad de la señal depende de muchos parámetros. Cuando esperamos un tiempo largo, el T_1 ya no influye más el contraste entre los tejidos; sin embargo, puede existir una posible diferencia en la densidad protónica de los tejidos en cuestión; cuando esperamos un TR muy largo, como en nuestro experimento de la figura 32, la diferencia en intensidad de la señal es debida principalmente a las diferentes densidades protónicas; tenemos entonces lo que se llama imagen potenciada en densidad protónica (o densidad spin).

Ya sabemos lo que son imágenes potenciadas en T_1 y en densidad protónica.

¿Cómo podemos obtener una imagen potenciada en T_2 ?

Esto es un poco más difícil de entender. Vamos a realizar otro experimento que es un poco más diferente que los anteriores.

Primero utilizamos un pulso de 90° . La magnetización longitudinal se inclina, y obtenemos una magnetización transversal. ¿Qué sucede después de este pulso cuando esperamos un tiempo corto? Usted tiene que ser capaz de responder a esta pregunta sin dificultad; si no es así, vuelva a la página 37 antes de continuar leyendo.

Después de interrumpir el pulso, empieza a reaparecer la magnetización longitudinal, y la magnetización transversal, sin embargo, empieza a desaparecer. ¿Por qué desaparece la magnetización transversal? Porque, como ya hemos leído antes, los protones pierden la coherencia de fase. Esto se ilustra en la figura 33 para tres protones, los cuales están en (a) casi exactamente en fase, pero se despliegan rápidamente al tener diferentes frecuencias de precesión (b y c). La pérdida de la coherencia de fase da lugar a una disminución de la magnetización transversal y a una pérdida de la señal.

Ahora hacemos algo nuevo: después de un cierto tiempo (que llamamos $TE/2$, la mitad de TE , por razones que usted entenderá en unos pocos minutos) enviamos un pulso de 180° . ¿Qué pasa con esto?

El pulso de 180° actúa como una pared de goma: hace que los protones vuelvan en dirección contraria, es decir, precesando exactamente en dirección opuesta, la cual, en la figura 33d, es en el sentido de las agujas del reloj. El resultado es que los protones que precesaban más rápidamente se colocan ahora detrás de los más lentos. Si nosotros esperamos otro tiempo $TE/2$, los más rápidos habrán alcanzado a los más lentos (fig. 33f). En este momento los protones están casi en fase otra vez, dando por resultado una magnetización transversal mayor y, por tanto, una señal intensa otra vez. Un poco más tarde, sin embargo, los protones que precesan más rápidamente se despliegan y disminuye de nuevo la señal.

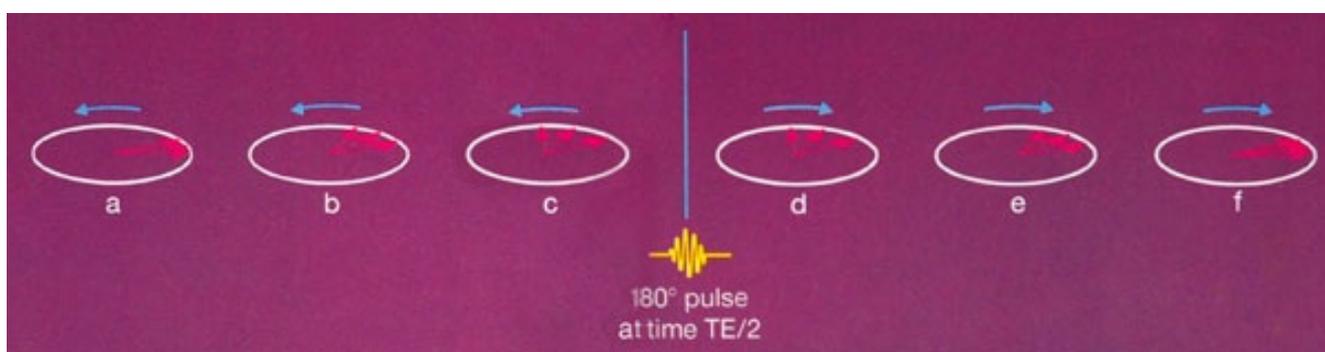
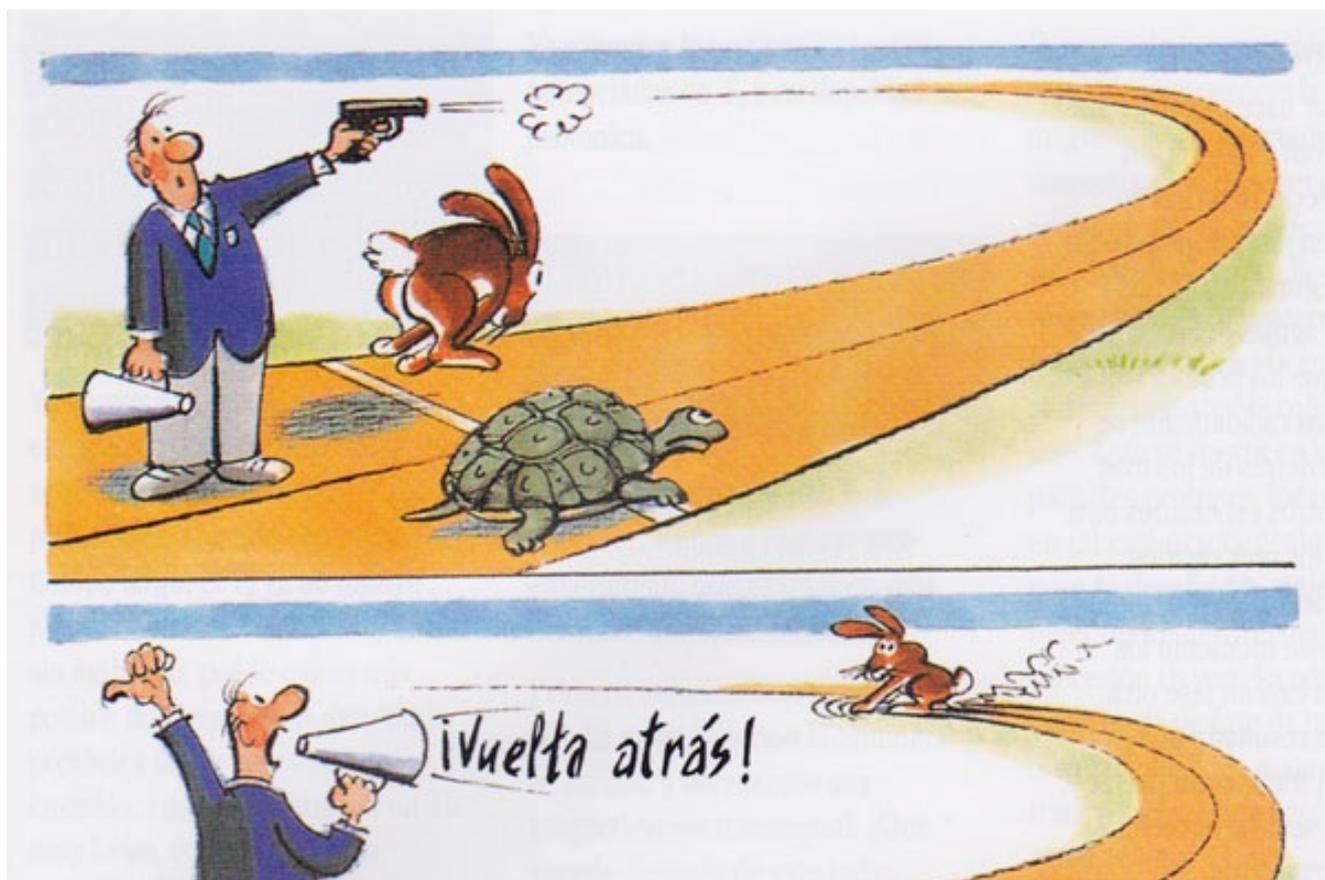


Fig. 33. Después de interrumpir el pulso de RF, los protones se desfasan (a-c). El pulso de 180° hace que precesen en la dirección opuesta y se pongan en fase otra vez (d-f).



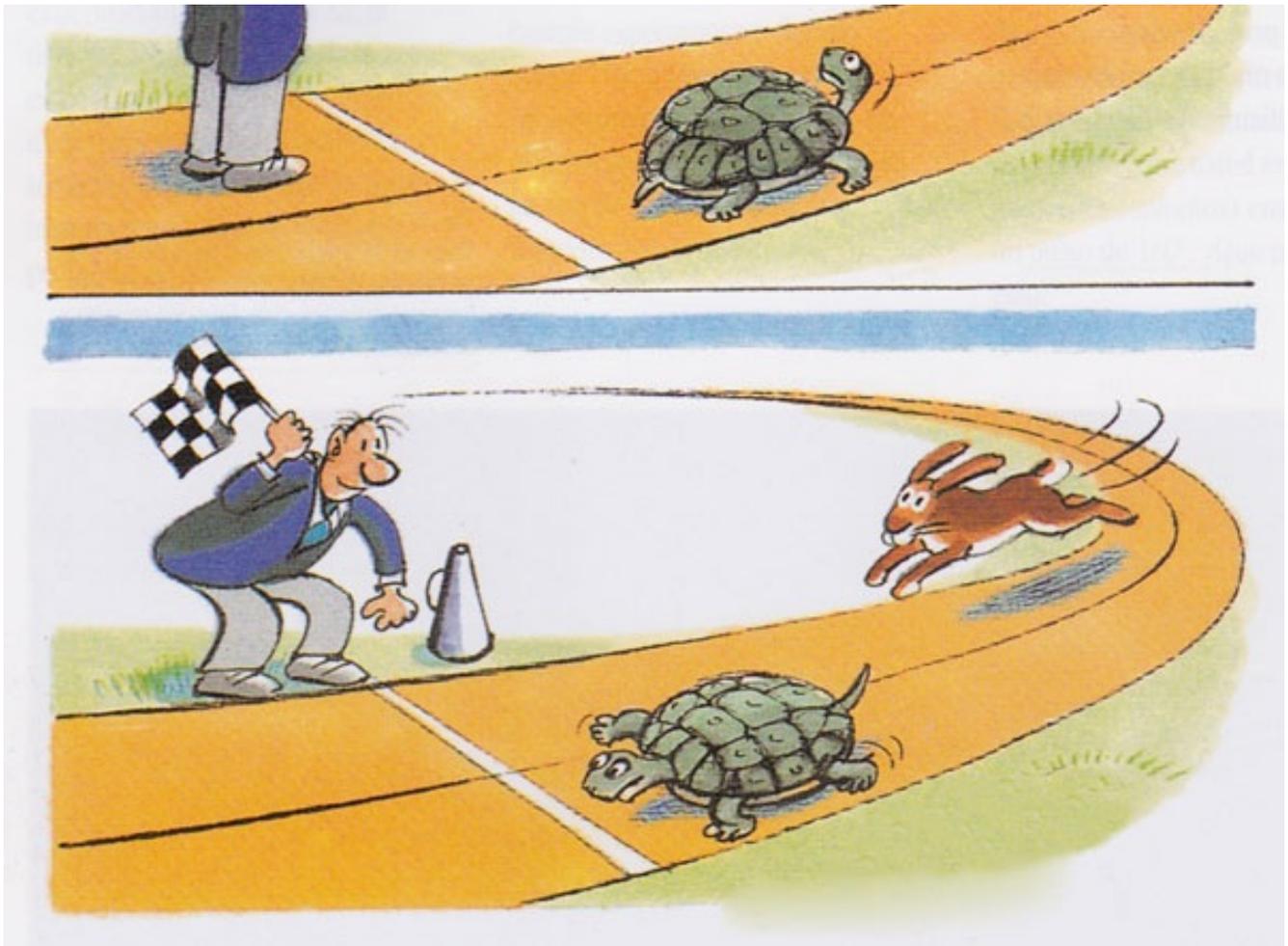


Fig. 34. Cuando un conejo y una tortuga corren en la misma dirección durante un cierto tiempo y de repente dan la vuelta y corren en dirección opuesta, con la misma velocidad y durante el mismo tiempo, ambas llegarán al mismo tiempo al punto de partida.

Para ilustrar esto, piense en una carrera entre un conejo y una tortuga comenzando en la misma línea (fig. 34). Después de un cierto tiempo ($TE/2$), el conejo está por delante de la tortuga. Cuando hacemos que los competidores corran en dirección opuesta, durante el mismo tiempo, ambos volverán a la línea de salida exactamente al mismo tiempo (asumiendo que ambos corren a una velocidad constante).

El pulso de 180° en nuestro experimento actúa como una pared, contra la cual rebotan, al igual que una montaña refleja las ondas sonoras como ecos. De aquí por qué a la señal resultante se la llame también un eco o spin eco.

Después que tenemos nuestra señal, nuestro eco, los protones pierden otra vez la coherencia la fase, los más rápidos se colocan por delante, tal como hemos comentado ya. Podemos repetir el experimento con otro pulso de 180° , y otro, y otro... Si llevamos a un gráfico la intensidad de la señal en función del tiempo obtendremos una curva como la de la figura 35.

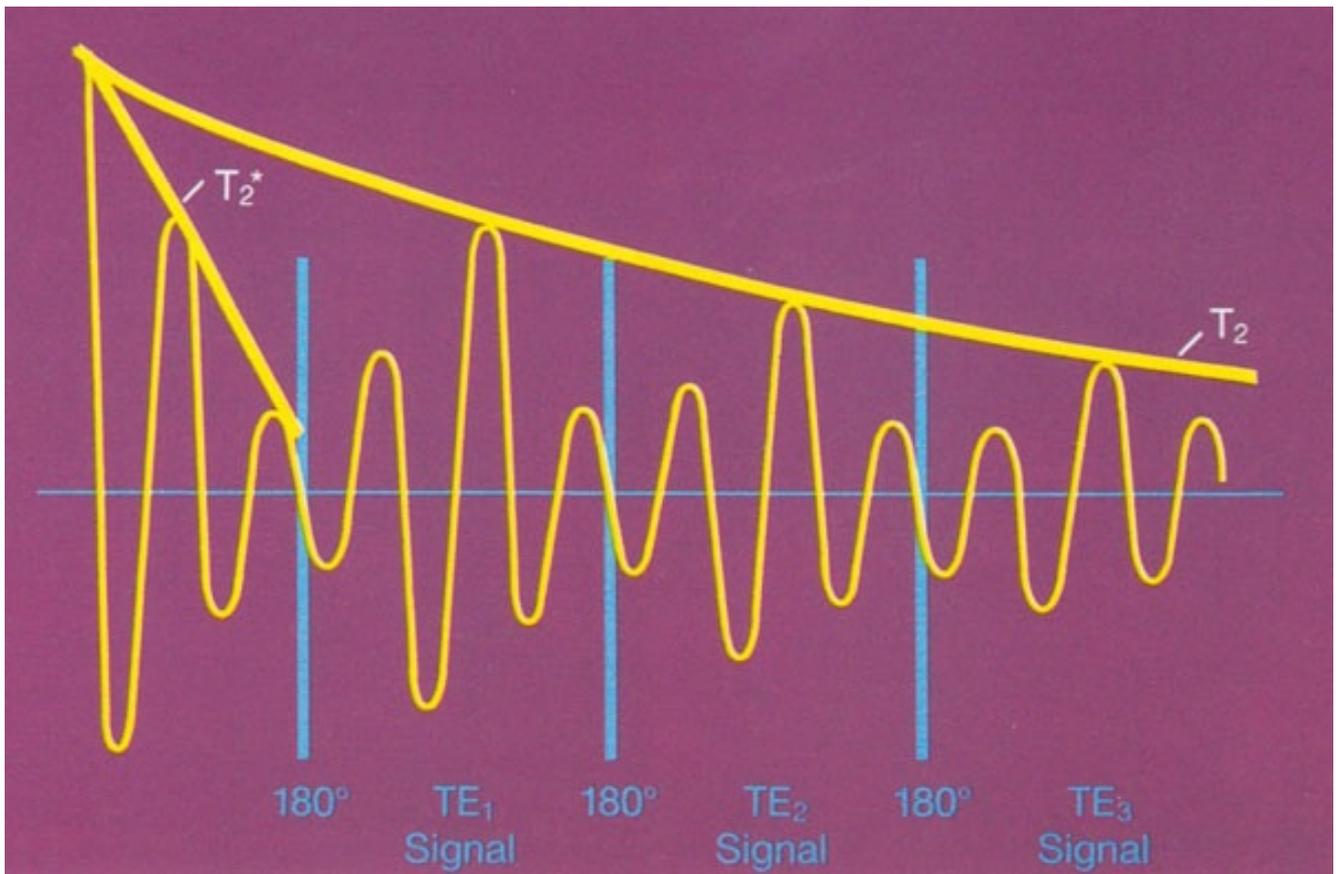


Fig. 35. El pulso de 180° refocusa los protones desfasados, dando por resultado una señal más fuerte después del tiempo TE, el spin eco. Los protones entonces se desfasan otra vez y pueden refocusarse de nuevo por otro pulso de 180° , y así sucesivamente. Por ello es posible obtener más de una señal, más de un spin eco. Los spin eco, sin embargo, difieren en intensidad debido a los llamados efectos T_2 .

Una curva que conecte las intensidades de los spin eco es la curva T_2 . Si no utilizamos el pulso de 180° , la intensidad de la señal decae más rápidamente. Una curva que describa la intensidad de la señal en este caso es la curva T_2^* (T_2 estrella), la cual se describe con un poco más de detalle en la página 54.

Por esta curva podemos ver que el spin eco, la señal resultante, disminuye con el tiempo. Responsable de esto es el hecho de que el pulso de 180° solamente «neutraliza» los efectos que influyen en los protones de una manera constante y estos son las inhomogeneidades constantes del campo magnético externo.

Las inhomogeneidades inconstantes de los campos magnéticos locales del interior de los tejidos no pueden evitarse y estas pueden influir en algunos protones de una manera diferente antes del pulso de 180° que después del pulso. Por lo que, aunque algunos de los protones puedan estar todavía por detrás o por delante de la mayoría de los protones, alcanzarán la línea de partida al mismo tiempo.

Por ello, de eco a eco la intensidad de la señal va disminuyendo debido a los llamados efectos T_2 .

Podemos ilustrar esto con un ejemplo. Imagínese dos autobuses repletos de gente, por ejemplo, después de un partido de fútbol.

Los dos se encuentran en la línea de partida (fig. 36). Con dos micrófonos recogemos las señales (por ejemplo, los cantos de la gente) que vienen de cada

autobús.

Salen los autobuses en la misma dirección; al registrar la señal se puede reconocer que una señal desaparece más rápidamente que la otra. Esto puede tener dos causas diferentes: puede ser que un autobús vaya más deprisa que el otro (la pérdida de la señal se debería a influencias externas, las inhomogeneidades del campo magnético externo). O que la diferencia en las intensidades de las señales, la diferencia en los cantos, sea debida a diferencias de propiedades inherentes de los dos grupos (inhomogeneidades internas); puede ser que en un autobús vayan solamente los *hinchas*, los cuales no se cansan tan rápidamente como la gente del otro coche.

Para hacernos una imagen de cuál es la razón por la que desaparece la señal, podemos hacer que después de un cierto tiempo, $TE/2$, vuelvan los autobuses con la misma velocidad también en el tiempo $TE/2$. Después del tiempo $2 \times TE/2 = TE$, los autobuses volverán al punto de partida. La intensidad de la señal que recogemos entonces con los micrófonos depende entonces solamente de las propiedades inherentes, por ejemplo, de lo cansada que esté la gente.

Si no utilizamos el pulso de 180° para neutralizar las inhomogeneidades constantes externas, los protones experimentarán grandes diferencias en la intensidad del campo magnético cuando se interrumpa el pulso de RF. Debido a esto, se desfazarán más rápidamente y el tiempo de relajación transversal será más corto. A este tiempo de relajación transversal más corto se le llama T_2^* (T_2 estrella), para diferenciarlo del T_2 después del pulso de 180° . Los efectos correspondientes se llaman efectos T_2^* . Estos efectos T_2^* son importantes en las llamadas secuencias rápidas de imagen (véase pag. 81).

En nuestro ejemplo con los autobuses, esto representaría las señales que registramos cuando se alejan los autobuses. Las señales se desvanecen debido a las propiedades extrínsecas (velocidad del autobús) e intrínsecas (cansancio de los pasajeros) bajo estas circunstancias (véase fig. 36).

El tipo de secuencia de pulsos que utilizamos en nuestro experimento se llama secuencia de spin eco, la cual consiste en un pulso de 90° y otro de 180° (que produce el eco). Esta secuencia de pulsos es muy importante en imagen por RM, ya que es el caballo de batalla de las secuencias de pulsos, la cual puede utilizarse para muchas cosas. Es importante darse cuenta que con una secuencia de spin eco no solamente podemos obtener secuencias potenciadas en T_2 , sino también el T_1 y en densidad protónica. Entraremos en ello más adelante.



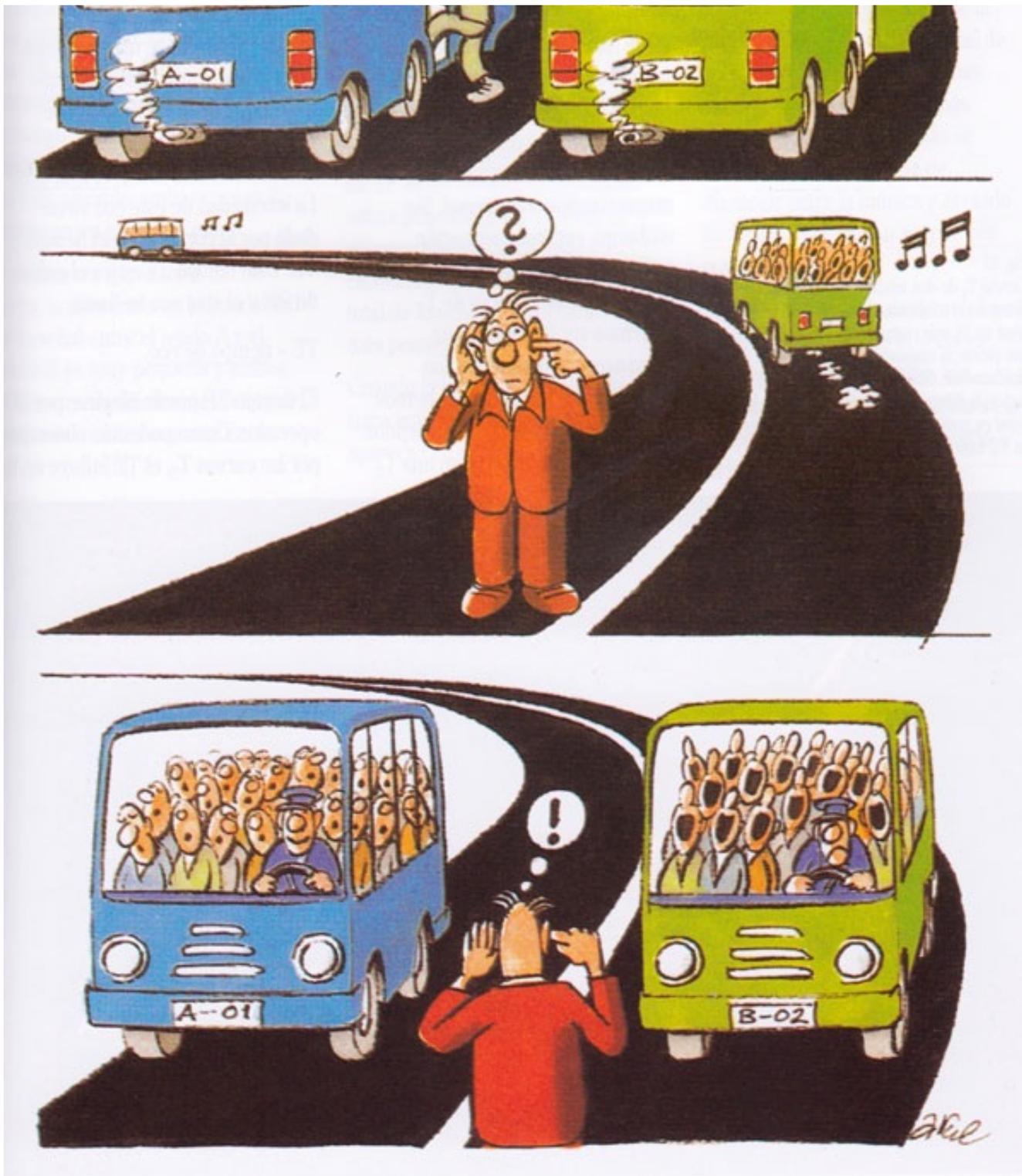


Fig. 36. Sin hacer que vuelvan los autobuses (el pulso de 180°) es imposible decir si la disminución en la intensidad de la señal es debida a las propiedades inherentes del tejido (el estado de forma de los pasajeros de los autobuses) o debido a las influencias externas, es decir, las diferentes velocidades de los autobuses.

Echemos un vistazo, primeramente, a la

secuencia potenciada en T_2 .

¿Qué hicimos? Primero, enviamos un pulso de 90° que produjo magnetización transversal. Inmediatamente después del pulso de 90° tenemos el máximo de magnetización transversal. Sin embargo, esta magnetización transversal desaparece debido a los efectos T_2 . Por la curva de T_2 podemos ver lo deprisa que desaparece la magnetización transversal. En la figura 37 hemos trazado las curvas T_2 de dos tejidos diferentes: el tejido A tiene un T_2 corto (cerebro) y el tejido B tiene un T_2 largo (agua o LCR). Ambas curvas comienzan a 0, que es el tiempo inmediatamente después de interrumpir el pulso de 90° . Cuando esperamos un cierto tiempo $TE/2$ para enviar el pulso de 180° , la magnetización transversal se hace más pequeña. Después de esperar otro tiempo $TE/2$, que es el TE después de interrumpir el pulso de 90° , recibiremos una señal, el spin eco. La intensidad de este eco viene dada por la curva T_2 en el tiempo TE. Este tiempo TE entre el pulso de 90° y el spin eco se llama

$$TE = \underline{\text{tiempo de eco.}}$$

El tiempo TE puede elegirse por el operador. Como podemos observar por las curvas T_2 , el TE influye en la señal resultante, y de aquí que también en la imagen.

Cuanto más corto sea el tiempo TE, más fuerte será la señal que obtengamos de un tejido.

Parece razonable que para obtener la mejor señal, la más intensa, haya que utilizar un TE corto, porque con TE largos disminuye la intensidad de la señal. Sin embargo, con los TE cortos tendremos un problema (fig. 37). En este ejemplo, ambas curvas T_2 empiezan en el mismo punto.

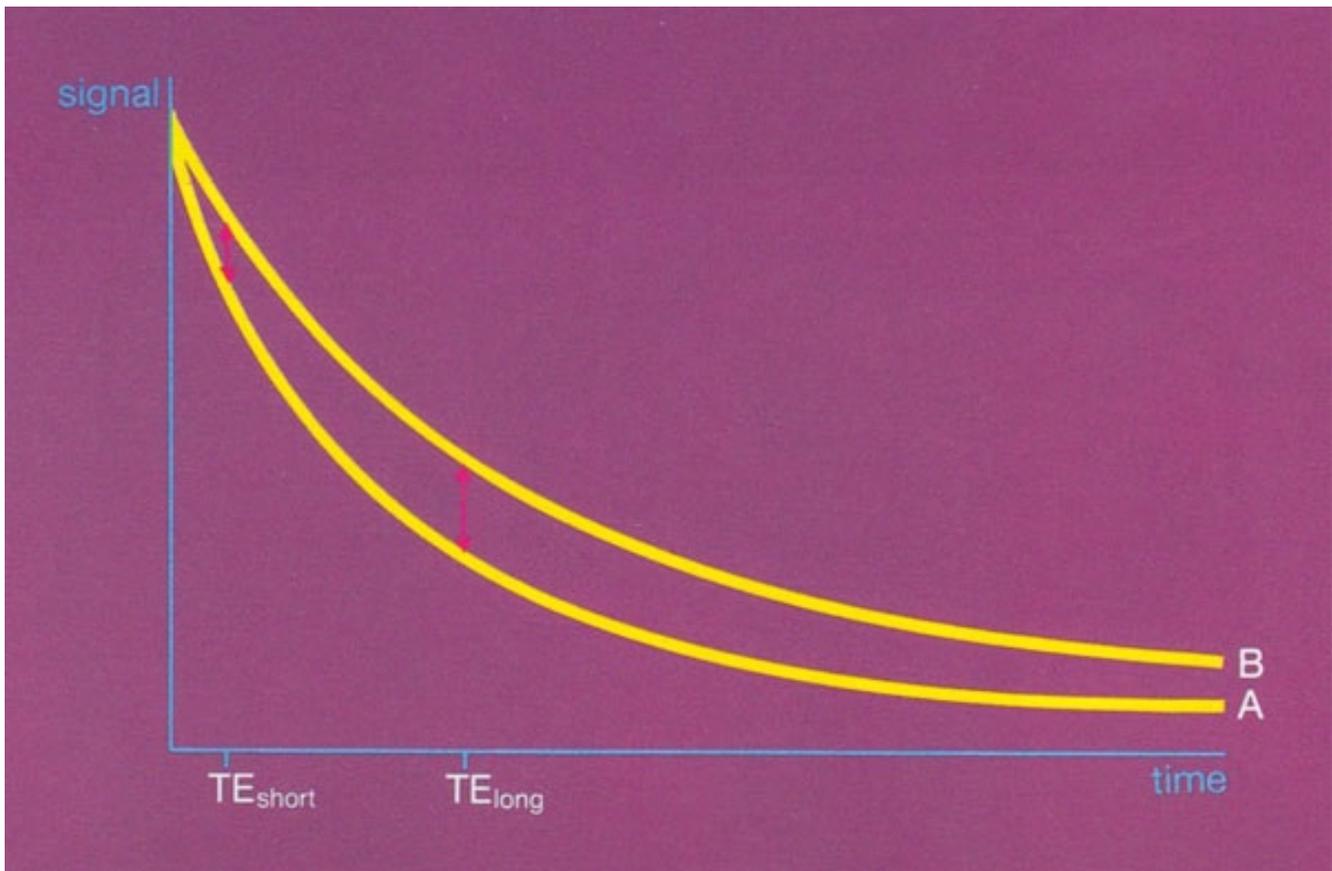


Fig. 37. Curvas T_2 de dos tejidos con diferentes tiempos de relajación transversal: el tejido A tiene un T_2 más corto que el tejido B, por lo que pierde la magnetización transversal más rápidamente. Con un TE más corto (TE corto), la diferencia en la intensidad de la señal es menos pronunciada que después de un TE más largo (TE largo).

Si solamente esperamos un TE corto, la diferencia en la intensidad de la señal entre el tejido A y el tejido B es muy pequeña y ambos tejidos serían difíciles de distinguir, ya que no existe contraste entre ellos (que es la diferencia en la intensidad de la señal de los tejidos). Como consecuencia: con un TE corto, las diferencias en el T_2 no influirán mucho el contraste entre tejidos. Como ambas curvas T_2 divergen con un TE más largo, las diferencias en las curvas T_2 , y de aquí la diferencia en la intensidad de la señal = contraste, son más pronunciadas.

Por ello es más razonable esperar un TE largo; la imagen resultante estará potenciada en T_2 . Pero (y siempre hay un «pero») si esperamos mucho, la intensidad total de la señal se hará cada vez más pequeña.

Cuando la relación señal/ruido se hace más pequeña, la imagen aparece con grano.

Como ejemplo para ilustrar este problema de la relación señal/ruido: cuando recibe una emisora de radio local en su receptor, esta da una buena señal, la música se escucha bien, apreciándose solamente un poco de ruido estático. Cuando conduce su coche y se aleja de la ciudad, la intensidad de la señal de la emisora de radio se hace más débil y se escucha mucho más ruido estático, y cuanto más se aleja, puede no ser capaz de discernir entre la música y el ruido de fondo. Esto mismo sucede con la señal de RM.

Siempre hay algo de ruido en el sistema, pero cuando la señal es fuerte, no importa mucho. Sin embargo, cuanto más pequeña es la señal, más difícil es diferenciarla del ruido de fondo.



Revisemos algunos hechos

Hemos aprendido que:

- La secuencia spin eco consta de un pulso de 90° y otro de 180° .
- Después del pulso de 90° , los protones se desfasan debido a las inhomogeneidades de los campos magnéticos interno y externo.
- El pulso de 180° vuelve a poner en fase a los protones desfasados (a veces el término spin se usa indistintamente por el de protón) y se obtiene una señal más intensa, se produce el spin eco.
- El pulso de 180° sirve para «neutralizar» las inhomogeneidades del campo magnético externo.
- La señal disminuye de un eco al siguiente cuando utilizamos múltiples pulsos de 180° , debido a los efectos internos del T_2 .
- Eligiendo diferentes TE (tiempos diferentes después del pulso de 90°) pueden potenciarse las señales en T_2 en diversos grados. Si son muy cortos no pueden mostrarse los efectos del T_2 .

□ Con TE largos, la diferencia en la intensidad de la señal entre los tejidos dependerá mucho, en los T_2 , de sus tiempos de relajación transversal.

□ Con TE muy largos se potenciará más el T_2 ; sin embargo, la intensidad de la señal como tal será tan pequeña, que difícilmente podrá distinguirse del ruido de fondo.

¿Qué es realmente un TR, o TE largo/corto?

Un TR corto es aquel que es tan corto como el más pequeño de los T_1 en que estemos interesados (recuerde que el T_1 era un tiempo constante, no el tiempo que tarda un tejido en recuperar su magnetización longitudinal). Un TR largo es casi tres veces tan largo como el TR corto. Un TR de menos de 500 mseg. se considera corto. Un TR de más de 1.500 mseg. se considera largo (más o menos para tener una idea).

Un TE corto es aquel que es tan corto como es posible: un TE largo es también tres veces más largo. Un TE de menos de 30 mseg. se considera que es corto, un TE mayor de 80 mseg. es largo

Volvamos a nuestra secuencia de pulsos de spin eco

Esta secuencia puede ilustrarse esquemáticamente en la figura 38:

Pulso de 90° → espera $TE/2$ → pulso de 180° → espera $TE/2$ → registro de la señal.

Por ciertas razones diferentes, esta secuencia de pulsos se repite dos o más veces.

El tiempo para repetir la secuencia de pulsos era TR o tiempo de repetición, por lo que obtenemos el siguiente esquema:

1.º

(90° → $TE/2$ → 180° → $TE/2$ → registro de la señal en TE).

Después del TR (tiempo desde el comienzo de un pulso de 90° hasta el siguiente pulso de 90°) sigue otro ciclo de pulsos y medida de la señal:

2.º

(90° → $TE/2$ → 180° → $TE/2$ → registro de la señal en TE).

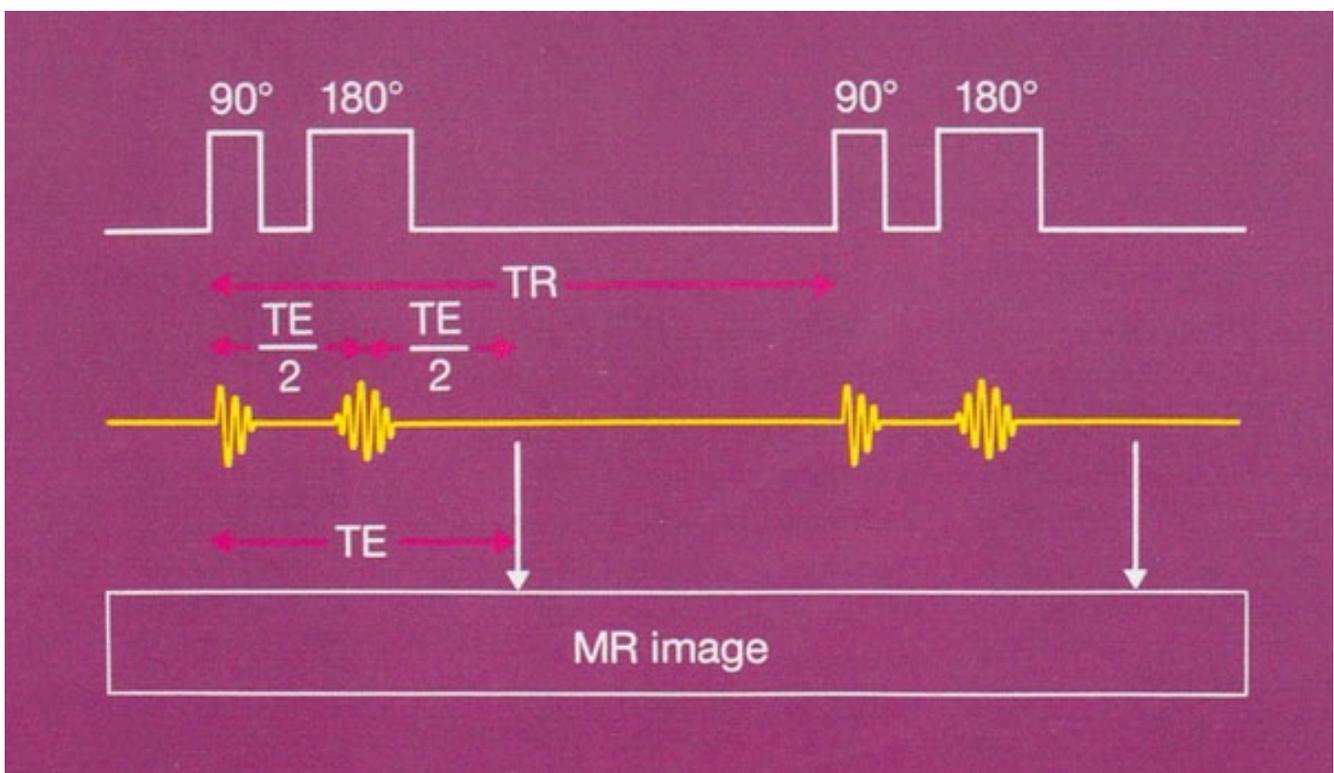


Fig. 38. Ilustración esquemática de una secuencia de pulsos de spin eco.

Para figurarse cuánta señal se obtiene en un determinado tejido con ciertos

parámetros de una secuencia de spin eco, no tiene más que combinar sus curvas de T_1 y T_2 como se ilustra en la figura 39. Tenemos allí las curvas T_1 y T_2 de un determinado tejido.

¿Qué parámetro determinaba la cantidad de magnetización longitudinal? Era el TR. Para ver cuánta magnetización longitudinal será inclinada 90° lateralmente (y poder conocer con cuánta magnetización transversal empezábamos) solo necesitamos mirar la intensidad de la magnetización longitudinal en el tiempo TR. La magnetización longitudinal en este punto, «inclinada» en el plano transversal, es el punto de partida a partir del cual decae la magnetización transversal. Justo en este punto le añadimos la curva de T_2 . La cantidad de señal que obtenemos en una secuencia de spin eco para construir la imagen también depende del TE, el tiempo que esperamos después del pulso de 90° . Por eso ahora solamente tenemos que mirar la intensidad de la señal en el tiempo TE de la curva T_2 .

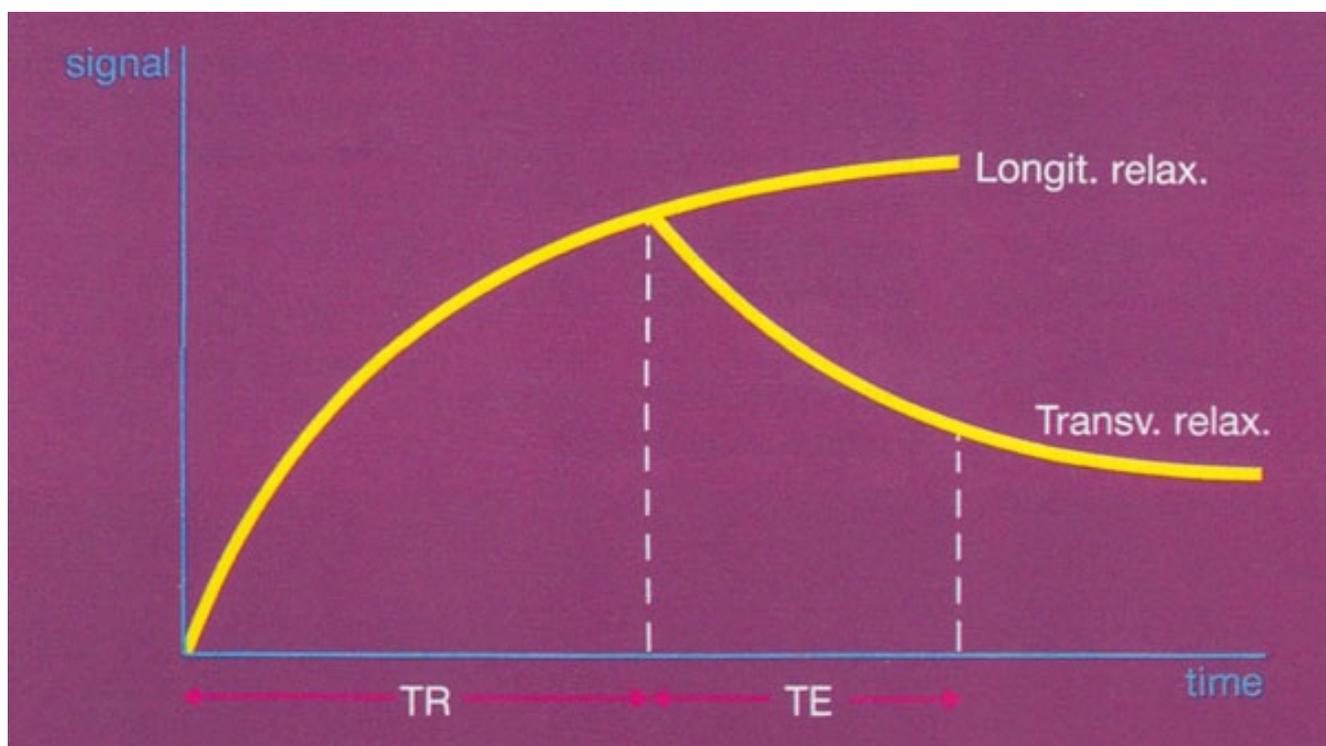


Fig. 39. Es posible determinar la intensidad de la señal de un tejido utilizando una secuencia de spin eco combinando las curvas del T_1 y del T_2 de este tejido.

La magnetización longitudinal después del tiempo TR es igual a la cantidad de magnetización transversal con que comenzamos cuando se «inclinó» 90° . Esta magnetización transversal empieza inmediatamente a desaparecer a un ritmo que es determinado por el tiempo de relajación transversal y, por tanto, por la curva T_2 . La intensidad de la señal del tejido después de un tiempo TE puede entonces ser inferida por la curva de T_2 en este tiempo TE (que empieza después del TR).

¿Qué imagen obtenemos cuando elegimos un TR largo y un TE corto?

Esto se ilustra en la figura 40, donde se representan las curvas T_1 y T_2 de los diferentes tejidos. Puede ser que recuerde nuestro experimento de la página 46,

cuando enviábamos un pulso de 90° seguido por otro pulso de 90° después del tiempo TR. El pulso de 90° «inclina» la magnetización longitudinal existente a un plano transversal, dando lugar a la magnetización transversal.

Cuanta más magnetización longitudinal tengamos, más fuerte será la magnetización transversal inicial inmediatamente después del pulso de 90° . Tal como hemos leído anteriormente, con un TR muy largo, todos los tejidos habrán recuperado su magnetización longitudinal totalmente; las diferencias en el T_1 de los tejidos examinados no influirán en la señal, puesto que ha pasado el tiempo suficiente para permitir relajarse totalmente a todos los tejidos con un T_1 largo.

En la secuencia de spin eco empezamos con un pulso de 90° , que también inclina la magnetización longitudinal que haya (no importa que hubiera en medio otros pulsos, como el de 180°). Cuando elegimos un TR largo, tal como dijimos, las diferencias en el T_1 no importan. Cuando usamos también un TE corto, las diferencias en la intensidad de la señal debidas a diferencias en el T_2 no han tenido todavía tiempo suficiente para manifestarse. La señal que obtenemos, por tanto, no es ni T_1 ni T_2 , sino, principalmente, influida por las diferencias en protones o densidad spin. Cuanto más protones, más señal, si lo mira de una manera simple.

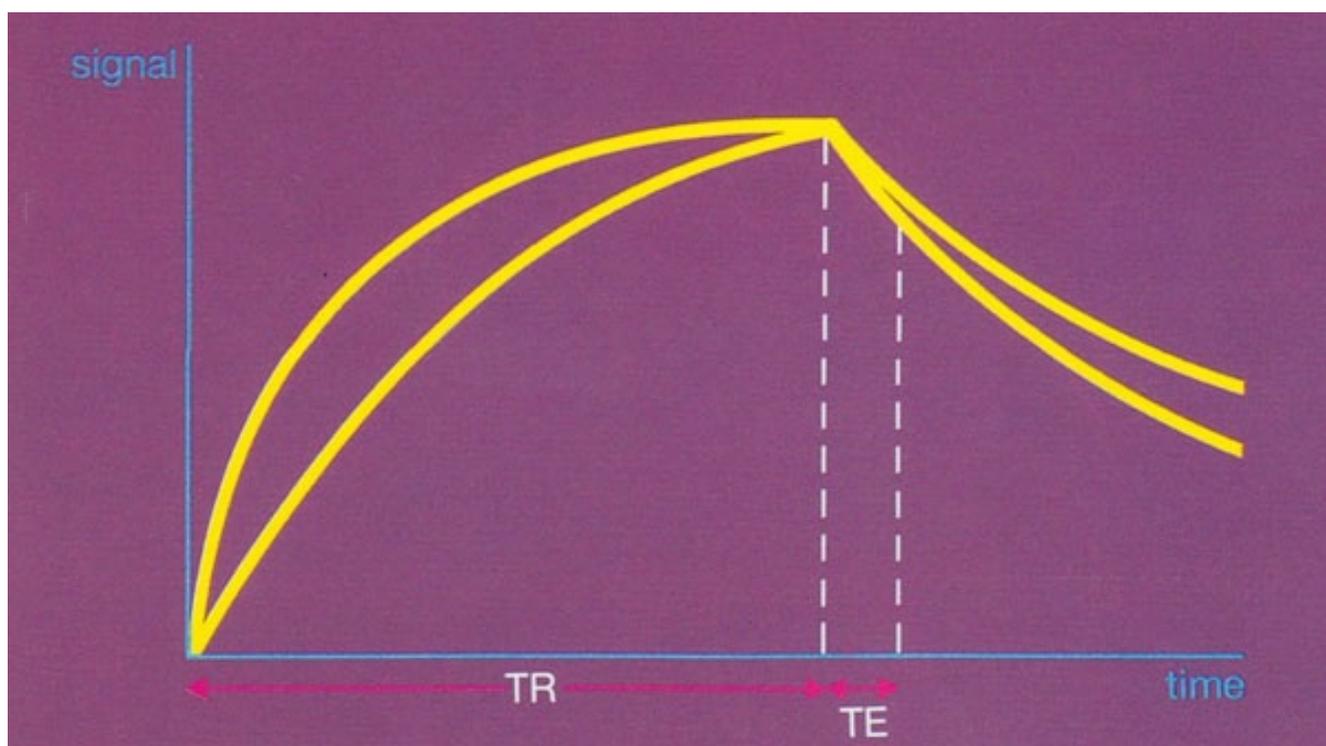


Fig. 40. Combinando las curvas T_1 y T_2 puede determinarse la intensidad de la señal de ciertos tejidos para una secuencia de pulsos utilizando el TR y el TE, tal como se ilustra y explica en la figura 39. ¿Qué sucede cuando elegimos un TR largo como el que se ilustra? Con un TR largo, las diferencias en el T_1 en el tiempo de magnetización longitudinal no son ya muy importantes, puesto que todos los tejidos han recuperado toda su magnetización longitudinal. Cuando esperamos un TE corto, entonces las diferencias en la intensidad de la señal debidas a diferencias en el T_2 no han tenido todavía tiempo de manifestarse. La imagen resultante no está potenciada ni en T_1 ni en T_2 sino determinada fundamentalmente por la densidad protónica de los tejidos (por esto, el TE ideal sería cero).

¿Y cuando utilizamos un TR largo y un TE largo?

Con un TR largo no hay diferencias prevalentes en el T_1 . Con el TE largo, sin embargo, las diferencias en el T_2 se hacen más pronunciadas (fig. 41). Por lo que resulta una imagen potenciada en T_2 .

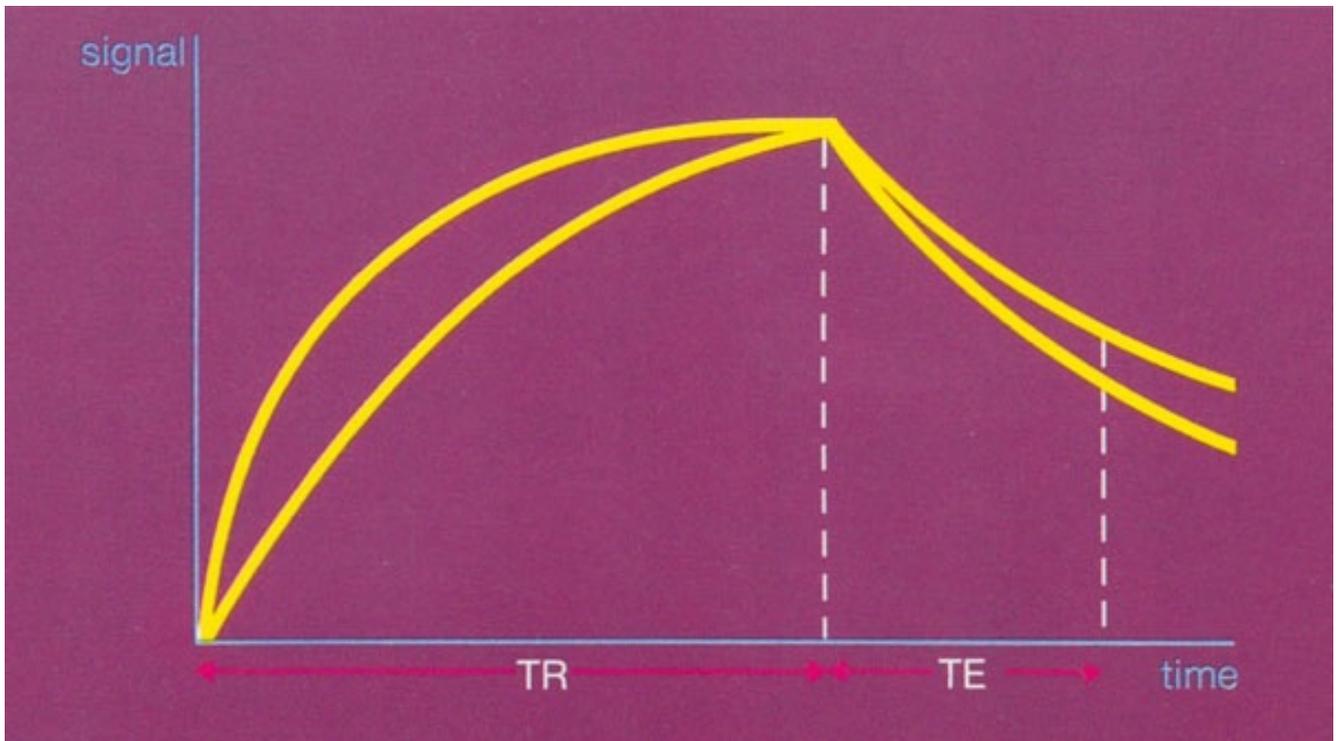


Fig. 41. Cuando esperamos un TR largo y un TE largo, las diferencias en el T_2 han tenido el tiempo suficiente para pronunciarse, resultando una imagen potenciada en T_2 .

¿Qué pasa si usamos un TR corto un TE corto?

Con un TR corto, los tejidos no han recuperado su magnetización longitudinal, por lo que las diferencias en el T_1 (que determinan la rapidez de recuperación de la magnetización longitudinal) se mostrarán en forma de diferencias en la intensidad de la señal (fig. 42). Cuando el TE es corto, las diferencias en el T_2 no pueden realmente manifestarse ellas mismas, por lo que la imagen resultante está potenciada en T_1 . (Hay un límite mínimo para el TE, porque tarda algún tiempo en enviarse el pulso de 180° y en hacer sus efectos).

¿Qué pasa si utilizamos un TR muy corto y un TE muy largo?

Esto es solamente una situación teórica. ¿Por qué? Porque con un TR muy corto habría solamente muy poca magnetización longitudinal para ser «inclinada»; y con un TE muy largo permitimos que la pequeña magnetización transversal resultante desaparezca en toda su extensión. La señal resultante sería tan pequeña o de tan poca

intensidad que no podría ser utilizada para crear una imagen razonable.

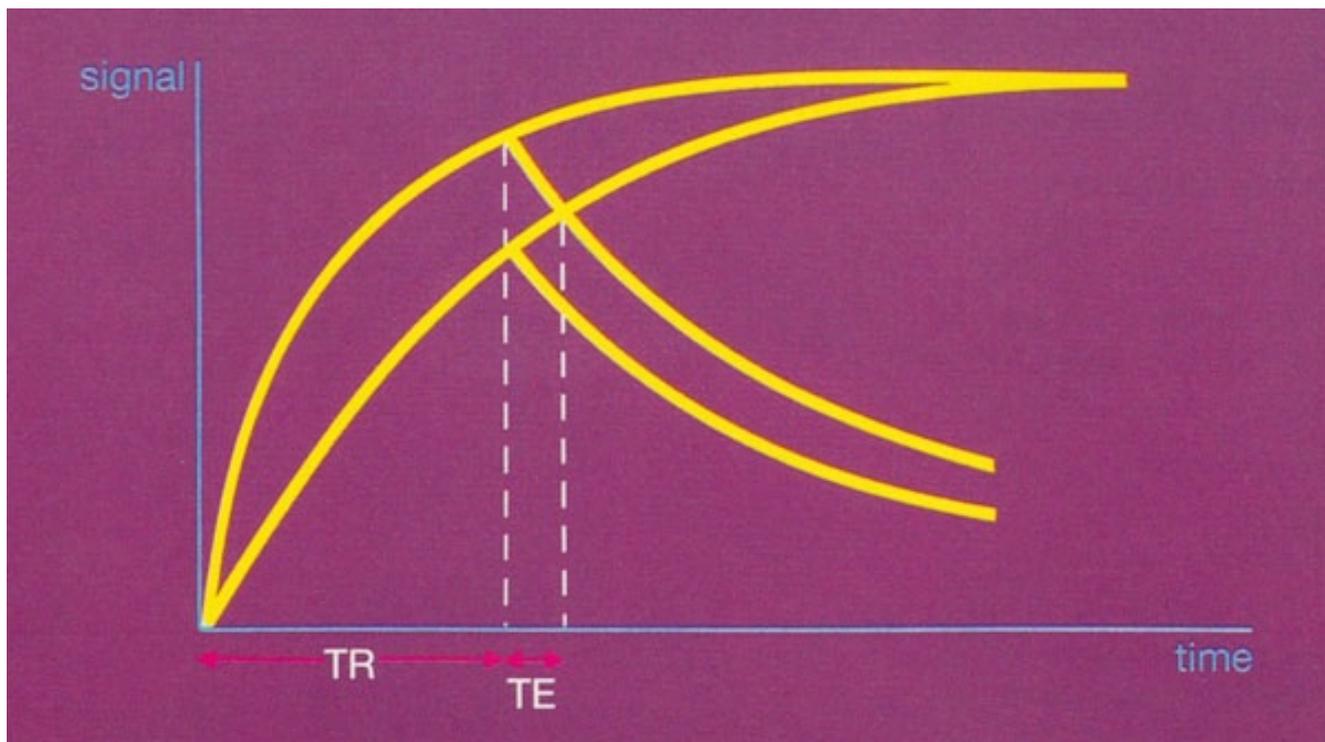


Fig. 42. Cuando esperamos un TR corto, las diferencias en T_1 influirán en el contraste entre tejidos en una gran extensión, la imagen está potenciada en T1, especialmente cuando también esperamos un TE corto (cuando las diferencias en señal debidas a diferentes T_2 no han tenido tiempo de pronunciarse).

Si usted no se ha concentrado

Durante los últimos minutos, probablemente, esté a punto de darse por vencido. ¿Cómo recordar esto, incluso aunque usted no haya entendido nada (que espero no sea el caso)?

Inténtelo observando la figura 43.

¿Qué es lo que ve usted? Un hombre con pantalones cortos (N. del T.: TRousers = pantalones), y considerando las condiciones del tiempo, se explica que solamente una persona del dibujo sea feliz.

Esto nos recuerda que un TR(ousers) corto nos da una imagen potenciada en T1 (solamente uno es feliz).

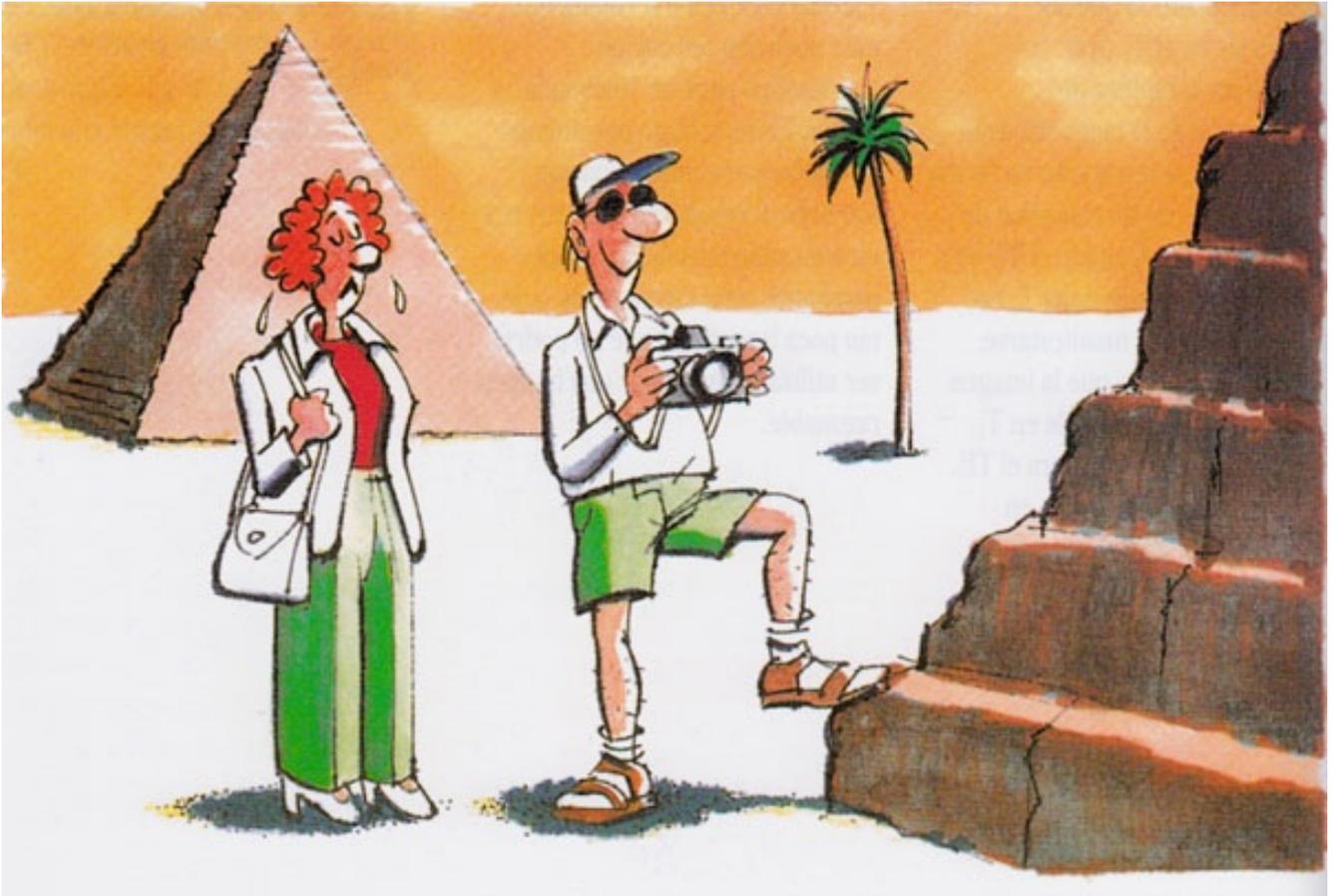


Fig. 43. ¿Qué hay que elegir para obtener una imagen potenciada en T_1)?

¿Qué es lo que ve usted en la figura 44? La misma pareja está tomando té. Ahora bien, en tomar el té, que se sirve siempre caliente, se tarda tiempo. En el dibujo se observa que tomar el TE durante largo tiempo hace feliz a dos personas. Esto le recuerda que el TE largo da una imagen potenciada en T_2 .

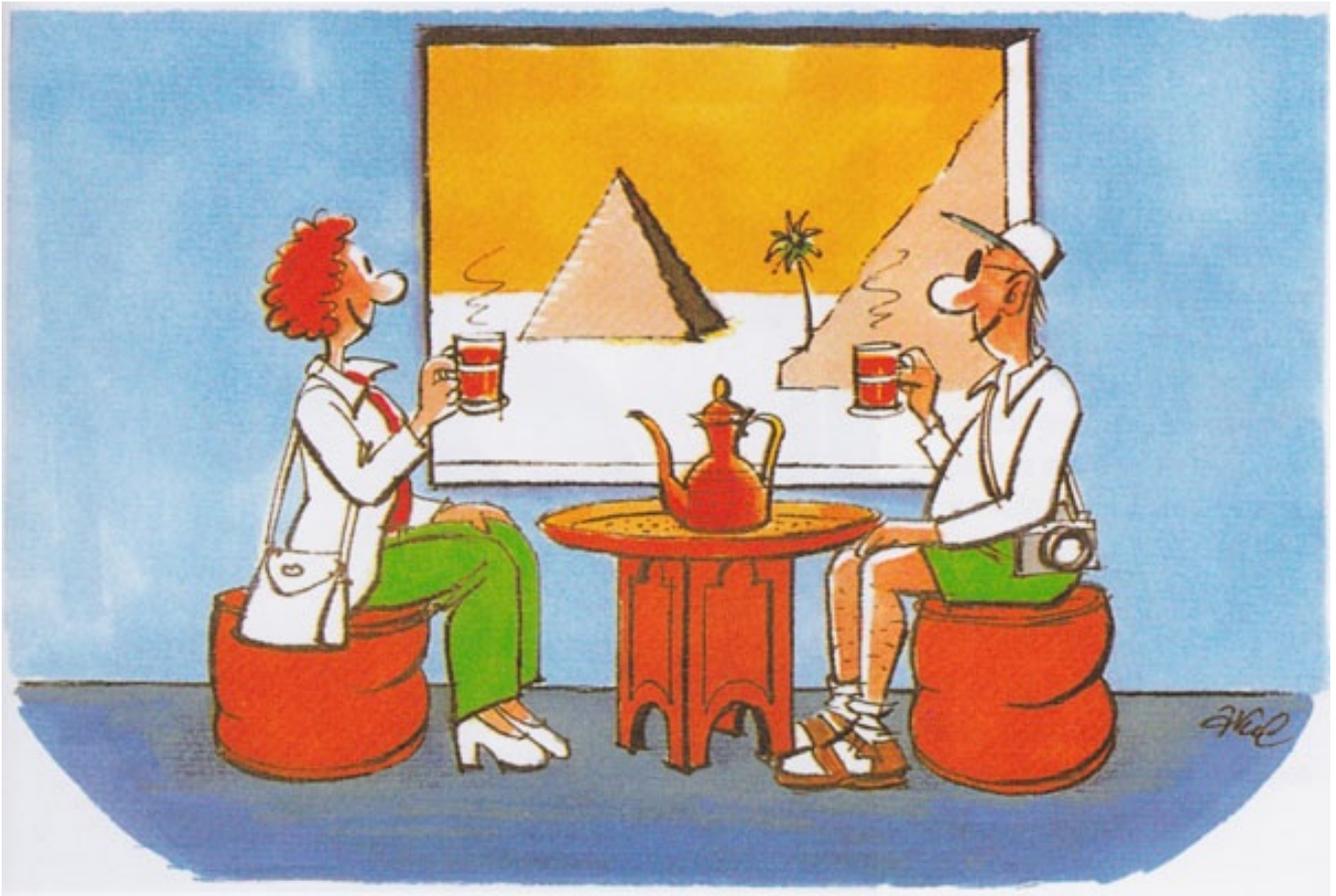
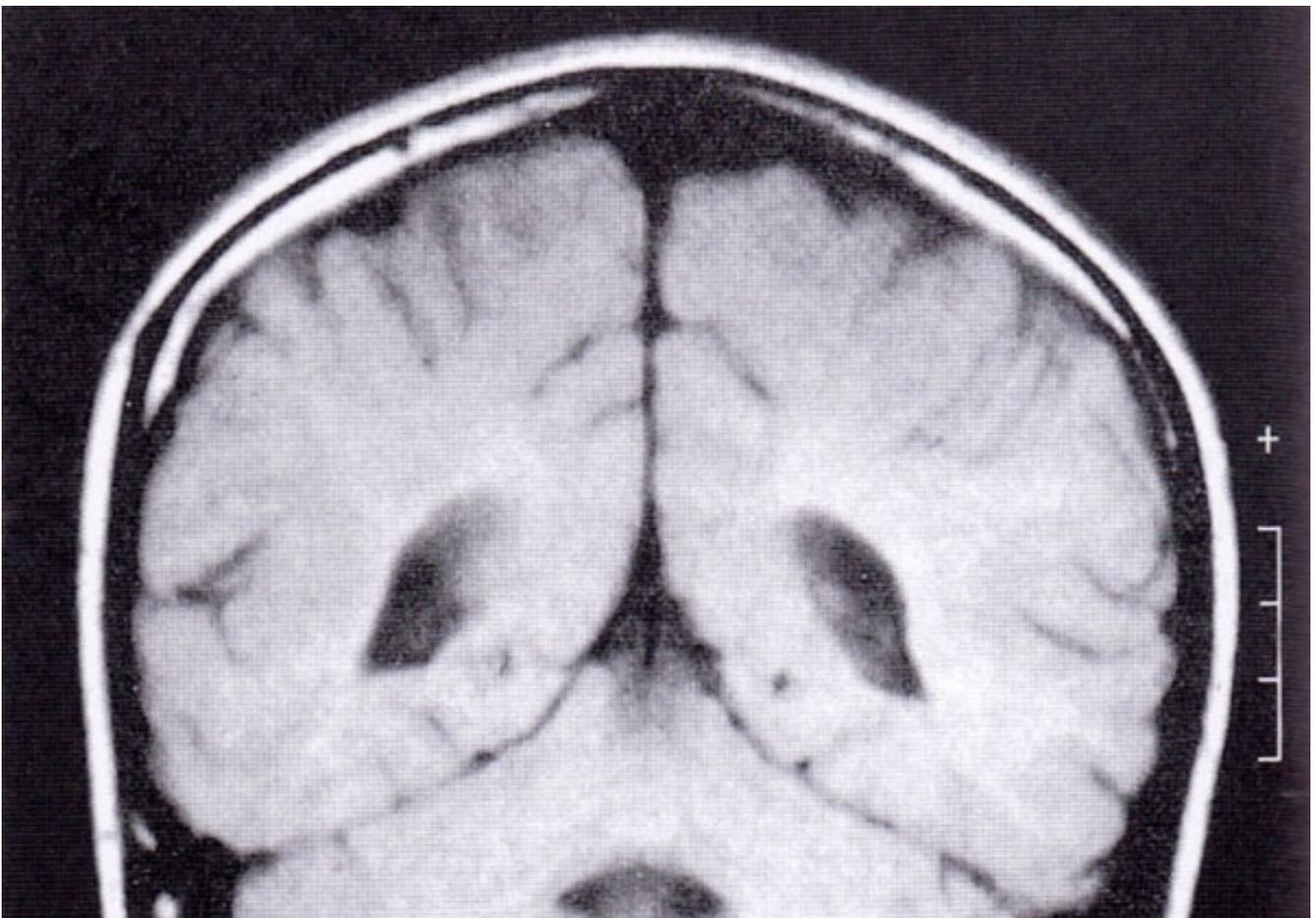
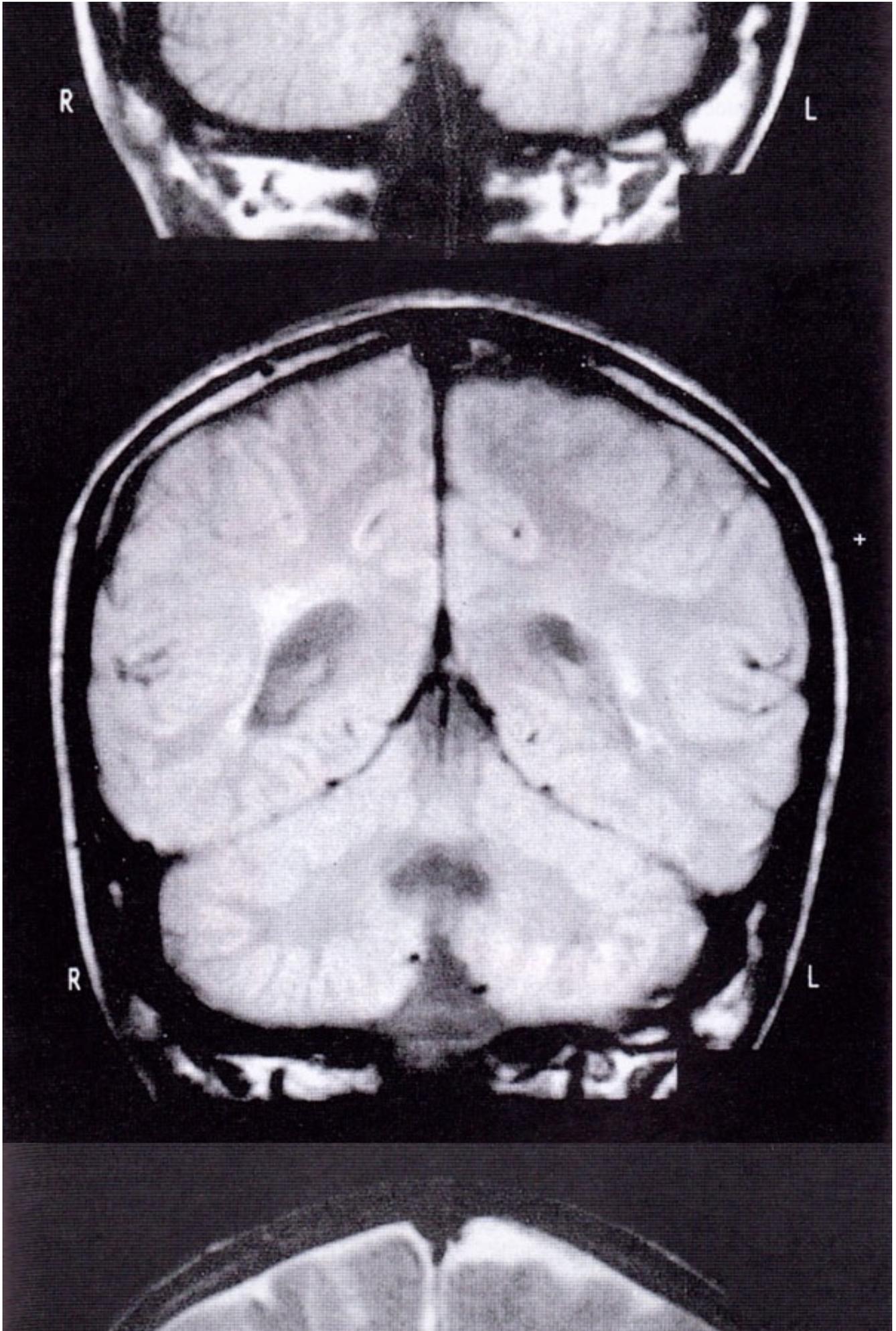


Fig. 44. ¿Qué hay que elegir para obtener una imagen potenciada en T_2 ?





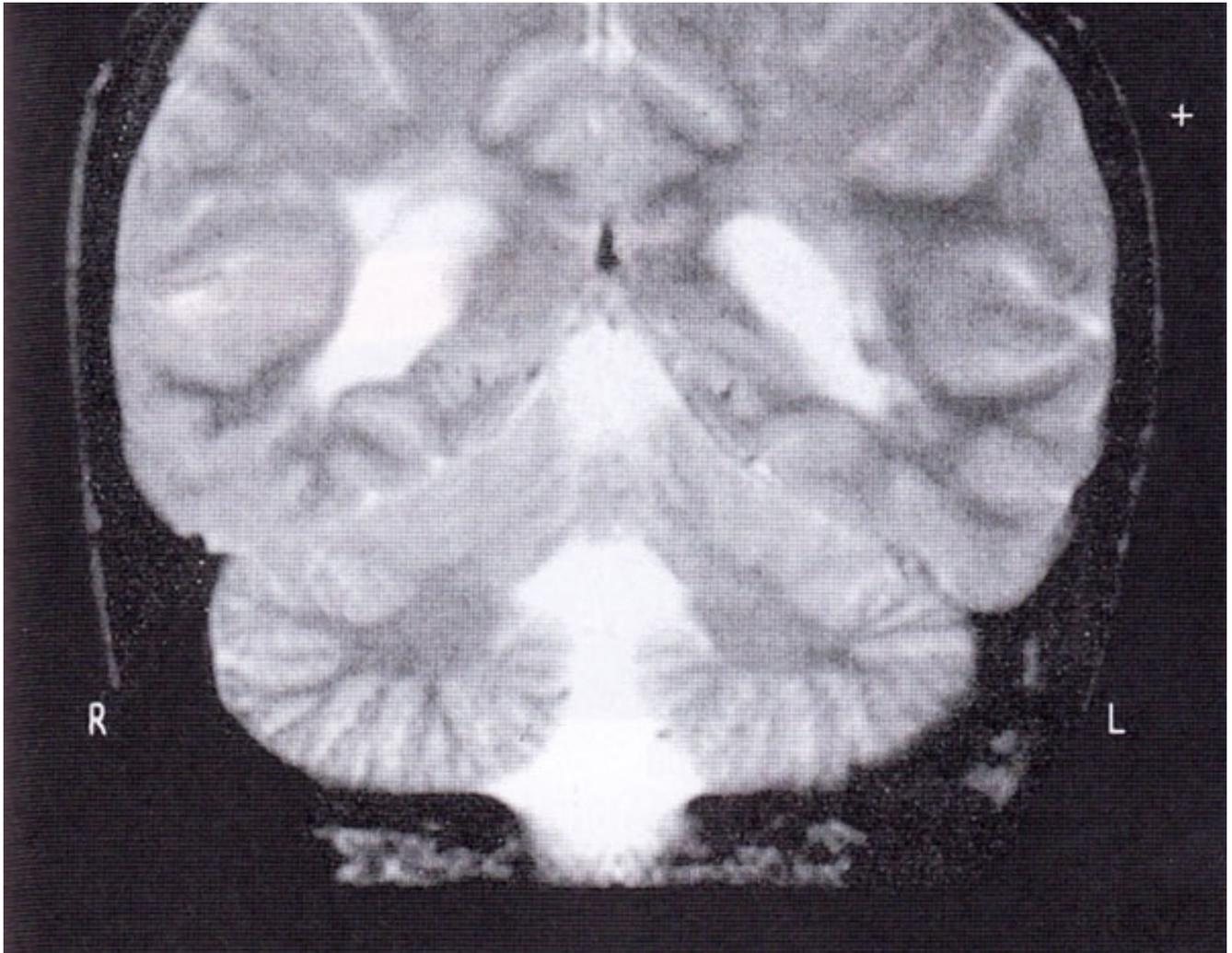


Fig. 45. Imágenes de un mismo paciente potenciadas en: a) T_1 , b) densidad protónica (spin) y c) T_2 . En la imagen potenciada en T_1 el LCR se ve negro. Sin embargo, tiene la máxima intensidad de señal en la imagen potenciada en T_2 . En la imagen de densidad protónica tiene una intensidad de señal intermedia.

Algunas sugerencias prácticas para la interpretación de la imagen

¿Cómo podemos saber si una imagen está potenciada en T_1 o en T_2 cuando está hecha con una secuencia normal de pulsos, no con una secuencia rápida (como veremos más adelante)? Como regla del pulgar: si ve líquido blanco, por ejemplo, orina o LCR, se trata de una imagen potenciada en T_2 . Si el líquido se ve más oscuro que los sólidos, se trata de una imagen potenciada en T_1 o en densidad protónica.

Mire la figura 45: en (a), el LCR es oscuro, la sustancia gris es más oscura (más gris) que la sustancia blanca; esta es una imagen típica potenciada en T_1 .

En (b), el LCR todavía es oscuro, aunque su intensidad de señal es ligeramente mayor que en la imagen potenciada en T_1 ; el contraste entre la sustancia gris y la sustancia blanca se ha invertido. Esta es una imagen potenciada en densidad protónica, y como la sustancia gris tiene un mayor contenido de agua, ya que contiene más protones, su intensidad de señal es mayor que la de la sustancia blanca.

En (c), el LCR tiene una intensidad de señal mayor que la de la sustancia blanca y gris, la imagen está potenciada en T_2 .

Estas son solamente las «reglas del pulgar». Realmente, para asegurarse, tendrá que mirar dos imágenes tomadas con diferentes parámetros de imagen. ¿Por qué? Mire la figura 46. Observará que en este ejemplo las curvas de T_2 empiezan a diferentes «alturas» y se cruzan entre sí (no tienen por qué ir paralelas, aunque al principio, y por razones didácticas, se hayan representado así).

El hecho de que las curvas se intersecten es muy importante:

Con un TE antes del punto de cruce (TE_1), el tejido A tendrá una intensidad de señal mayor.

Con un TE justo a nivel del punto de cruce (TE_C) no podemos distinguir los tejidos, ya que tienen la misma intensidad de señal.

De aquí que usted pueda tener la mala suerte de elegir una secuencia de pulsos cuyos parámetros de imagen no le permitan la diferenciación de los tejidos (esta es la razón por la que realizamos dos estudios diferentes, potenciados en T_1 y T_2).

Con un TE más allá del punto de cruce (TE_2), el tejido A tendrá una señal más baja que el tejido B.

Antes del punto de cruce (lo cual, normalmente, no sabemos cuando miramos una imagen) las intensidades relativas de la señal están gobernadas todavía por las

diferencias en el T_1 . Los tejidos con el T_1 más corto (o con mayor densidad protónica si tenemos un TR largo) tienen todavía la mayor intensidad de señal. Solamente con TE largos se potencia el T_2 . Piense en ello por un momento.

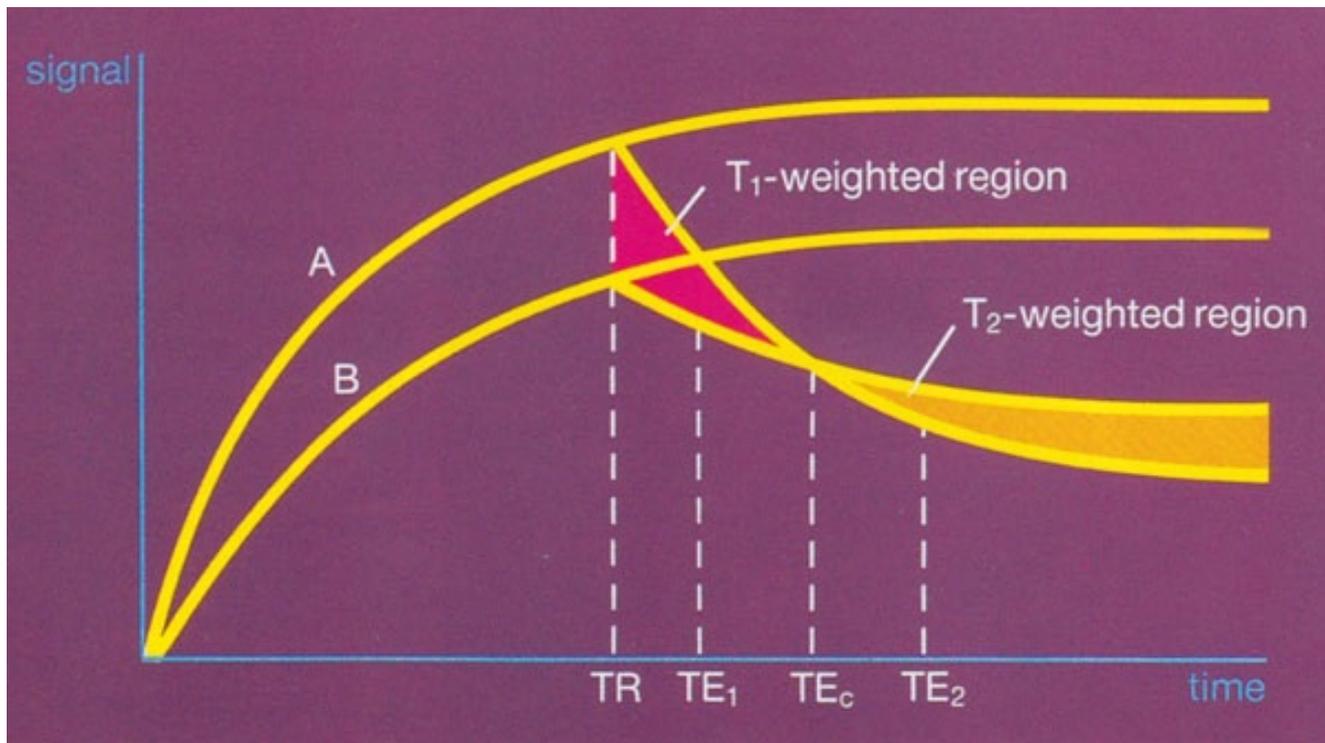


Fig. 46. Las curvas T_2 de diferentes tejidos pueden intersecarse. La intensidad de la señal de los tejidos se invierte al elegir un TE más allá del punto de cruce (TE_C). Antes de este punto de cruce (por ejemplo, en TE_1), el tejido A tiene una intensidad de señal mayor que el tejido B. Esto significa que el contraste de imagen está determinado todavía por diferencias en el T_1 . El tejido A, con un T_1 más corto, tiene una intensidad de señal mayor. A nivel de TE_C , ambos tejidos tienen la misma intensidad de señal, por lo que no pueden diferenciarse. Después del punto de cruce (por ejemplo, en TE_2), se invierten las intensidades relativas de la señal y el tejido B tiene la señal más fuerte.

En este momento ya conocemos muchos parámetros que influirán en la imagen de RM, como son: el T_1 , el T_2 , la densidad protónica, la secuencia de pulsos, el TR, el TE; pero todavía hay más, como, por ejemplo, el flujo y los medios de contraste.

¿Cómo influye el flujo en la señal?

El hecho de que el flujo influye en la señal de RM se conoce desde hace mucho tiempo. Los primeros experimentos sobre este fenómeno fueron llevados a cabo hace unos treinta años.

Este fenómeno fue utilizado con gran interés para medir el flujo en los tubos del combustible de los cohetes-satélites sin tener que colocar un obstáculo en las conducciones.

La explicación de cómo influye el flujo en la señal de RM es bastante compleja y difícil, pero al menos déjeme darle una ligera idea acerca de ello.

En la figura 47 tenemos una sección corporal que está atravesada por un vaso. Cuando enviamos nuestro primer pulso de 90° , todos los protones de la sección están influidos por la onda de radio. Después que interrumpimos el pulso de RF «escuchamos» en la sección y registramos una señal. En este momento, toda la sangre inicial de nuestro vaso ha podido dejar el corte que estamos examinando; por ello no vendrá señal de vaso y aparecerá negro en la imagen. Este fenómeno se llama fenómeno de vacío por flujo.

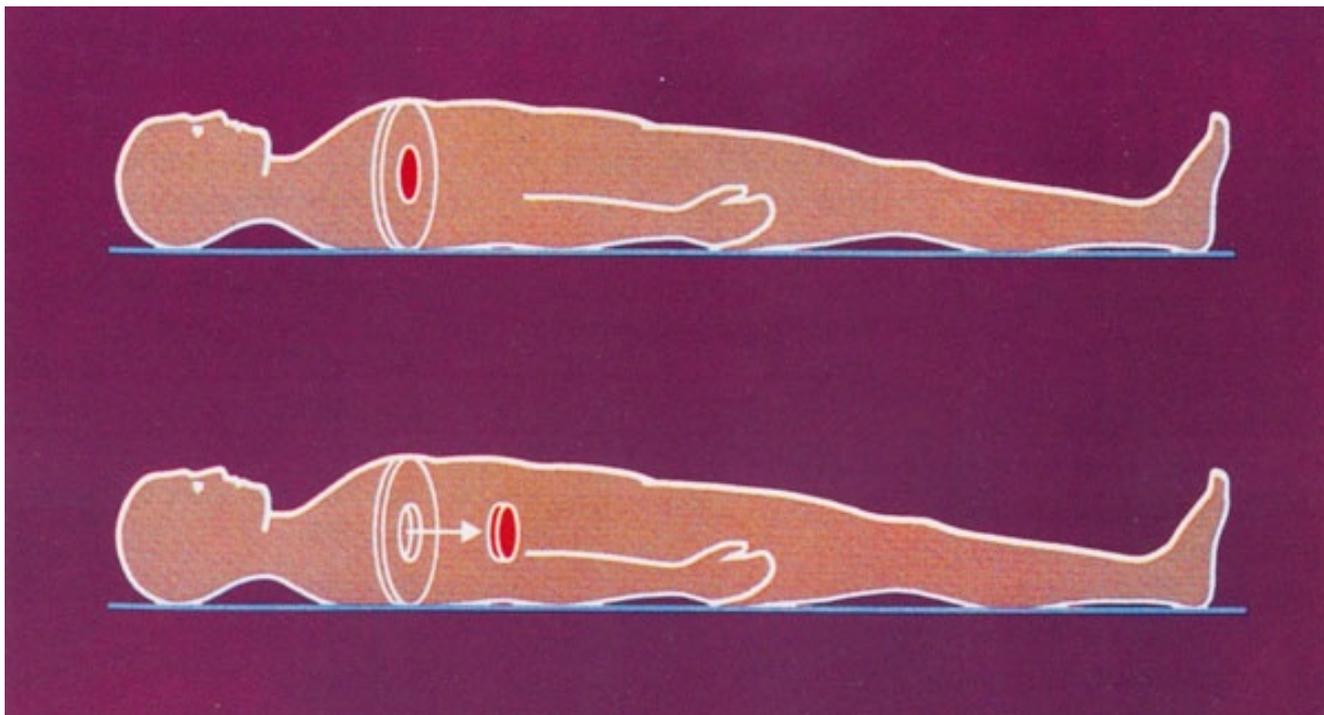


Fig. 47. Los efectos del flujo son responsables de que el flujo sanguíneo aparezca negro, el vacío de señal en los vasos sanguíneos.

Esta no es la única manera por la que el flujo puede influir en la imagen; puede haber toda clase de efectos, como, por ejemplo, el refuerzo de la señal por flujo.

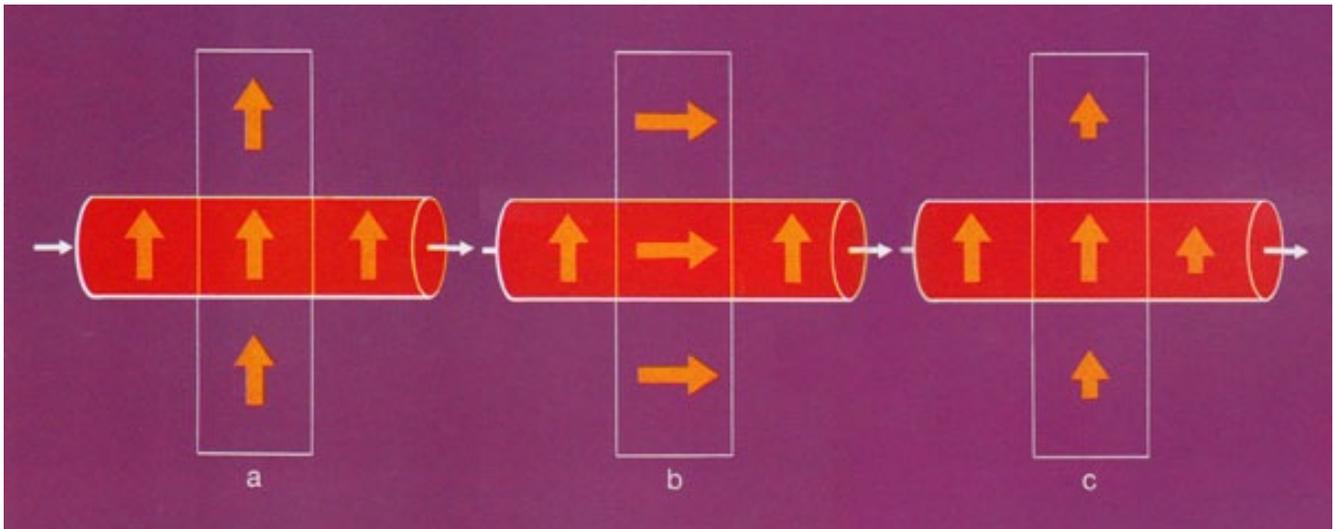


Fig. 48. El flujo puede tener efectos diferentes sobre la intensidad de la señal e incluso que se refuerce, lo cual se explica con detalle en el texto.

Observe la figura 48, que muestra un vaso sanguíneo circulando a través del corte que vamos a examinar. En (a) se representa la situación antes del pulso de 90° , y en (b), inmediatamente después del pulso. Si esperamos más tiempo antes de enviar un segundo pulso de 90° , como en (c), los protones se habrán relajado y tendremos algo de magnetización longitudinal otra vez, como se muestra por las flechas dirigidas hacia arriba. Sin embargo, los protones del vaso sanguíneo habrán dejado el corte y habrán sido reemplazados por otros protones que todavía tienen toda su magnetización longitudinal. Si enviamos ahora un segundo pulso de 90° tendremos más señal viniendo del vaso que de los alrededores, porque hay más magnetización longitudinal en ese momento.

Todo el tema de los efectos del flujo sobre la intensidad de la señal es todavía más complicado. Por ejemplo, cuando obtenemos imágenes con multicortes, esto es, imágenes de más de un corte al mismo tiempo (véase pág. 85), la señal también depende de la dirección del flujo. A esto se añade el que cambia según la sección transversal del vaso, el perfil del flujo y que sea laminar o turbulento.

Si usted desea saber más acerca de esto, debe buscarlo en uno de los libros que se citan al final.

En ellos también encontrará más información sobre IRM angiografía. En esta técnica, la influencia que el flujo tiene sobre la señal de IRM se aprovecha de manera beneficiosa para la representación de los protones en movimiento.



¿Qué pasa con los medios de contraste en RM?

Ciertas sustancias, llamadas paramagnéticas, tienen pequeños campos magnéticos locales que producen un acortamiento del tiempo de relajación de los protones de los alrededores. Este efecto se llama refuerzo de la relajación de los protones. En circunstancias normales, el cuerpo contiene sustancias paramagnéticas. Como, por ejemplo, los productos de degradación de la hemoglobina, hemosiderina y metahemoglobina, las cuales se encuentran en los hematomas, y también el oxígeno molecular.

El gadolinio es una sustancia paramagnética que se utiliza como medio de contraste en RM (Gadopentetato de Dimeglumina). Químicamente, la sustancia es una tierra rara. Como el gadolinio, en su estado libre, es tóxico, se une de una cierta manera (quelación) al DTPA, resolviendo el problema de la toxicidad.

El efecto del medio de contraste es un cambio en la intensidad de la señal, acortando el T_1 y el T_2 de sus alrededores (fig. 49).

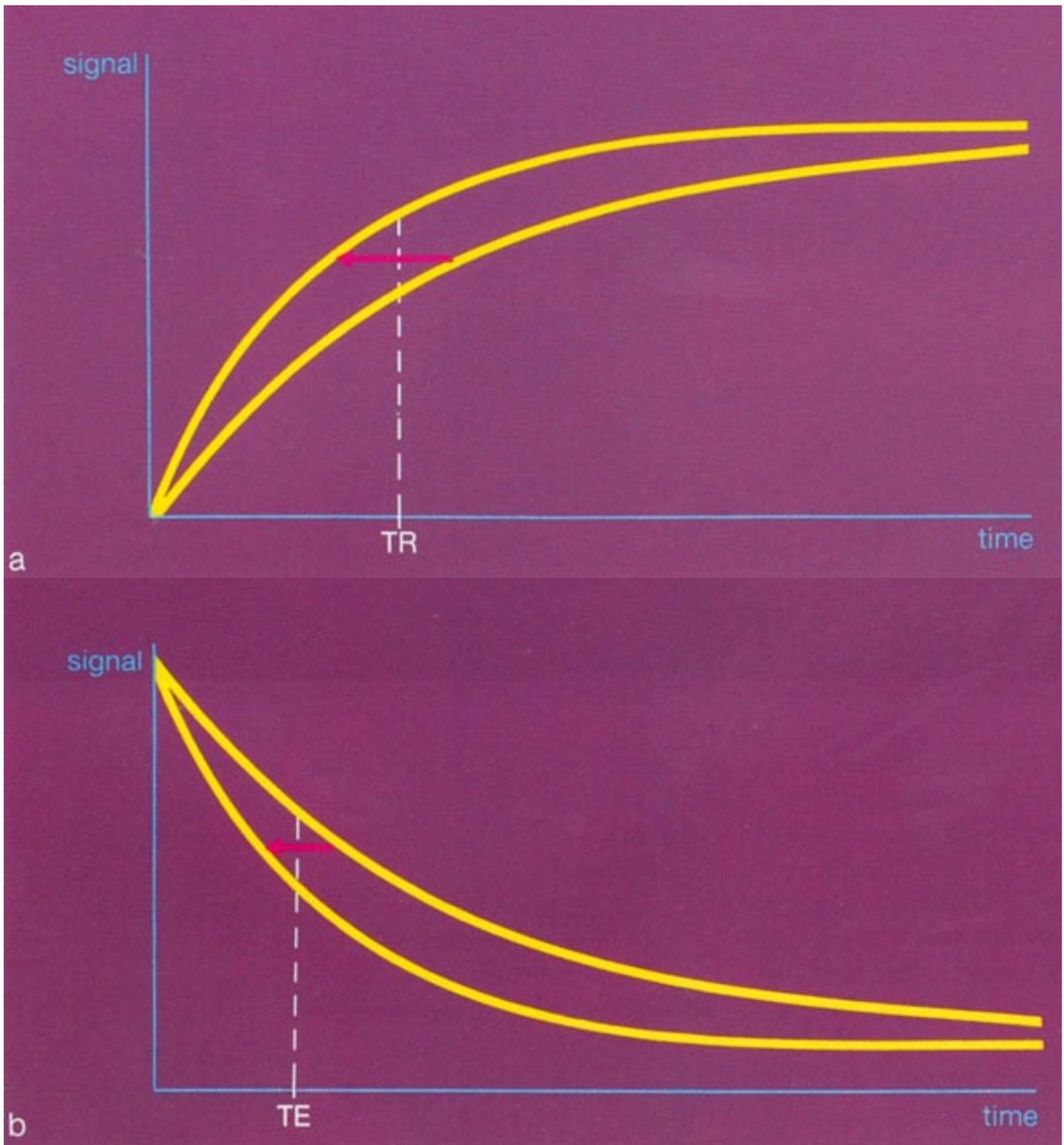


Fig. 49. Sustancias paramagnéticas, como el gadolinio, acortan el T_1 y el T_2 de los alrededores. Las curvas respectivas de T_1 y T_2 se desvían hacia la izquierda. Esto significa que para un cierto TR hay más señal y para un cierto TE hay menos señal.

Esto se ilustra, en la figura 50, con dos tejidos, A y B. El gadolinio administrado por vía iv entra en el tejido A, acortando el T_1 de dicho tejido, y se desvía la curva hacia la izquierda. El resultado es que la señal del tejido A en el tiempo TR es más intensa que antes, y los dos tejidos pueden diferenciarse mejor debido a existir un mejor contraste.

Cuando realizamos un estudio potenciado en T_2 , se produce una pérdida de señal del tejido A después de aplicar el medio de contraste, porque este acorta el T_2 y

desvía la curva T_2 hacia la izquierda.

Generalmente es más difícil de apreciar la pérdida de señal que el aumento de la misma, por lo que después de administrar medio de contraste la técnica de imagen utilizada se potencia en T_1 .

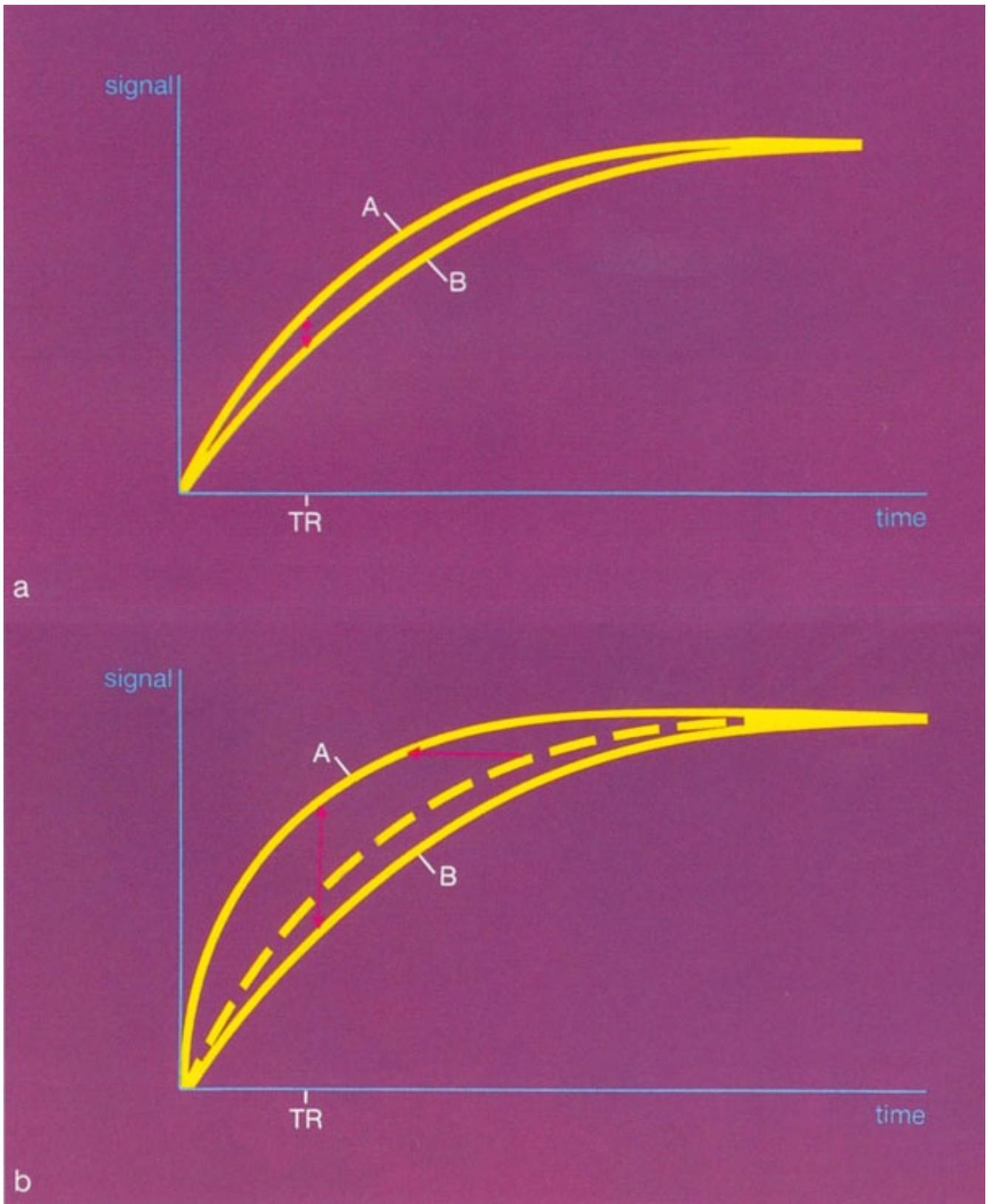


Fig. 50. En (a), las curvas de los tejidos A y B están muy próximas una a otra, existiendo solamente una diferencia pequeña en la intensidad de la señal entre los tejidos en TR. En (b), la curva T_1 del tejido A se ha desviado a la izquierda, porque el medio de contraste ha entrado en el tejido A pero no en el B. En el mismo tiempo TR hay ahora mucha más diferencia en la intensidad de la señal, es decir, en contraste de tejidos.

Como la sustancia no se distribuye por igual por todo el cuerpo, las señales de los diferentes tejidos se influirán también de manera distinta. Los tejidos tumorales

vascularizados, por ejemplo, se aumentan. Es importante también que el gadolinio no atraviese la barrera hematoencefálica intacta, pero sí cuando está alterada.

Se ha visto que el uso de medios de contraste aumenta la detección de las lesiones y la precisión diagnóstica de la IRM. Por ejemplo, puede ayudar a diferenciar entre el tejido tumoral y el edema de alrededor, que puede ser, por otra parte, indistinguible.

El gadolinio entra en el tejido tumoral y acorta el T_1 , haciendo que brille más el tumor en las imágenes potenciadas en T_1 , mientras que el edema de alrededor no se ve influido. Como el gadolinio acorta el T_1 , podemos acortar el TR del estudio (véase pág. 72), y como el tiempo de imagen depende del TR, como veremos más adelante, tardaremos menos tiempo en obtener la imagen.

Las propiedades farmacológicas del gadolinio-DTPA son muy similares a las de los medios de contraste de la radiología convencional; incluso parece que se tolera mejor el gadolinio-DTPA.

¿Listo para un repaso?

Como ya sabemos, hay muchos parámetros que influyen en la apariencia de los tejidos en la imagen de RM, como el T_1 , el T_2 , la densidad protónica y la secuencia de pulsos.

- Con un TR corto obtenemos una imagen potenciada en T_1 .
- Con un TE largo la imagen está potenciada en T_2 .
- Los efectos del flujo son variables, cubriendo el espectro desde la ausencia de señal al aumento de señal.
- Las sustancias paramagnéticas, como el medio de contraste gadolinio-DTPA, acortan el T_1 y el T_2 de los protones de alrededor. Esto produce un aumento en la intensidad de la señal en las imágenes potenciadas en T_2 y una disminución de la señal en las imágenes potenciadas en T_1 .
- Después de administrar medio de contraste, la técnica de imagen preferida es la potenciada en T_1 .

Como ya sabemos, al elegir la secuencia de pulsos y los parámetros de imagen, como el TR y TE, podemos obtener imágenes potenciadas en T_1 , en T_2 o en densidad protónica (densidad spin).

Se han desarrollado diferentes secuencias de pulsos, y nos familiarizaremos con los conceptos básicos.

Vamos a echarles un vistazo.

Secuencia de saturación parcial/saturación recuperación

Las secuencias de pulsos que utilizan solamente pulsos de 90° son: la secuencia de pulsos saturación recuperación y la secuencia de saturación parcial (fig. 51). Nosotros las hemos discutido ya, pero no les dimos un nombre específico. Básicamente, las secuencias son lo mismo: consisten en dos pulsos de 90° . La diferencia está en el intervalo de tiempo entre los pulsos, es decir, del TR (véase pág. 47). Mire la figura 52 con las curvas T_1 (ascendentes) de dos tejidos diferentes.

Si enviamos un segundo pulso después de esperar tiempo TR largo, ambos tejidos han recuperado su magnetización longitudinal. Con un TR largo, en la secuencia saturación recuperación (los protones se han relajado, se han saturado) la señal es influida por la densidad protónica (¿se acuerda de las historias de los pantalones cortos y de los tés largos?). Con un TR corto, en la saturación parcial (los protones no se han relajado) el T_1 es importante para la intensidad de la señal, por lo que obtenemos imágenes potenciadas en T_1 (fig. 52).

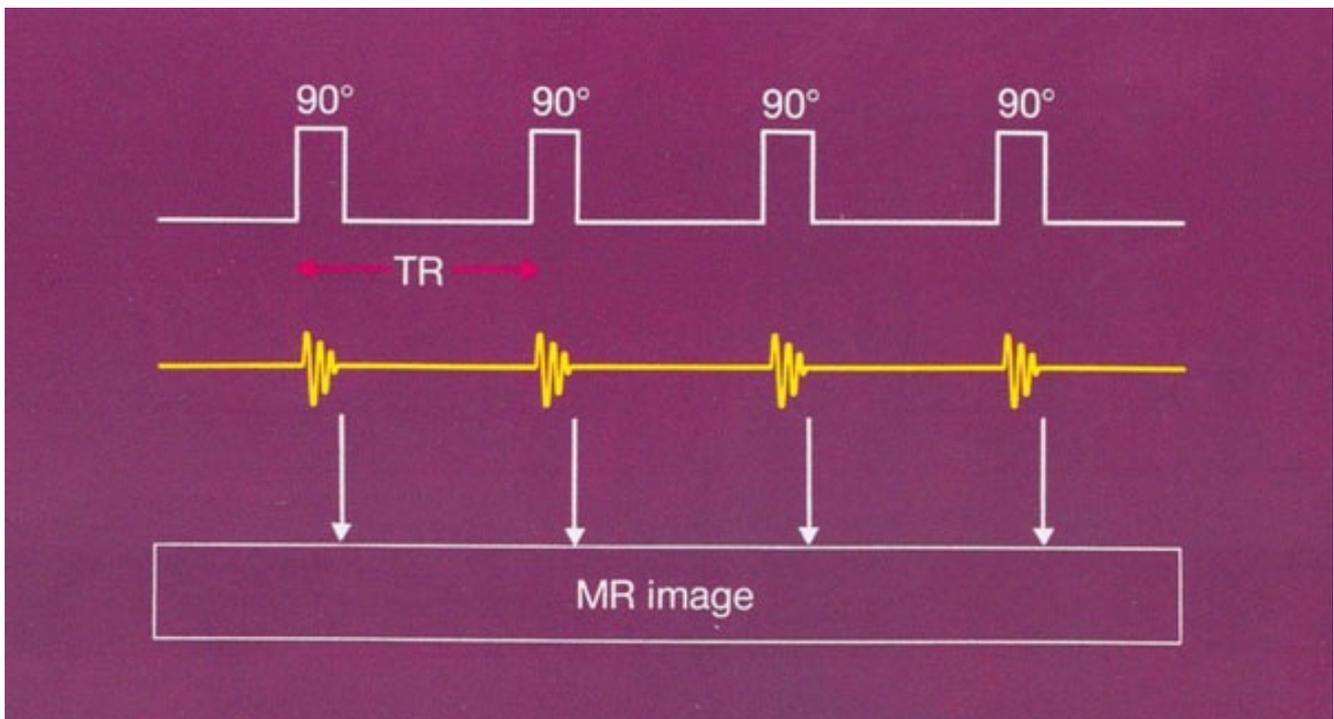


Fig. 51. Ilustración esquemática de la secuencia saturación parcial/saturación recuperación.

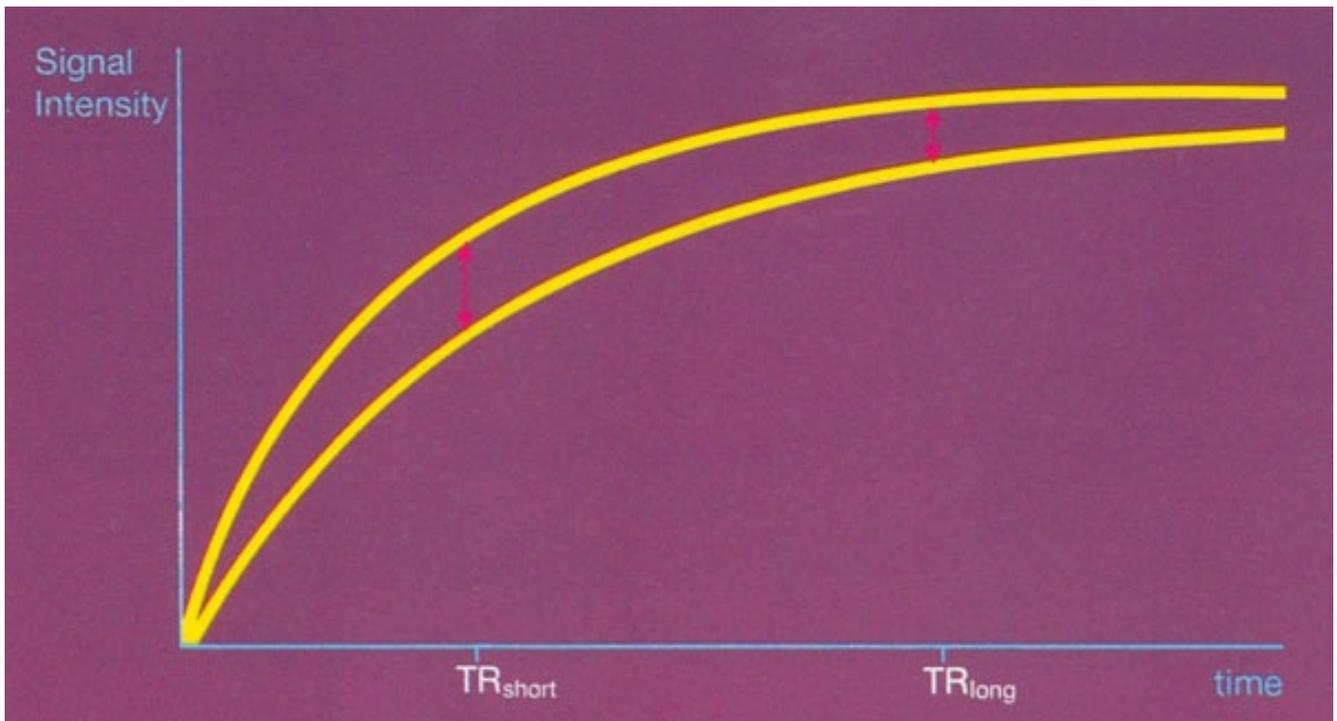


Fig. 52. La intensidad de la señal de tejidos con diferentes T_1 depende del TR elegido. Con un TR largo, en la secuencia saturación el contraste de la imagen lo determina principalmente la densidad protonica (spin). Con un TR corto, en la secuencia saturación parcial la imagen resultante está potenciada en T_1 .

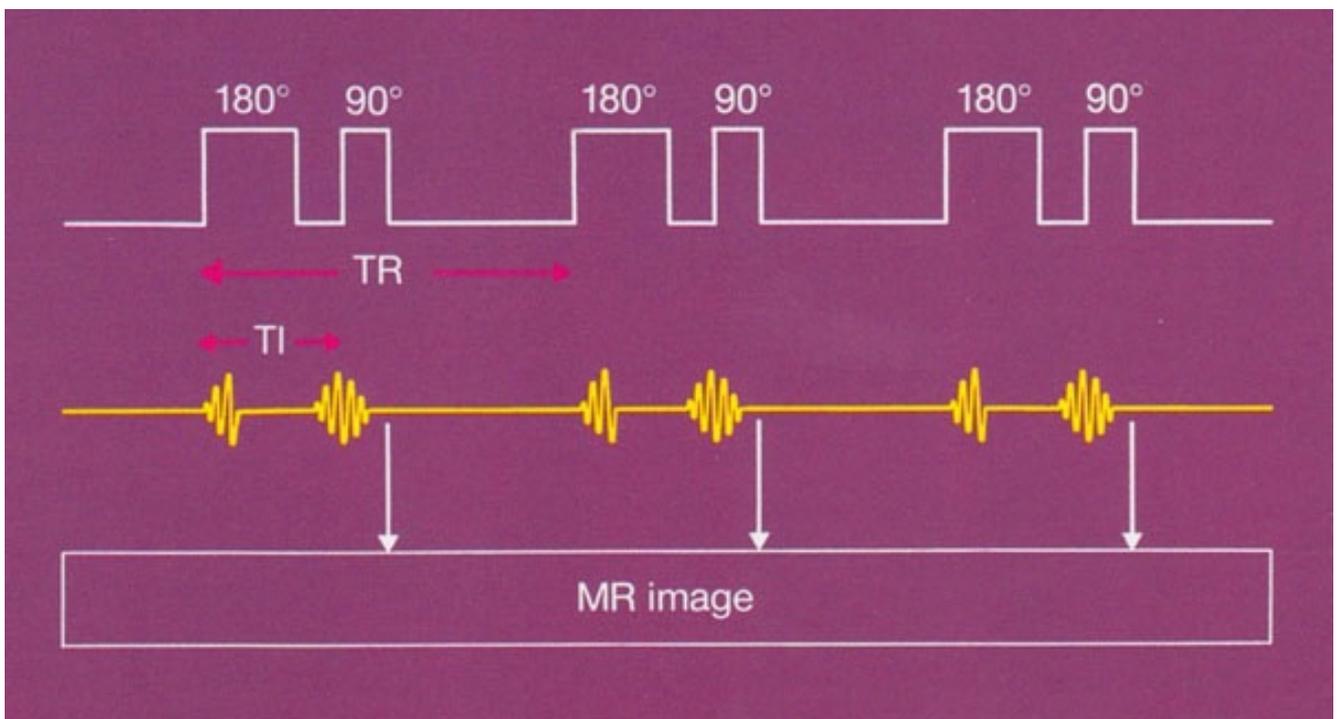


Fig. 53. Ilustración esquemática de la secuencia de inversión-recuperación.

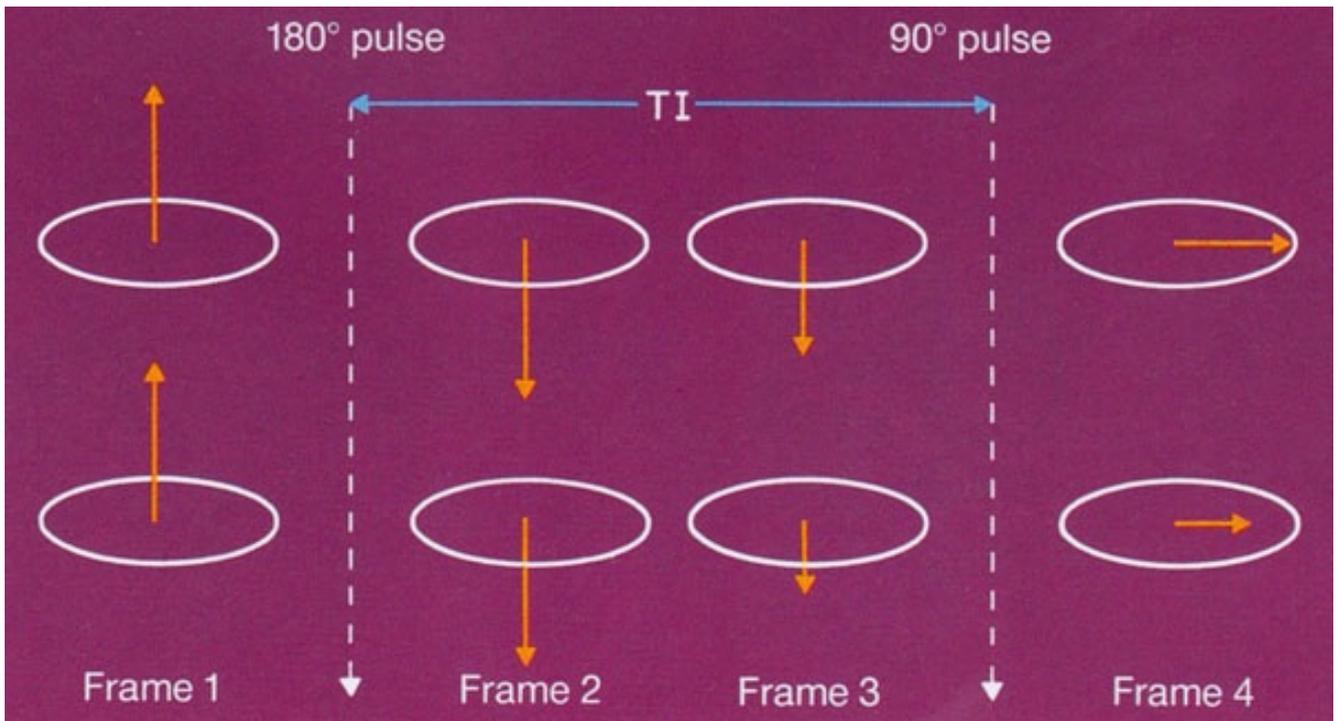


Fig. 54. La secuencia inversión-recuperación utiliza un pulso de 180° que invierte la magnetización longitudinal, seguido por un pulso de 90° después de un tiempo TI. El pulso de 90° «inclina» la magnetización al plano transversal (X-Y), por lo que puede captarse y medirse. El tejido en la hilera de abajo vuelve más rápidamente a su magnetización longitudinal porque tiene el T₁ más corto. En el tiempo TI, este tiene menos magnetización transversal después del pulso de 90°.

Secuencia inversión-recuperación

En contraste con la secuencia de spin eco, la secuencia inversión-recuperación utiliza primero un pulso de 180°, seguido de un pulso de 90° (fig. 53). ¿Qué sucede? El pulso de 180° coloca la magnetización longitudinal en la dirección opuesta (todos los protones que eran responsables de que el momento magnético neto se orientara hacia arriba lo hacen ahora hacia abajo). Esto se ilustra en la figura 54, en dos tejidos con diferentes T₁ (el tejido con la relajación longitudinal más rápida, es decir, con el T₁ más corto, está en la hilera del fondo).

Si nosotros no hacemos nada más, la magnetización longitudinal volverá lentamente, al igual que una pelota que se introduce bajo el agua. No obstante, para obtener una señal que sea medible necesitamos algo de magnetización transversal. Por eso utilizamos el pulso de 90°.

La señal que obtenemos depende del tiempo entre el pulso de 180° y el pulso de 90°, es decir, el tiempo después de la inversión por el pulso de 180°, y este tiempo se llama

TI = tiempo de inversión.

TR es el tiempo entre las secuencias, como en las otras secuencias de pulsos. La intensidad de la señal en una imagen de inversión-recuperación depende del T_1 , que determina lo rápidamente que vuelve la magnetización longitudinal a su valor original. Por eso obtenemos una imagen potenciada en T_1 que incluso está más potenciada en T_1 que con las imágenes de saturación y recuperación parciales.

Secuencia spin eco

Ya hemos hablado con detalle acerca de la secuencia spin eco. Está compuesta de dos pulsos: uno de 90° y otro de 180° (fig. 55). En este momento, ¿es usted capaz de recordar lo que sucede?

El pulso de 90° establece la magnetización transversal; sin embargo, este no se utiliza para producir la imagen. Algún tiempo ($TE/2$) después del pulso de 90° enviamos un pulso de 180° que vuelva a poner en fase los protones que la estaban perdiendo. Después de un tiempo TE obtenemos un eco.

Tal como ya sabemos, podemos producir no solo un eco sino varios. La desventaja es, sin embargo, que la señal es cada vez más débil. ¿Cuáles eran los parámetros de imagen que influían en la señal de RM en las secuencias de spin eco?

Estas eran:

- El TE: el tiempo entre el pulso de 90° y el eco.
- El TR: el tiempo entre dos secuencias de pulsos, es decir, desde un pulso de 90° al siguiente.

¿Qué hacían el TR y el TE?

Determinar la potenciación de la imagen resultante. El TE era responsable de la potenciación en T_2 y el TR, de la potenciación en T_1 . Si usted no recuerda esto o no lo entiende todavía, vuelva a leer de nuevo las páginas 50 a 65.

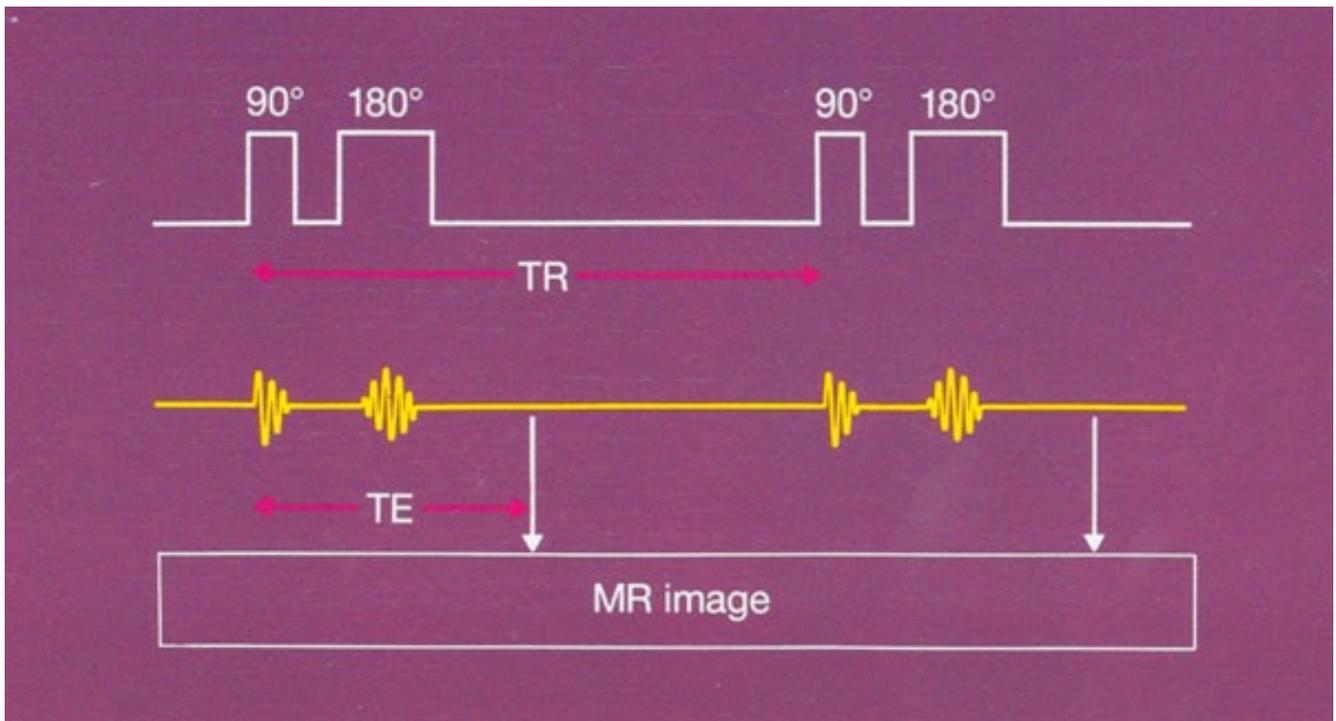


Fig. 55. Ilustración esquemática de una secuencia de pulsos spin eco. Esta secuencia de spin eco que se ilustra tan repetidamente es muy importante.

¿Qué pasa con las secuencias rápidas de imagen?

Como normalmente las secuencias de imagen tardan bastante tiempo (la razón se describe más abajo), solamente puede examinarse un número limitado de pacientes. También es difícil a veces para el paciente el permanecer quieto tanto tiempo, y la calidad de la imagen disminuye con el movimiento. Además, hay ciertos movimientos inevitables con la respiración y el latido cardíaco.

Para ayudar a evitar estos problemas se han desarrollado secuencias de pulsos que duran menos tiempo.

La mayor parte de ellas tienen nombres tan extraños como FLASH (Fast Low Angle Shot) o GRASS (Gradient Recalled Acquisition at Steady State). Estas secuencias están siendo cada vez más importantes. Sin embargo, son mucho más difíciles de entender que las secuencias que hemos visto hasta ahora.

Este es un ligero esbozo:

El TR es el parámetro que consume más tiempo en una secuencia de imagen (véanse también las páginas [58](#) y [85](#)). Parece, por tanto, lógico acortar el TR si queremos obtener imágenes más rápidas; y esto es lo que se hace en las secuencias

rápidas de imagen.

Pero al disminuir el TR surgen algunos problemas:

□ Con la secuencia de spin eco utilizamos un pulso de 180° para refocar los spines desfasados.

Desafortunadamente, no podemos utilizar un pulso de 180° para este propósito cuando obtenemos imágenes con un TR muy corto, ya que se requiere un cierto tiempo para desarrollar un pulso de 180° , y con un TR muy corto no habría tiempo suficiente entre los pulsos de 90° .

□ Al disminuir el TR, la recuperación de la magnetización longitudinal será cada vez menor entre los pulsos (véanse págs. 60-63); por lo que hay solamente muy poca magnetización longitudinal para inclinarse por el siguiente pulso, produciendo muy poca señal.

Estos problemas se resuelven de la siguiente manera:

□ Utilizamos una manera diferente de refocar los spines desfasados: en lugar de un pulso de 180° , aplicamos un gradiente de campo magnético. Esto significa que se añade o superpone un campo magnético diferente, un gradiente de campo, sobre el campo magnético existente.

El gradiente de campo magnético se conecta durante un tiempo corto. Esto da lugar a una mayor inhomogeneidad del campo magnético en el corte examinado.

(Las inhomogeneidades del campo magnético que existen ya en este momento son debidas a inhomogeneidades del campo magnético externo y a las inhomogeneidades del campo magnético interno de los propios tejidos, que ya se ha comentado anteriormente. Si usted no recuerda esto, vuelva a la pág. 29 para un breve repaso).

Debido a estas grandes inhomogeneidades, la magnetización transversal y, por tanto, la señal desaparecen más rápidamente (los protones se desfasan más deprisa).

Luego se interrumpe el gradiente magnético y, después de un tiempo corto, se envía otra vez con la misma intensidad, pero en dirección opuesta. Los protones que se movían más rápidamente son los que se mueven ahora más lentos, y viceversa (similarmente a lo que sucede después de un pulso de 180°). Esto da lugar a un cierto regreso a la fase y a que la señal aumente otra vez hasta un cierto máximo, que se llama eco de gradientes (gradiente eco).

Después de este eco, la señal disminuye otra vez.

¿Qué pasa con el segundo problema, la pequeña cantidad de magnetización longitudinal que existe con el TR corto?

El pulso de 90° , por ejemplo, en la secuencia spin eco, anula la magnetización longitudinal; sin embargo, la magnetización longitudinal empieza a recuperarse inmediatamente después del pulso de 90° , dependiendo del T_1 del tejido examinado (si lo ha olvidado, vea la pág. 40). El truco en las secuencias rápidas de imagen es no utilizar un pulso de 90° , sino pulsos que producen ángulos de inclinación (flip angles) más pequeños (en el rango de $10-35^\circ$). Con estos ángulos de inclinación menores de

90° no desaparece totalmente la magnetización longitudinal.

En lugar de ello, siempre persiste una cantidad sustancial de magnetización longitudinal, que puede ser «inclinada» por el siguiente pulso; esto hace que exista una señal razonable a pesar de que el siguiente pulso sea en un TR muy corto.

Como estas secuencias rápidas de imagen son cada vez más importantes, las dedicaremos un poco más de tiempo.

Como ya hemos leído (véase pág. 50), un pulso de 180° normalmente «neutraliza» los efectos de las inhomogeneidades del campo magnético externo. La caída en la magnetización transversal es debida entonces a los llamados efectos T_2 (véase fig. 35).

Cuando no utilizamos tal pulso de 180°, los protones experimentan grandes inhomogeneidades de campo magnético y se desfazan más rápidamente. La intensidad de la señal decae más rápidamente, y en este caso es debido a los llamados efectos T_2^* (pronuncie efectos T_2 estrella), lo cual se ilustra también en la figura 35.

Además de estos efectos T_2^* , otros factores, como el ángulo de inclinación (flip angle), influyen en la intensidad de la señal en las secuencias rápidas de imagen, las cuales, por razones obvias, se llaman también secuencias de eco de gradientes.

He aquí algunas guías acerca de la imagen de eco de gradientes:

- Ángulos de inclinación (flip angles) mayores producen más potenciación en T_1 .
- Con TE largos se produce más potenciación en T_2^* (T_2 estrella).
- Con las secuencias rápidas (fast scans), los vasos, generalmente, dan señales intensas.

Ahorramos tiempo de imagen porque:

- Con ángulos pequeños (flip angles) solo necesitamos un pulso de RF de corta duración.
- No utilizamos un pulso de 180° para refocusar (que tarda tiempo en generarse y ejercer sus efectos).
- No tenemos que esperar TR largos para que reaparezca suficiente magnetización longitudinal, ya que con ángulos de inclinación (flip angles) pequeños siempre queda una cantidad razonable de magnetización longitudinal después del pulso inicial.

Con estas técnicas rápidas es posible adquirir imágenes en un segundo o incluso en menos tiempo.

Tiempo para repetir y tomar un descanso

- Las secuencias saturación parcial y saturación-recuperación utilizan los pulsos de 90°. El TR es relativamente corto en la saturación parcial y relativamente largo en

la saturación-recuperación. Mientras que la saturación-recuperación produce imágenes potenciadas en densidad protónica (spin), la saturación parcial potencia las imágenes en T_1 .

□ En la secuencia de inversión recuperación se utiliza un pulso de 180° seguido por un pulso de 90° , resultando imágenes potenciadas en T_1 .

□ En la secuencia de spin eco se emplea un pulso de 90° seguido por un pulso (o más) de 180° para refocar los protones desfasados, produciéndose un eco (o más). Con esta secuencia pueden obtenerse imágenes potenciadas en T_1 , en T_2 o en densidad protónica. Estas se determinan por los parámetros de imagen seleccionados (TR, TE).

□ Las secuencias rápidas de imagen utilizan ángulos de inclinación (flip angles) que son menores de 90° y se llaman de eco de gradientes. La potenciación de la imagen se determina también por el tipo de secuencia y los parámetros de imagen elegidos.

Tiempo de adquisición de la imagen

¿No hay otra forma de disminuir el tiempo de adquisición de la imagen que la de utilizar secuencias rápidas?

¿Qué es lo que realmente determina el tiempo de adquisición de la imagen?

En las secuencias de pulsos normales, el tiempo de adquisición de la imagen de RM puede calcularse fácilmente; el tiempo de adquisición (t. a.) es:

$$t. a. = TR \times N \times Nex.$$

Esto parece poco complicado, pero no lo es. Empecemos por lo último.

Nex es el número de excitaciones. ¿Qué significa esto?

Por algunas razones es necesario utilizar no solamente una medida de la señal, sino repetir la medida varias veces.

Como la señal de RM que viene del paciente es muy débil, se mejora acumulando las señales de varias medidas, tomando varios promedios (averages) para conseguir una mejor calidad de imagen. Realmente lo que se obtiene es una imagen con una mejor relación señal/ruido. Naturalmente, el tiempo de imagen aumenta con cada medida adicional.

Para ilustrar esto:

Imagínese que está sentado en una gran audiencia, donde mucha gente está haciendo ruido. Alguien sentado junto a usted le susurra algo al oído, pero usted no puede entenderle, porque existe mucho ruido de fondo. Lo que probablemente haría usted es decirle que lo repitiera una o varias veces. Mentalmente iría acumulando la información que recibe cada vez. Como esta señal es siempre la misma, aumentará por sumación. Sin embargo, el ruido de fondo no es siempre el mismo, ya que varía y fluctúa y no puede acumularse como lo hacía la señal. Por ello, en conjunto tendrá una mejor relación señal/ruido (la cual tendría también si la persona hablara más alto).

¿Qué representa la N? Como usted sabe por otros métodos de imagen (o por su televisor), esta está formada por elementos de imagen que todos juntos forman la matriz de la imagen, por ejemplo, una matriz de 256×256 tiene 256 hileras de 256 elementos de imagen (pixels).

En nuestra ecuación, N es el número de hileras de una matriz, como los renglones

de una carta. Cuantas más hileras se tenga, más tiempo tardaremos en obtener la imagen. Piense en la escritura de una carta: si escribimos una carta de cinco renglones por página, terminaremos antes que si tenemos que escribir 25 renglones. Sin embargo, se tiene más contenido y más detalle en la página o en la imagen cuando se trabaja con más hileras.



La repetición de las medidas da por resultado una mejor relación señal/ruido.

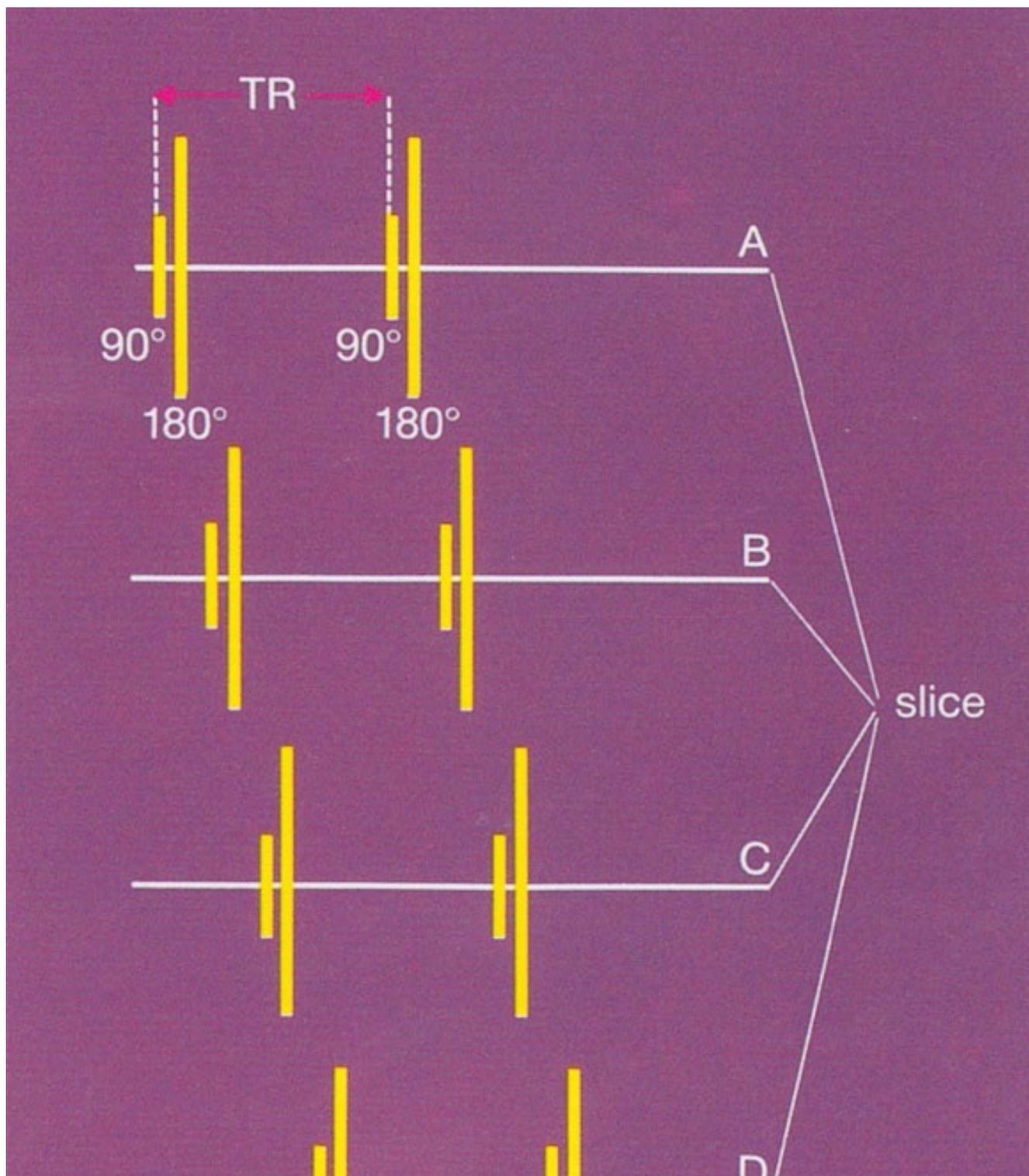
¿Por qué el TR influye en el tiempo de adquisición?

Si usted elige un TR largo para repetir su secuencia de pulsos y realizar medidas adicionales de la señal, el tiempo de adquisición de la imagen es más largo que si utilizamos un TR corto. Sin embargo, hay un truco que permite acortar el tiempo de imagen.

Mientras estamos esperando para repetir nuestra secuencia de imágenes de un corte, es decir, mientras esperamos que transcurra el TR (corte A en la fig. 56),

podemos hacer medidas en uno o más cortes diferentes (cortes B, C y D en la fig. 56). Cuanto más largo sea el TR, más cortes podemos excitar en el mismo tiempo. Por eso, añadiendo un pequeño tiempo extra, examinaremos varios cortes en lugar de uno y el tiempo de imagen por corte disminuirá sustancialmente. Realizamos lo que se llama imagen multicorte.

Otra forma posible de reducir el TR y, por tanto, el tiempo de imagen es el uso de un medio de contraste. Como ya sabemos, el gadolinio acorta el T_1 y cuando el T_1 es más corto, puede acortarse también el TR, sin pérdida en la intensidad de la señal del tejido en cuestión (véase fig. 49).



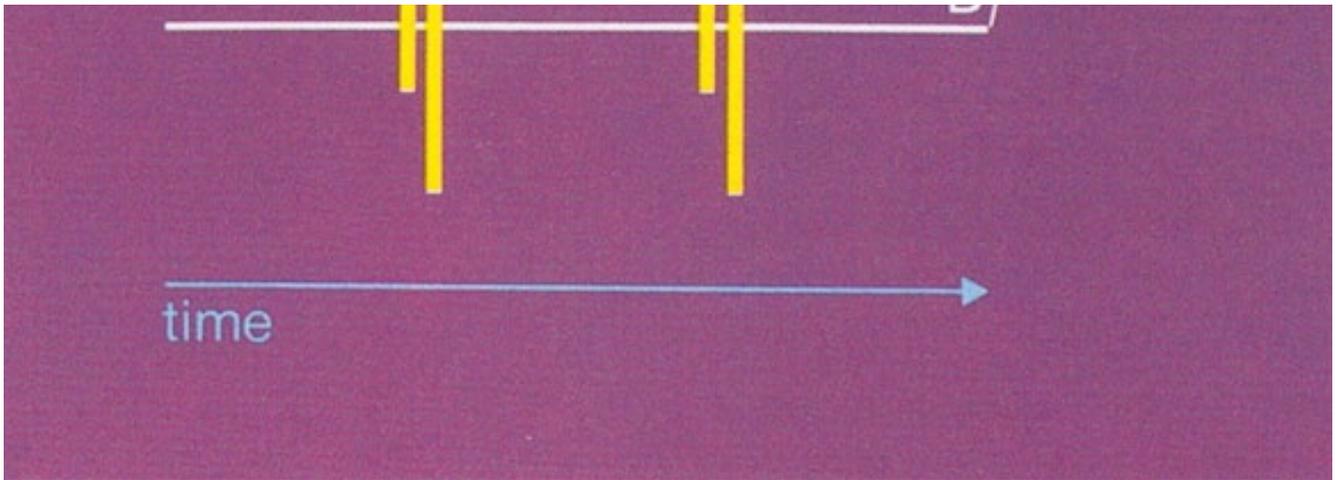


Fig. 56. Imagen multicorte: mientras esperamos que pase el tiempo TR para medir otra señal en el corte A, realizamos las mediciones de las señales en cortes adicionales (B-D). Por eso, durante el tiempo TR registramos realmente las señales de más de una imagen, aunque de diferentes cortes.

Revisemos todos los factores que influyen en la intensidad de la señal de RM

Estos son:

- La densidad de hidrógeno (pág. 47).
- El T_1 (pág. 26).
- El T_2 (pág. 30).
- El flujo (pág. 69).
- La secuencia de pulsos (págs. 76-82).
- El TR (pág. 47).
- El TE (pág. 56).
- El TI (pág. 79).
- El ángulo de inclinación (flip angle) (pág. 82).
- El uso de medio de contraste (pág. 73).

Si usted no está seguro de alguno de estos, vuelva a la página citada y lea el texto una vez más. En el caso de que se sienta familiarizado con estos factores, continúe y siga leyendo otras cosas importantes de la IRM que todavía no hemos comentado.

¿Cómo podemos seleccionar el corte que queremos examinar?

Cuando colocamos a un paciente en la máquina de RM, él/ella se encuentra en un campo magnético bastante homogéneo.

Por eso, todos los protones del cuerpo tienen la misma frecuencia de Larmor y serán excitados/alterados por el mismo pulso de RF.

Para examinar solamente un corte específico, se superpone un segundo campo magnético al campo magnético externo, que tiene intensidades diferentes en diversas localizaciones. El campo magnético, por tanto, es más fuerte o más débil en unos lugares que en otros (fig. 57). Este campo adicional se llama un gradiente de campo, y está producido por las llamadas bobinas de gradientes. Este gradiente de campo modifica la intensidad del campo magnético original. En la figura 57, la fuerza del campo magnético aumenta en las diferentes secciones transversales, desde los pies hasta la cabeza. Por consecuencia, los protones en los cortes diferentes experimentan diferentes campos magnéticos y, por tanto, tienen frecuencias de precesión diferentes. Por ello, los pulsos de RF que alteran los protones de los diferentes cortes tienen también frecuencias diferentes.

Como los gradientes de campo pueden superponerse en cualquier dirección, es posible definir no solamente los cortes transversales, sino toda clase de planos de imagen diferentes sin mover al paciente.

El gradiente de campo que nos permite examinar un corte específico se llama también gradiente de selección de corte.

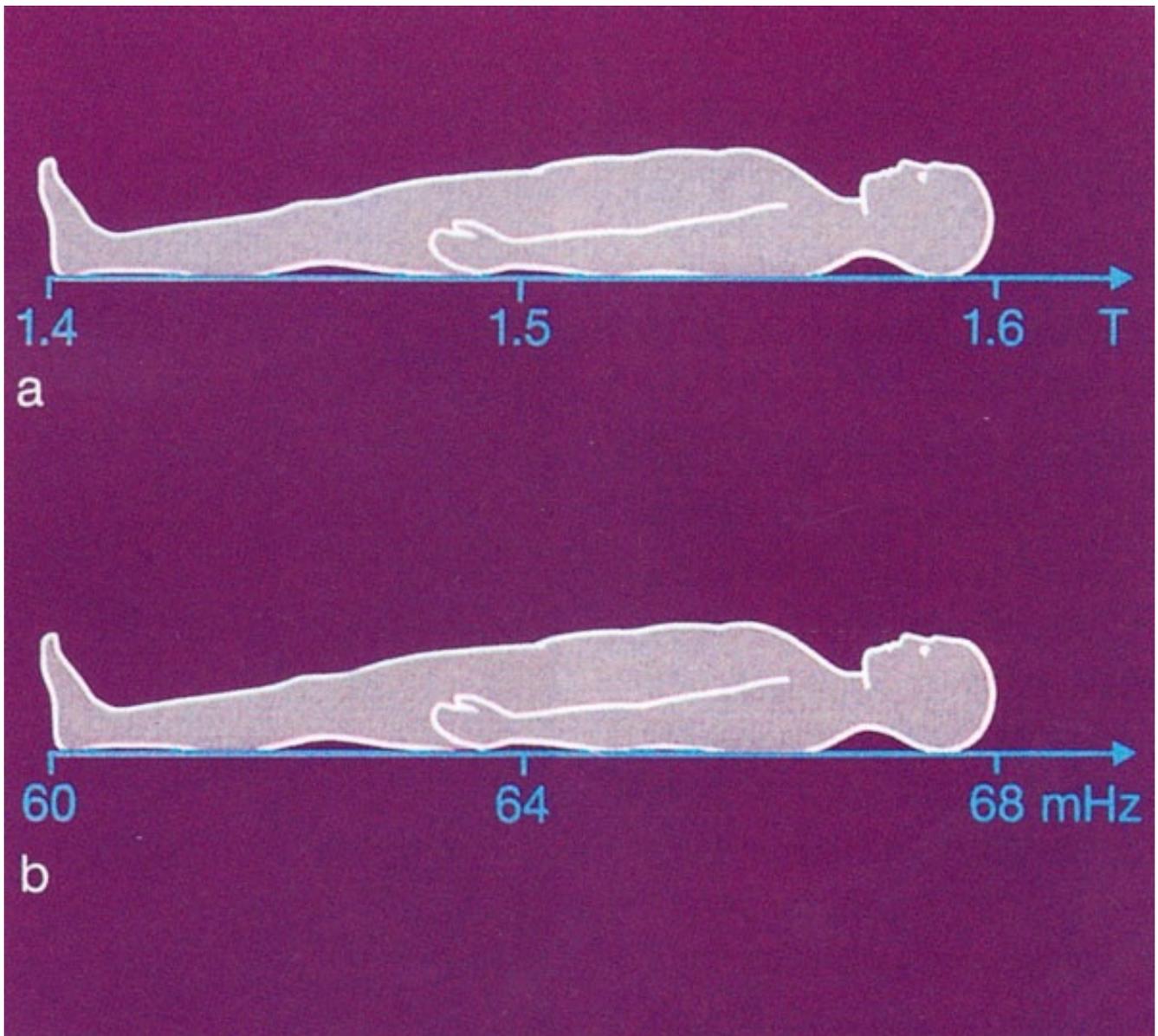


Fig. 57. Se superponen gradientes de campos magnéticos sobre el campo del imán de RM, por lo que secciones transversales diferentes del cuerpo experimentan campos magnéticos de diferente intensidad. En la ilustración, la intensidad del campo magnético resultante aumenta de 1,4 Tesla en los pies a 1,6 Tesla en la cabeza. Como la intensidad del campo magnético y la frecuencia de precesión/resonancia están directamente relacionadas (ecuación de Larmor), la frecuencia de resonancia en los pies es aproximadamente 60 MHz, mientras que a la altura de la cabeza es de 68 MHz en nuestro ejemplo. Seleccionando un pulso de RF de una cierta frecuencia, determinamos la localización del corte que examinamos.

¿Cómo podemos determinar o seleccionar el grosor de corte?

Podemos seleccionar un grosor de corte diferente de dos maneras (fig. 58):

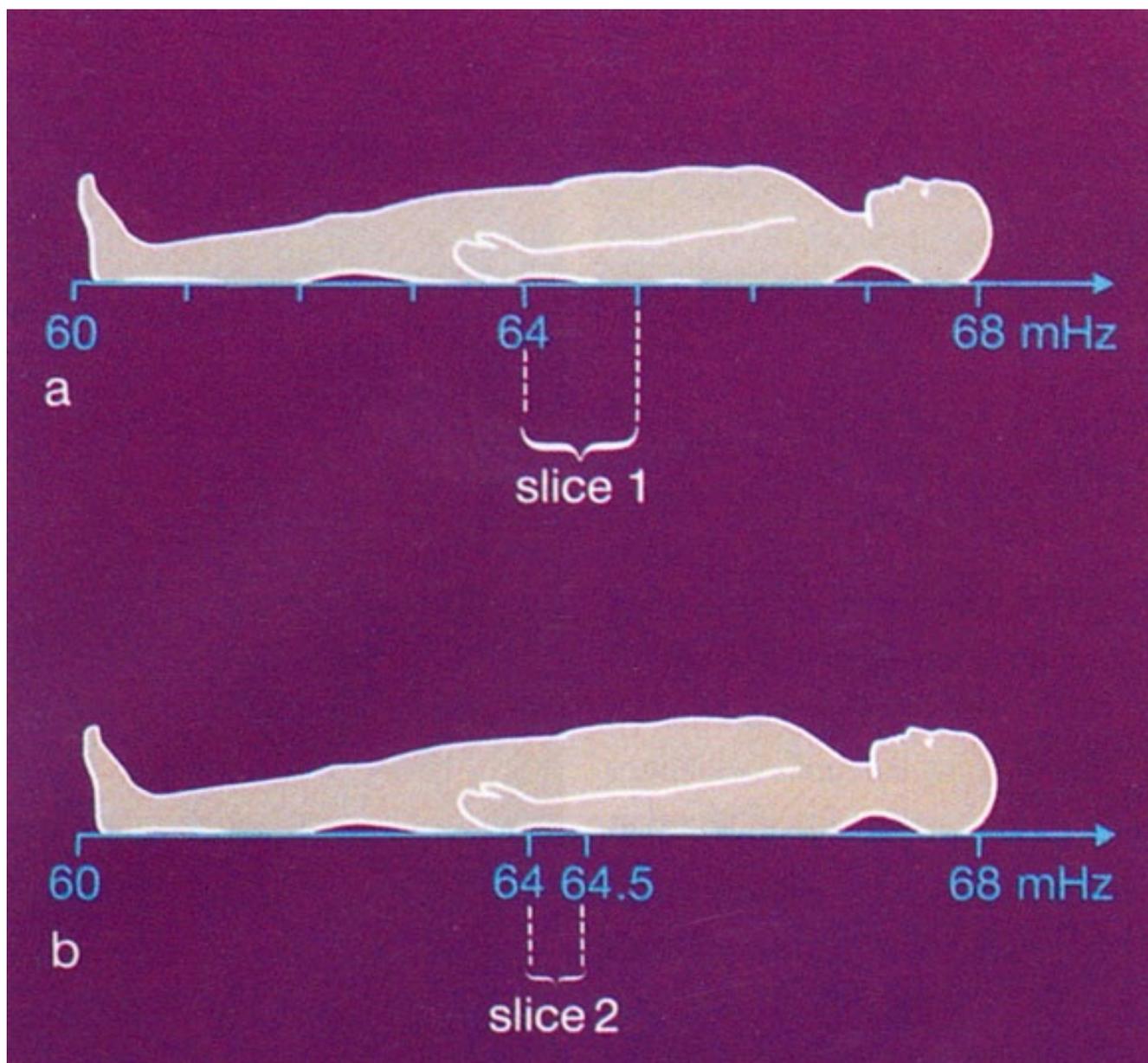
- Enviamos, en lugar de un pulso de RF con una frecuencia específica (lo cual no

se hace en la práctica), uno que tiene un rango amplio de frecuencias; cuanto más amplio sea el rango de frecuencias, más grueso será el corte en el que serán excitados los protones. Esto se ha ilustrado en la figura 58. Si utilizamos un pulso de RF, con frecuencias que van desde 64 a 65 MHz, obtendremos un grosor de corte S_1 (fig. 58a). Sin embargo, si solo utilizamos frecuencias de 64 a 64,5 MHz, los protones resonarán en un corte más pequeño (fig. 58b).

□ Si utilizamos el mismo rango de frecuencias de radio, es decir, la misma anchura de banda, el grosor de corte puede modificarse por la pendiente del gradiente de campo, como se ilustra en la figura 58c.

Si tenemos un gradiente de campo muy marcado, es decir, con una mayor diferencia en la intensidad del campo en una distancia específica, las frecuencias de precesión también variarán en mayor grado.

En la figura 58a y c se utiliza en ambos un pulso de RF de la misma anchura de banda, con frecuencias entre 64 y 65 MHz, pero el grosor de corte en 58c, al tener una mayor diferencia de gradiente de campo el grosor es más fino que en a.

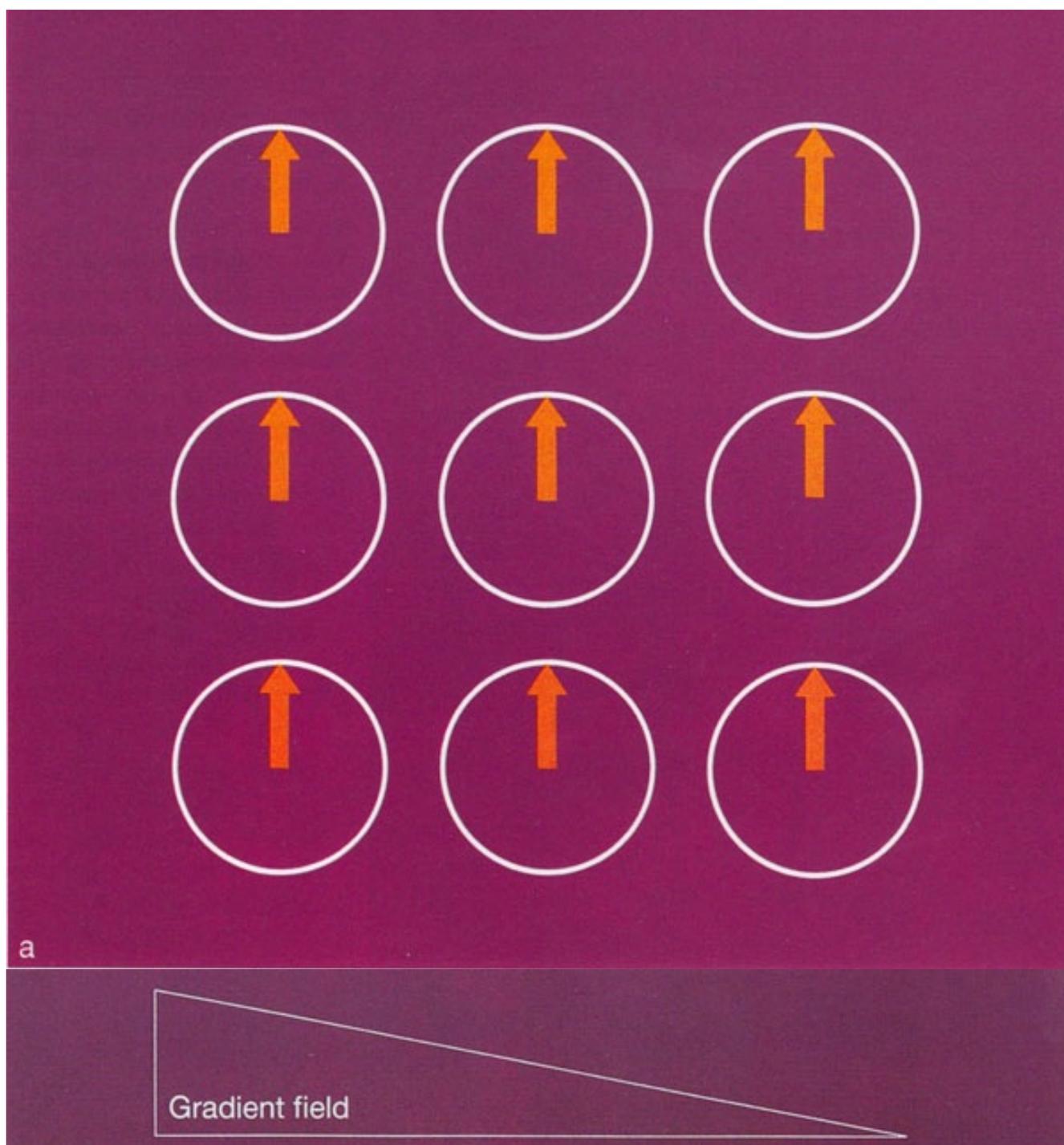


derecha (en nuestro ejemplo, las frecuencias de precesión son 65, 64 y 63 MHz, respectivamente).

El resultado es que los protones de las diferentes columnas emiten sus señales con estas frecuencias diferentes. El gradiente aplicado se llama también gradiente de codificación de frecuencias (frequency encoding). Sin embargo, todos los protones de una columna emitirán sus señales con la misma frecuencia.

Como esta información espacial no es suficiente, tenemos que hacer algo más. Teóricamente podríamos utilizar el mismo truco de los gradientes otra vez, pero esto crea algunas dificultades prácticas (como es el que dos puntos en diferentes localizaciones puedan tener la misma frecuencia).

El problema se resuelve esta vez de una manera diferente.



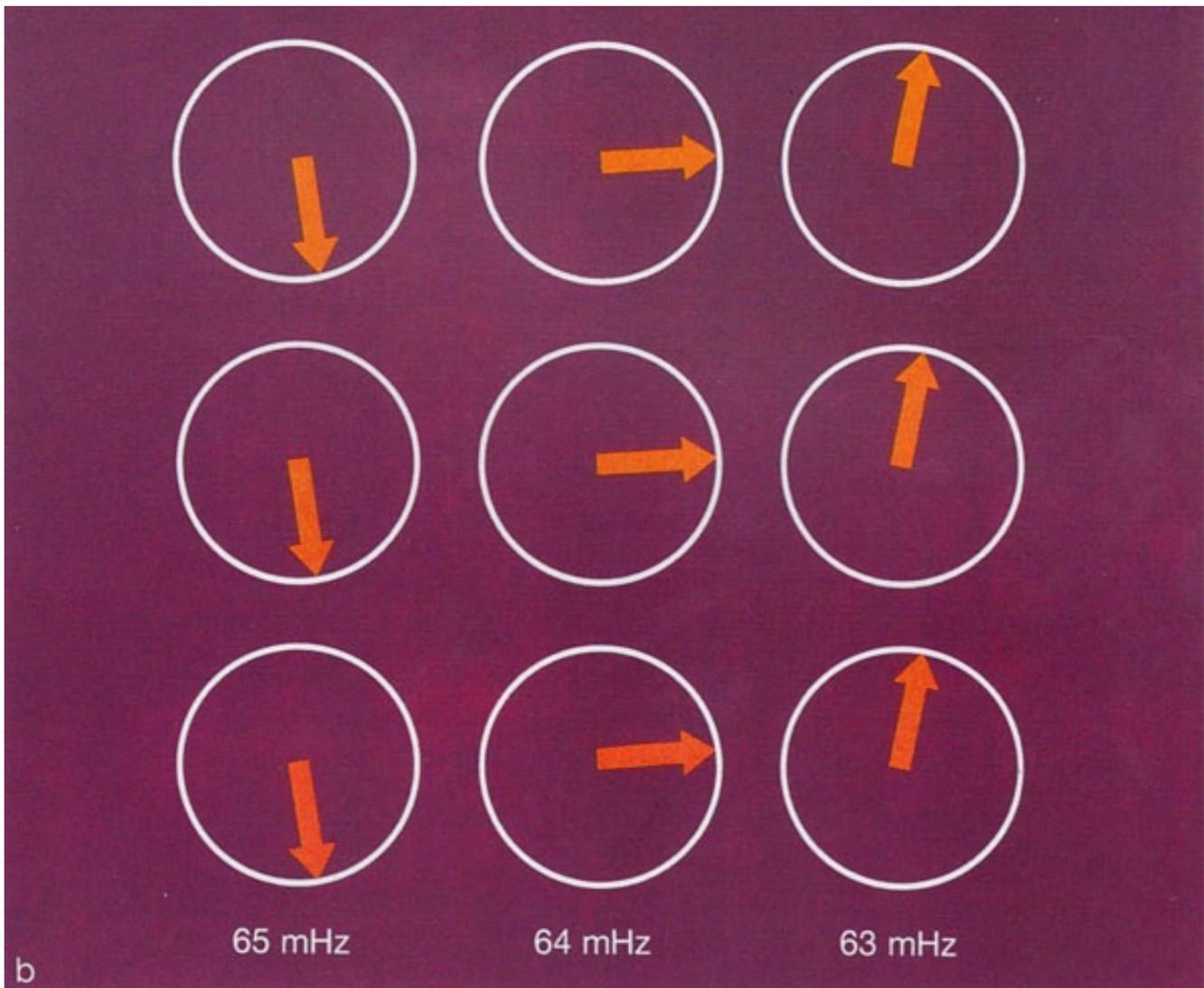


Fig. 59. Para determinar de dónde viene la señal en un determinado corte utilizamos un gradiente de campo magnético. En (a) tenemos representados nueve protones de un mismo corte. Después de enviarles el pulso de RF, todos precesan en fase con la misma frecuencia. Se superpone entonces un gradiente de campo magnético sobre el campo magnético externo, que en (b) disminuye en intensidad de izquierda a derecha. Los protones de las tres columnas experimentan ahora diferentes campos magnéticos y, por tanto, emiten sus señales con diferentes frecuencias (como son 65,64 y 63 MHz). El gradiente magnético correspondiente se llama gradiente de codificación de frecuencias. Ahora podemos decir de qué columna viene la señal, pero todavía no podemos decir el punto exacto en donde se origina.

Mire la figura 60, donde tenemos los protones de una columna de la figura 59, la columna de 65 MHz. Los protones están en fase después del pulso de RF que los ha «agrupado». Ahora aplicamos un gradiente magnético a lo largo de esa columna durante un tiempo corto. Este hace que los protones aceleren sus precesiones de acuerdo con la intensidad del campo magnético al que estén expuestos. En el ejemplo (fig. 60b), el aumento en velocidad en la columna es menor de arriba abajo. Cuando este breve gradiente se interrumpe, todos los protones de la columna experimentan el mismo campo magnético otra vez y tendrán la misma frecuencia de precesión. Sin embargo, hay una diferencia importante. Antes los protones (y sus señales) estaban en fase. Ahora los protones y sus señales tienen todavía la misma frecuencia, pero han perdido la fase (esto podemos considerarlo como si los vectores magnéticos vinieran hacia la antena en tiempos diferentes).

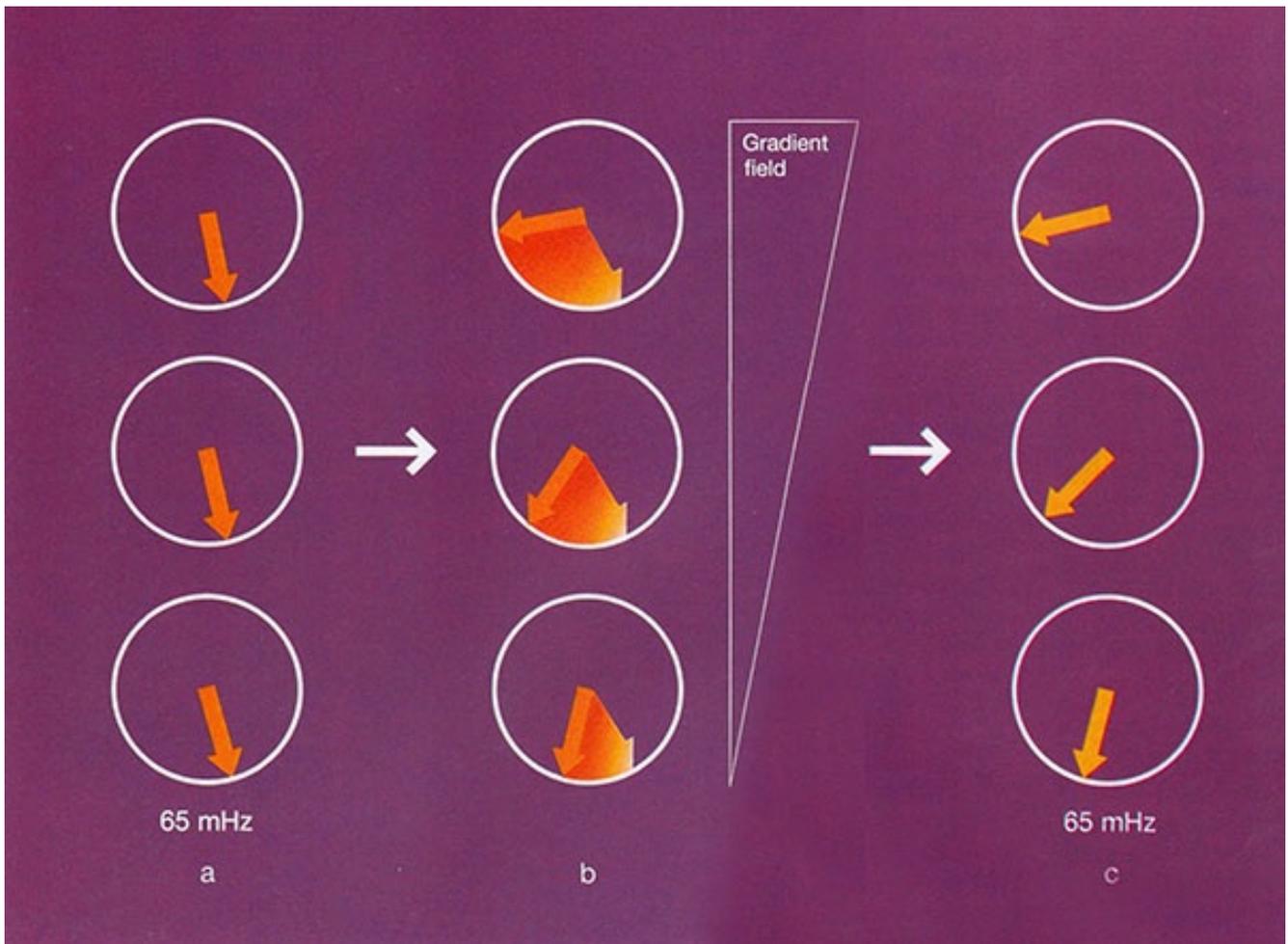


Fig. 60. Para localizar de qué parte de una columna con la misma frecuencia viene una determinada señal, utilizamos un gradiente adicional. En (a) se representa la columna con una frecuencia de precesión de 65 MHz de la figura 59. Aplicamos ahora un gradiente de campo que es más intenso en la parte de arriba de la columna que en la de abajo (b) durante un breve tiempo.

El protón de la parte de arriba precesará más rápidamente que el de en medio, el cual a su vez lo hace más deprisa que el de abajo. Esta diferencia en la frecuencia de precesión solo dura muy poco tiempo. Sin embargo, cuando se interrumpe el gradiente, todos los protones experimentan el mismo campo magnético otra vez, de aquí que tengan de nuevo la misma frecuencia de precesión de 65 MHz (c). Sin embargo, existe ahora una pequeña diferencia entre estos protones, y es que, aunque todos precesen con la misma frecuencia otra vez, tienen fases ligeramente diferentes y, por consiguiente, emiten señales con la misma frecuencia, pero con distinta fase, y debido a ello pueden diferenciarse.

El gradiente correspondiente se llama gradiente de codificación de fase.

Como el gradiente que hemos utilizado hace que los protones precesen en fases diferentes, se llama gradiente de codificación de fase (phase encode).

El resultado final después de haber aplicado todos estos gradientes es una mezcla de diferentes señales.

Estas tienen diferentes frecuencias, y señales con las mismas frecuencias tienen diferentes fases, de acuerdo con su localización. Por medio de un procedimiento matemático llamado transformación de Fourier, un ordenador puede analizar cuánta señal de una frecuencia y fase específica está llegando. Como estas señales pueden asignarse a una cierta localización del corte, podemos reconstruir la imagen.

Vamos a repetir

□ Podemos seleccionar el corte a examinar utilizando un gradiente de campo, el cual se superpone al campo magnético externo. Los protones a lo largo de este gradiente de campo están expuestos a campos magnéticos de intensidades diferentes y, por tanto, tienen distintas frecuencias de precesión. Como tienen distintas frecuencias de precesión, podemos enviar un pulso de RF que contenga solamente aquellas frecuencias que exciten los protones del corte que queremos estudiar.

□ El grosor del corte podemos modificarlo de dos formas: cambiando la anchura de banda del pulso de RF o modificando la cantidad del gradiente de campo.

□ El gradiente de selección de corte se crea solamente durante el pulso de RF.

□ Para determinar el punto exacto del corte de donde viene la señal utilizamos otros dos gradientes: el gradiente de codificación de frecuencia y el gradiente de codificación de fase.

□ El gradiente de codificación de frecuencia se envía después del gradiente de selección de corte. Este se aplica en la dirección del eje Y. Tenemos así frecuencias de precesión diferentes a lo largo del eje Y y, por tanto, frecuencias diferentes de las señales correspondientes.

□ El gradiente de codificación de fase se conecta durante un tiempo breve a lo largo del eje X, después del pulso de RF. Durante este tiempo, los protones a lo largo del eje X precesan con diferentes frecuencias. Cuando se interrumpe este gradiente vuelven a sus frecuencias de precesión iniciales, que son las mismas para todos. Sin embargo, debido a este gradiente de codificación de fase, los protones y sus señales están ahora fuera de fase, lo cual puede detectarse. [Nota: La dirección en que se aplique cada gradiente (eje X, eje Y) puede variarse].

□ Por medio de la transformación de Fourier, un ordenador puede analizar la mezcla de señales que vienen de un corte y determinar la intensidad de los componentes que tienen diferentes frecuencias o diferentes fases.

□ Como conocemos de qué parte de un corte viene la señal con su correspondiente frecuencia y fase, y como la transformada de Fourier nos da la correspondiente intensidad de la señal, podemos asignar cada intensidad de señal a una localización específica, obteniendo la imagen de RM (... ¡por fin!).

Un poco más de básica

Hasta ahora hemos discutido cada aspecto básico importante de la RM. Pero, ¿por qué hablamos siempre solamente de los protones? ¿Qué pasa con el núcleo? Como usted recordará, los átomos tienen un núcleo, formado por protones y neutrones. Una excepción es el núcleo del hidrógeno, que solamente tiene un protón. Por eso, cuando hablamos del protón, nos estamos refiriendo al núcleo del hidrógeno, ya que ambos son lo mismo (los términos protón y núcleo de hidrógeno son, por tanto, intercambiables). El núcleo del hidrógeno es el mejor para obtener la imagen de RM, ya que existe una gran abundancia en nuestro cuerpo. El hidrógeno, además, emite la mejor señal de todos los núcleos. Entre un número igual o diferente de núcleos en el mismo campo magnético, el hidrógeno da la señal más intensa. Por ello, hoy día, todos los estudios rutinarios de imagen por RM se hacen con el núcleo/protón de hidrógeno. Sin embargo, se están haciendo muchos trabajos de investigación con otros núcleos.

¿Podemos usar cualquier núcleo para obtener imágenes?

La respuesta es no. Solo podemos utilizar aquellos núcleos que:

- Tengan spin; y
- Un número impar de protones (o neutrones); pero esto nos haría entrar en mucha física, por lo que solo hablaremos de protones.

Esto puede explicarse fácilmente, tal como leimos al principio (pág. 6); los protones estaban girando (por el spin), por lo que su carga eléctrica también se movía. La carga eléctrica que se movía era una corriente eléctrica que inducía el campo magnético del protón, lo cual era la base para todo. Si no fuera por el spin, no habría campo magnético.

¿Cómo explicar el segundo requerimiento, el número impar?

Considere al protón como un pequeño imán; si usted tiene un núcleo con dos protones (o cualquier otro número), estos pequeños imanes se adherirán tal como hacen otros imanes (polos opuestos se atraen).

El resultado es que se cancelarán sus momentos magnéticos.

Si nosotros tenemos un núcleo con un número impar de protones, por ejemplo, tres, aunque un par se unirá, neutralizándose uno a otro, siempre queda un protón que mantiene su momento magnético.

Por tanto, los núcleos que tienen un número impar de protones tienen momento magnético y pueden utilizarse en IRM. Como ejemplo tenemos el C13, el F19, el Na23 y el P31.

Echemos un vistazo a algo de *hardware*

La parte más importante de una máquina de RM es el imán principal, que tiene que ser lo suficientemente intenso para permitir obtener la imagen de RM.

La intensidad del campo magnético se mide en Tesla o Gauss, siendo

$$1 \text{ Tesla } = 10.000 \text{ Gauss.}$$

Gauss fue un matemático alemán que realizó por primera vez la medida del campo magnético de la Tierra.

Tesla está considerado como el «padre» de la corriente alterna. Era un hombre muy singular, que rechazó compartir el Premio Nobel con el inventor Thomas Edison en 1900.

La mayoría de los imanes utilizados tienen intensidades de campo entre 0,5 y 1,5 Tesla (como comparación, el campo magnético de la Tierra está entre 0,3 y 0,7 Gauss. El imán de la puerta de un frigorífico tiene aproximadamente 100 G = 0,011).

El campo magnético tiene que ser muy homogéneo, ya que directamente determina la frecuencia de precesión.

La homogeneidad se expresa en términos de ppm (partes por millón) en un volumen definido (para calcular esto, se divide la diferencia entre el máximo y el mínimo de campo magnético por el promedio de campo magnético, y esto se multiplica por un millón).

Las más pequeñas inhomogeneidades del campo producen diferencias en las frecuencias de precesión, como ya se ilustró en la página 29.

La homogeneidad del campo magnético puede mejorarse mediante ciertos ajustes eléctricos o mecánicos, proceso llamado compensación (*shimming*).

En IRM se utilizan diversos tipos de imanes.

Imanes permanentes

Todo el mundo, probablemente, está familiarizado con un imán permanente. Es el tipo de imán que tanto fascina a los niños pequeños. Las ventajas de este tipo de imán son que siempre está magnetizado y nunca utiliza energía para funcionar. Sus posibles desventajas son: la inestabilidad térmica, su limitación de intensidad de campo magnético y su peso (un imán de 0,3 T puede pesar unas 100 toneladas).

Imanes resistivos

Un imán resistivo está formado por una espiral metálica (bobina) atravesada por una corriente eléctrica, que genera un campo magnético. Los imanes resistivos, por tanto, se llaman también electroimanes. Presentan magnetismo en tanto en cuanto circule corriente por ellos. Por tanto, utilizan corriente eléctrica. Como presentan resistencia al paso de la corriente eléctrica a su través, estos imanes generan mucho calor cuando funcionan y tienen que ser enfriados.

Comparados con los imanes permanentes, adquieren una mayor intensidad de campo. Los imanes resistivos no son muy prácticos con altos campos magnéticos porque generan muchísimo calor que debe disiparse.

Los recientes imanes resistivos (híbridos), con un núcleo de hierro, tienen características de permanentes y de resistivos, combinando algunas de sus ventajas.

Imanes superconductivos

Los imanes superconductivos son los más utilizados en las máquinas de RM actualmente. También utilizan electricidad, pero emplean un conductor especial de la corriente. Se enfría a la temperatura de los superconductores (a -269°C).

A esta temperatura, el material conductor de la corriente pierde su resistencia a la electricidad. Por ello, si se envía una corriente eléctrica, esta fluye permanentemente, creando un campo magnético constante. Se utilizan los llamados criógenos (helio, nitrógeno) para enfriar estos imanes, y tienen que rellenarse de cuando en cuando.

Cuando, por alguna razón, se eleva la temperatura en el imán por encima de la temperatura de los superconductores, habrá una pérdida de la superconductividad (el llamado *quench*) y un aumento brusco de la resistencia al flujo de electricidad.

Esto da lugar a la producción de gran cantidad de calor, que hace que hiervan los criógenos rápidamente (estos abandonan el sistema a través de las vías de escape).

Las ventajas de los imanes superconductivos son: la mayor intensidad de campo magnético y la excelente homogeneidad (del orden de 10 a 50 ppm sobre una región de 45 cm de diámetro).

Las desventajas de los imanes superconductivos son: el alto coste y la necesidad de utilizar criógenos, que son muy caros.

¿Está todo hablado acerca de la intensidad del campo magnético? ¿Cuál es la intensidad de campo ideal? Estas preguntas son tan fáciles de responder como el preguntar acerca de cuál es el caballaje ideal de un coche.

He aquí algunos pros y contras:

—Los altos campos tienen una resolución espacial mejor y pueden utilizarse para espectroscopia.

—Los bajos campos, por otra parte, ofrecen un mejor contraste de tejidos, son más baratos en precio y en costes operacionales.

Otra pieza del *hardware*: las bobinas

En IRM son necesarias las bobinas de radiofrecuencia, para enviar los pulsos de RF que exciten a los protones y recibir la señal resultante. Puede utilizarse una misma bobina o diferentes para transmitir el pulso de RF y recibir la señal. Se utilizan varios tipos de bobinas:

Bobinas de volumen

En todas las unidades de RM se utilizan bobinas de volumen. Estas rodean completamente la parte del cuerpo que se desea estudiar.

Estas bobinas de volumen deben ser del tamaño aproximado del sujeto. La bobina de cuerpo es una parte permanente del equipo y rodea al paciente. Es muy importante, ya que actúa como transmisora para todos los tipos de examen. También recibe la señal cuando se exploran zonas grandes del cuerpo. La bobina de cabeza, tipo casco, actúa como bobina receptora, siendo la bobina corporal la que transmite el pulso de RF.

Bobinas de compensación (*shimming*)

Como ya hemos mencionado, en relación con los campos magnéticos, todos ellos tienen inhomogeneidades.

Para conseguir una mejor homogeneidad se realiza una serie de ajustes mecánicos y eléctricos. Para este proceso de compensación, llamado *shimming*, se utilizan bobinas de compensación o *shimming*.

Bobinas de gradientes

Las bobinas de gradientes se utilizan para variar sistemáticamente el campo magnético, al producir campos electromagnéticos lineales adicionales, permitiendo el seleccionar el corte y obtener la información espacial posible (véanse las págs. 86 a 93). Como existen tres dimensiones en el espacio, hay tres juegos de bobinas de gradientes.

Como estas bobinas golpean contra sus sistemas de fijación, son las responsables del ruido que se escucha dentro del imán durante una exploración de RM.

Bobinas de superficie (antenas)

Las bobinas de superficie (antenas) se colocan directamente en el área de interés y tienen formas diferentes en función de la parte a examinar. Son bobinas receptoras, solamente de la señal que viene de los tejidos próximos a ellas; las estructuras profundas no pueden ser examinadas con estas bobinas. Al igual que con la bobina de cabeza, el pulso de RF es emitido en estos casos por la bobina de cuerpo.

¿Por qué las salas de RM requieren unas condiciones especiales?

El gran campo magnético estático de un equipo de RM limita la localización del sistema, ya que este se extiende fuera del equipo. Puede atraer objetos metálicos e influir en los aparatos mecánicos y eléctricos, como ordenadores, monitores, marcapasos y unidades de rayos X. Por otra parte, existen también influencias externas. Todo el espacio está lleno de ondas de radio; piénsese en las emisoras que puede recibir un aparato de radio. Para evitar las interferencias entre las ondas de radio de fuera y las del equipo de RM, todo el sistema está blindado por una jaula de Faraday. Además de los generadores externos de RF, objetos metálicos grandes, especialmente si están en movimiento (ascensores, coches) también pueden influir en el campo magnético.

Un vistazo final a la espectroscopia

La espectroscopia con RM se ha venido utilizando durante mucho tiempo, antes incluso de que se empleara para obtener imágenes. La técnica se utiliza como un instrumento de análisis, ya que puede identificar varios estados químicos de ciertos elementos sin destrucción de la muestra. Se espera que en un futuro puedan combinarse la espectroscopia y la imagen. Esto nos permitirá obtener información en vivo acerca de la química y del metabolismo en localizaciones específicas.

Como estas medidas pueden repetirse sin peligro, serían posibles estudios de seguimiento de la fisiología celular. Esto puede ser útil, por ejemplo, para la evaluación de muchas enfermedades y de los efectos de la terapia.

Como la espectroscopia requiere imanes con campos magnéticos altos, solo puede realizarse con unidades de RM que tengan imanes superconductivos. Los otros imanes no pueden hacer imágenes y espectroscopia.

En el momento presente hay mucha gente que cree que el potencial de la espectroscopia para la imagen de RM es incluso más importante que su potencial para la imagen anatómica.

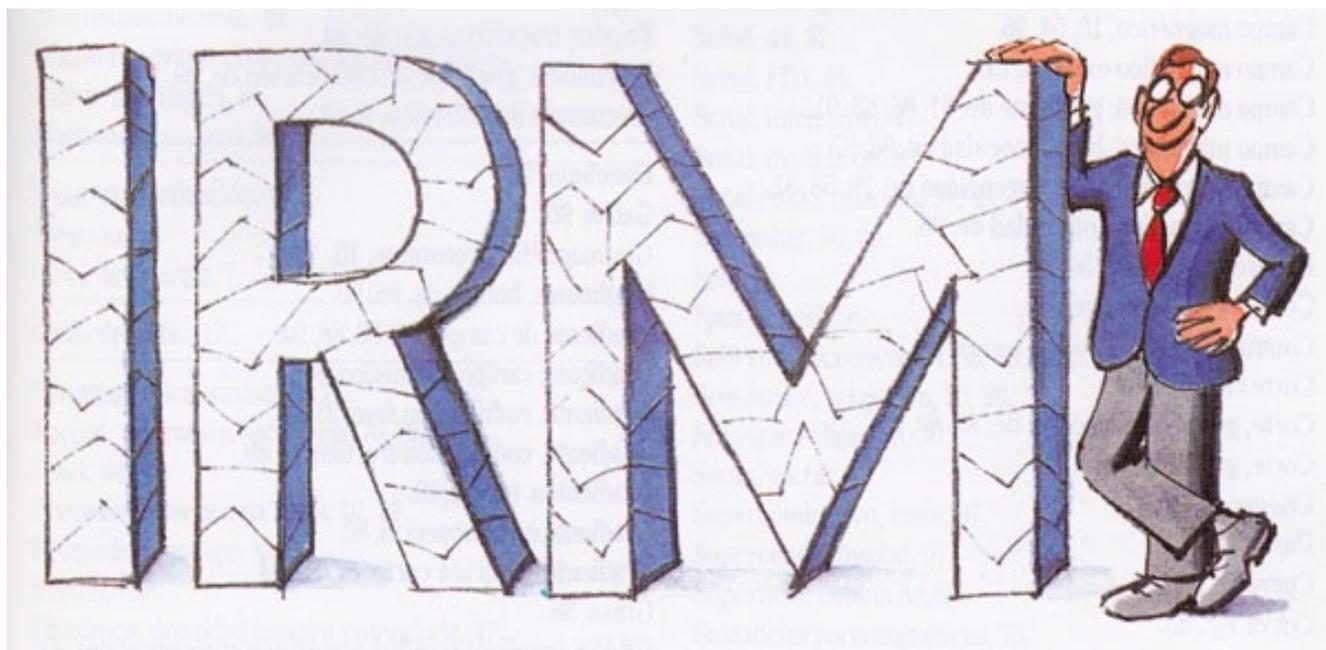
La revisión final

Ahora que ha llegado hasta aquí, esperamos sinceramente que sepa usted un poquito (¿más?) sobre la IRM.

¿Una última revisión?

Sí; pero ahora utilice un procedimiento algo diferente. Lea el índice de las páginas siguientes y vea si entiende todos los términos que se mencionan. Si no fuera

así, revíselos en las páginas cuyos números se citan en el texto.



Índice

- Adquisición, tiempo de, 83,85.
- Alineación, 7.
- Anchura de banda, 88.
- Angiografía, IRM, 71.
- Angulos, flip, 82.
- Antena, 24,44.
- Atomo, 6.
- Aumento relativo de flujo, 70.
- Aumento relajación protones, 73.
- Banda, anchura de, 88.
- Bobina de cabeza, 98.
- Bobina de compensación (*shimming*), 99.
- Bobina de gradientes, 86,99.
- Bobina receptora, 98.
- Bobina de superficie, 99.
- Bobina de volumen, 98.
- Cabeza, bobina de, 98.
- Campo magnético, 10,54,96.
- Campo magnético externo, 13.
- Campo magnético, gradiente de, 81,86,88,91.
- Campo magnético, homogeneidad de, 96,97.
- Campo magnético, inhomogeneidad de, 29,58,81.
- Campo magnético, intensidad de, 96.
- Coherencia de fase, 50.
- Congelación de imagen, 9.
- Contraste, 47,57.
- Corte corporal, 86.
- Corte, gradiente selección de, 87,89,99.
- Corte, grosor de, 88.
- Criógenos, 97.
- Curva T_1 , 27.
- Curva T_2 , 53,56.
- Curva T_2^* , 53.

Densidad protónica, 47.
Densidad spin, 47.
Eco, 53, 54.
Eco de gradientes, 81.
Eco, spin, 53,56.
Ecuación de Larmor, 10.
Energía, nivel de, 7.
Espacial, información, 25,89.
Espectroscopia, 100.
Excitación, 83.
Externo, campo magnético, 7,13.
Faraday, jaula de, 100.
Fase, coherencia de, 50.
Fase, gradiente de codificación, 93,94.
Fast, secuencias de imagen, 81,83.
FID, señal, 44.
FLASH (fastlow angle shot), 81.
Flip, ángulo, 82.
Flujo, aumento relativo, 70.
Flujo, ausencia de, 69.
Flujo, efectos del, 69.
Fourier, transformación de, 93.
Frecuencia, gradiente de codificación de, 89,94.
Frecuencia de precesión, 9,12.
Gadolinio, 73.
Gauss, 96.
Giromagnética, constante, 10.
Gradientes, bobina de, 86,99.
Gradiente de campo, 81,86,88,94.
Gradiente, campo magnético, 81.
Gradiente, codificación fase, 93,94.
Gradiente, codificación frecuencia, 89.
Gradientes, eco de, 81.
Gradiente eco, secuencia, 82.
Gradiente selección corte, 87,89,94.
Grasa, 36.
GRASS (gradient recalled acquisition at steady state), 81.
Hidrógeno, 95.
Homogeneidad de campo magnético, 96,97.
Imagen, elemento de, 84.
Imagen, matriz de, 84.

Imán permanente, 96.
Imán resistivo, 97.
Imán resistivo (híbrido), 97.
Imán superconductor, 97.
Información espacial, 25.
Inhomogeneidad de campo magnético, 58,81.
Intensidad de campo magnético, 96.
Inversión recuperación, secuencia, 83.
Larmor, ecuación de, 10.
Lattice (medio/red), 26,36.
Longitudinal, magnetización, 13,25,42,50.
Longitudinal, relajación, 25,26,28.
Longitudinal, tiempo de relajación (T_x), 28.
Magnético, campo, 10,96.
Magnetización, 13.
Magnetización longitudinal, 13,25,42,50.
Magnetización neta, 49.
Magnetización transversal, 20,28,30,42,50.
Matriz de imagen, 84.
Multicorte, imagen de, 85.
Neta, magnetización, 49.
Neutrón, 95.
Nivel de energía, 7.
Onda de radio, 17.
Paramagnética, sustancia, 73.
Parcial, saturación secuencia, 76,83.
Pixel, 84.
Precesión, frecuencia de, 9,10,12.
Promedio, average, 83.
Protón, 6,8.
Protónica, densidad imagen potenciada, 47.
Pulso, radiofrecuencia, 17,39.
Pulso 90° , 39,46,58.
Pulso 180° , 39,51,53,58.
Quelación, 73.
Quench, 97.
Quench, vías de salida, 97.
Radio, ondas de, 17.
Rápidas, secuencias de imagen, 81,83.
Receptora, bobina, 98.
RF pulso de (radiofrecuencia), 17,39.

Relajación longitudinal, 25,26,28.
Relajación, tiempo de, 28,30,32.
Relajación transversal, 25,30.
Relajación protónica, aumento, 73.
RM-angiografía, 71.
Resistivo, imán, 97.
Resonancia, 19.
Ruido, 57.
Saturación recuperación, secuencia, 76,83.
Sección de corte, 86.
Secuencia, gradiente eco, 82.
Secuencia imágenes rápidas, 81,83.
Secuencia saturación recuperación, 83.
Secuencia spin eco, 54,58,59,80,83.
Señal, 49,57.
Señal, FID, 44.
Señal, intensidad, 47.
Señal, medida de, 83.
Señal-ruido, relación, 57,83.
Shimming, 96,99.
Spin, 6.
Spin eco, 53,56.
Spin eco, secuencia, 54,58,59,80,83.
Spin-lattice, relajación, 26,28.
Spin-spin relajación, 30.
Suma, vector, 42.
Superconductor, imán, 97.
Superconductividad, 97.
Superficie, bobina de, 99.
Sustancias paramagnéticas, 73.
 T_1 (tiempo de relajación longitudinal), 28,32,36.
 T_2 (tiempo de relajación transversal), 30,32,37,54.
 T_1 curva de, 27.
 T_2 curva, 30,53,56.
 T_2^* curva, 53.
 T_2 efecto, 54,82.
 T_2^* efecto, 54,82.
 T_1 imagen potenciada en, 47,63,68.
 T_2 imagen potenciada en, 50,56.
TE tiempo de eco, 56,58.

Tesla, 10,96.
TI tiempo de inversión, 79.
Tejidos, contraste de, 47.
TR, tiempo de repetición, 47,58.
Transversal, magnetización, 20,28,30,42,50.
Transversal, relajación, 25,30.
Transversal, tiempo de relajación (T_2), 30,32.
Vector, 11.
Vector suma, 52.
Volumen, bobina de, 98.
90°, pulso de, 39,46,58.
180°, pulso de, 39,51,53,58.

Nota del traductor (Términos ingleses que aparecen en las figuras).

FRAME = Cuadro, encuadre.

IMAGE = Imagen.

INTENSITY = Intensidad.

LONG. = Longitudinal.

LONGITUDINAL = Longitudinal.

MAGN. = Magnetización.

PULSE = Pulse.

REGION = Región.

RELAX = Relajación.

SIGNAL = Señal.

SLICE = Corte.

SHORT = Corte.

TIME = Tiempo.

TRANSV. = Transversal.

WEIGHTED = Potenciada.

Referencias y lecturas sugeridas

1. Cohen MD: *Pediatric Magnetic Resonance Imaging*. WB Saunders Company, Philadelphia-London-Toronto, 1986.
2. Friedmann BR, Jones JP, Chávez-Muñoz G, Salmón AP y Merritt CR: *Principles of MRI*. McGraw-Hill, New York, St. Louis, San Francisco, 1989.
3. Horowitz AL: *MRI Physics for Physicians*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1989.
4. Kean D y Smith M: *Magnetic Resonance Imaging*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1986.
5. Lufkin RB: *The MRI Manual*. Year Book Medical Publishers, Chicago, London, 1990.
6. Partain CL, James AE, Rollo FD y Price RR: *Nuclear Magnetic Resonance Imaging*. WB Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, 1983.
7. Runge VM: *Enhanced Magnetic Resonance Imaging*. CV Mosby Company, St. Louis, Washington, Toronto, 1989.
8. Sigal R: *Magnetic Resonance Imaging*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1988.
9. Stark DD y Bradley WG: *Magnetic Resonance Imaging*. CV Mosby Company, 1988.
10. Young SW: *Nuclear Magnetic Resonance Imaging*. Raven Press, New York, 1984.



HANS. H. SCHILD (Remagen, Alemania, 1953).