

# INTRODUCCION A LOS PRINCIPIOS BASICOS DE LA RESONANCIA MAGNETICA I

LIBARDO A. JARAMILLO N.\*

## RESUMEN

Este nuevo método de imageneología como ayuda diagnóstica en medicina, está basado en la propiedad de ciertos átomos del cuerpo humano que poseen características de rotación intrínseca (spin) en presencia de un campo magnético (protones). El principal aportante de protones en el organismo es el átomo de hidrógeno (H). A diferencia del TAC, la Resonancia Nuclear no requiere de radiación ionizante, así mismo permite obtener los planos axial, sagital, coronal y oblicuos.

Este primer artículo tiene como objetivo familiarizar a los médicos de las diferentes áreas con los principios físicos de la RNM, para en un segundo artículo, comprender mejor sus aplicaciones e indicaciones clínicas.

## ABSTRACT

This new imagenologic method is a very important help in medicine. It's based on the attribute of certain atoms with impare number of protons or neutrons to interact with radiofrecuency weaves in a magnetic field.

This article is the first part of two and his objective is to explain the physical properties of magnetic nuclear resonancy.

## PALABRAS CLAVE

Resonancia Nuclear Magnética, Protiones, Propiedades de Spin, Tiempos de relajación, Formación de imágenes en T1 y T2.

## INTRODUCCION

La resonancia magnética (RM) aplicada a la medicina constituye un método de diagnóstico por imagen no invasivo, que utiliza las propiedades magnéticas de algunos núcleos (el hidrógeno) para producir imágenes que reflejan características físicas y químicas de los tejidos. Con esta modalidad se pueden obtener imágenes de secciones tomográficas de cualquier región del cuerpo, similares a las de la tomografía computarizada (TC). Sin embargo, a diferencia de ésta, la RM no requiere de la exposición a radiaciones ionizantes, mientras que la intensidad de la imagen en la TC refleja densidad de electrones en los distintos tejidos, en la RM ésta traduce densidad de núcleos de hidrógeno, así como otros parámetros

específicos de cada tejido (tiempos de relajación T1 y T2). Además, a diferencia de su predecesora (TC), mediante la RM se pueden obtener imágenes directamente en todos los planos (axial, sagital, coronal, oblicuos), sin necesidad de reconstrucciones indirectas que limiten la resolución espacial.

### 1.1 PRINCIPIOS BASICOS DE RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR (RMN)

La RMN ha sido ampliamente estudiada desde el punto de vista tanto de la física como de la mecánica cuántica. Aunque sus principios son muy complejos, el proposito de este artículo consiste en aportar al lector los elementos esenciales necesarios para la comprensión e interpretación de imágenes clínicas obtenidas mediante esta técnica. Los lectores interesados en una mayor profundidad sobre el tema pueden consultar excelentes trabajos de revisión publicados al respecto.

---

MD, Radiólogo, Servicio de Radiodiagnóstico. Universitario de San Carlos. Madrid. Profesor de Medicina Interna. Facultad de Salud. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga. Colombia.



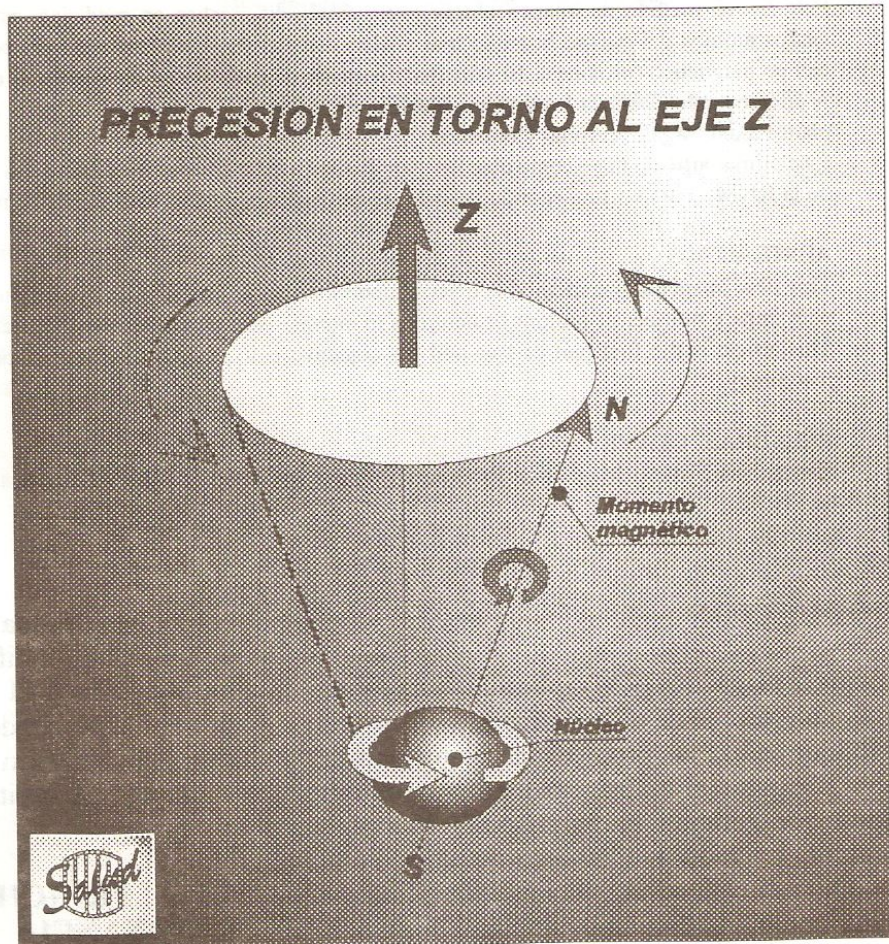
Desde su descubrimiento en 1946 los físicos han utilizado ampliamente la técnica de RMN para estudiar las propiedades fisicoquímicas de diversas moléculas; además de obtener información estructural sobre las mismas, también se puede obtener información sobre las interacciones moleculares y la cinética enzimática.

Recientemente, biólogos y químicos han empezado a utilizar la RMN para estudiar la estructura y función de los órganos intactos y organismos bajo condiciones

fisiológicas y fisiopatológicas.

Sin embargo, la obtención de imágenes mediante esta modalidad de diagnóstico no comenzó a aplicarse hasta 1973. Las imágenes por resonancia magnética se obtienen de la interacción entre ondas de radiofrecuencia y los núcleos de átomos con un número impar de protones o neutrones en presencia de un campo magnético. Los núcleos que poseen un número impar de protones y/o neutrones tienen la propiedad de spin (rotación intrínseca) y poseen carga eléctrica, por lo que, por la Ley de Ampere,

### PRECESION EN TORNO AL EJE Z



**Fig. 1.**

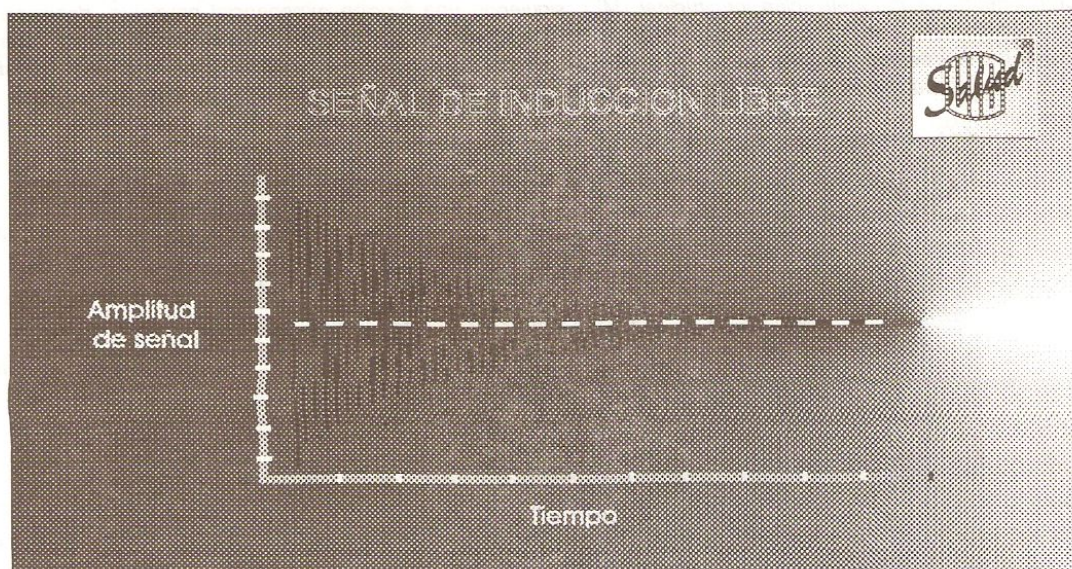
Precesión en torno al eje del campo magnético (Z). Los núcleos con propiedad de spin (S), representada en la figura por la flecha negra gruesa, giran o "precesan" en torno al eje del campo magnético aplicado.

que dice que todo cuerpo con carga eléctrica en movimiento genera un campo o momento magnético, estos núcleos también llevan asociado un pequeño campo magnético o momento magnético y se comportan como si se tratara de pequeños imanes o agujas de una brújula. Además del momento magnético, los núcleos susceptibles de ser estudiados por RMN (H11 C13, P31, etc) poseen una constante giromagnética, propiedad intrínseca y específica de cada especie nuclear, que resulta de la interacción entre la carga y el spin. El núcleo de hidrógeno,

átomo con un único protón, es el más abundante en los sistemas biológicos y por lo tanto; el más utilizado en esta modalidad de diagnóstico por la imagen.

En ausencia de influencias externas, estos núcleos tienen sus pequeños vectores magnéticos (momentos magnéticos) orientados al azar, sin ningún orden. Sin embargo, al someterlos a un campo magnético externo, sus vectores tienden a alinearse en dirección del campo magnético aplicado, de forma análoga a la orientación de la brújula con el campo magnético de



**Fig 2.**

Señal obtenida tras estimular a la muestra sometida a un campo magnético, mediante un pulso de  $n^{\circ}$ .

la tierra. Además, los núcleos sometidos a un campo magnético (magneto, imán) mostrarán la propiedad de girar en torno al eje del mismo, de la misma forma que una peonza, además de rotar sobre su propio eje, describe un movimiento cónico, más lento, alrededor del eje de la fuerza de gravitación. Este movimiento se conoce como precesión y su frecuencia depende de cada especie nuclear, en función de la constante giromagnética (máxima para el H) y la de la intensidad del campo magnético aplicado, según la ecuación de Larmor:  $W = \gamma B_0$ ; donde  $W$  es la frecuencia de precesión y representa la constante giromagnética específica de cada especie nuclear, y  $B_0$  representa la intensidad del campo magnético aplicado (Fig. 1).

Para el H por ejemplo, sometido a un campo magnético de 10.000 Gauss (1 Tesla), esta frecuencia de precesión es de aproximadamente 42 MHz, es decir, que el átomo de H da 42 millones de vueltas por segundo en torno al eje del campo magnético de una Tesla. La aplicación de ondas de radio a esta misma frecuencia, es decir, en resonancia o armonía con la frecuencia de precesión, es capaz de excitar estos núcleos, "prestándoles" energía; ésta induce al vector de magnetización de la muestra, que inicialmente se encontraba alineado con la dirección del campo magnético externo, a rotar o a desplazarse con respecto a dicho eje, en un ángulo dependiente

de la intensidad de estas ondas de radiofrecuencia y del tiempo de aplicación de las mismas. Así, si transmitiendo una onda de radio durante un tiempo determinado desplazamos el vector de magnetización  $90^{\circ}$ , dejándolo en el plano X-Y (convencionalmente en las coordenadas cartesianas, se considera el eje Z como el de la dirección del campo magnético externo); para un desplazamiento de dicho vector de  $180^{\circ}$ , el tiempo de aplicación de la onda de radio habrá de duplicarse o alternativamente, en el mismo período de tiempo, la intensidad de la misma deberá ser doble.

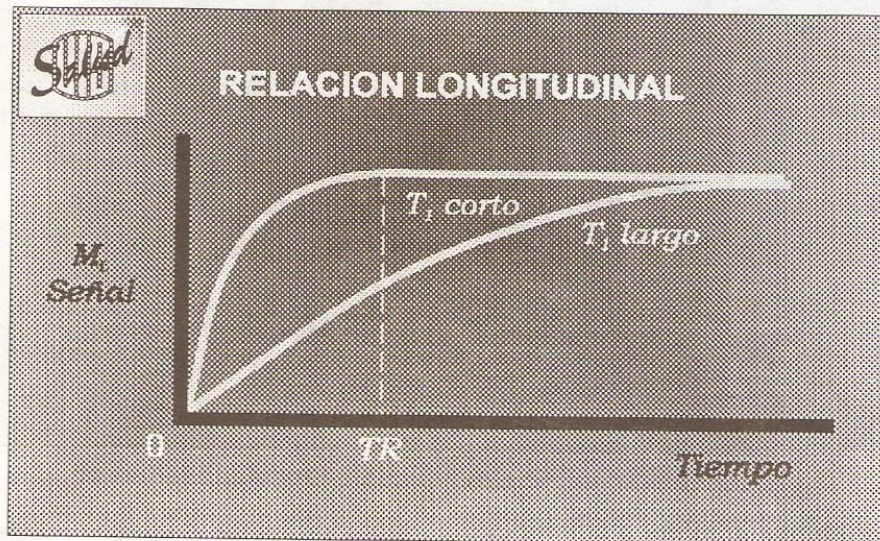
Esta energía "prestada" o añadida a los núcleos sometidos a los campos magnéticos es parcialmente reemitida por éstos, una vez suprimido el estímulo, en la misma forma: como una onda de radio de la misma frecuencia (resonancia). Al perder energía, los núcleos vuelven al estado de equilibrio previo al estímulo, es decir, alineados con el campo magnético. Si aplicamos a la muestra una antena receptora (en general la misma encargada de emitir las ondas de radiofrecuencia para estimular la muestra) recogeremos esta señal de vuelta por los núcleos. A mayor densidad de núcleos en la muestra corresponderá una mayor intensidad de la señal emitida por los mismos (Fig. 2).

En el proceso de vuelta al equilibrio o relajación tras



Fig.3.

Relación longitudinal. Tras ser estimulados, los núcleos tienden a volver a la situación de equilibrio, recuperación del componente de magnetización longitudinal (ML), siguiendo una función exponencial creciente, dependiente de T1. Substancias con T1 corto recuperarán la magnetización longitudinal en menor tiempo. Como muestra la gráfica, si tras un tiempo (TR, tiempo de repetición) volvemos a estimular a la muestra, diferenciaremos substancias con T1 corto (señal hipertensa o brillante) de aquellas con T1 prolongado (señal hipointensa u oscura).



la supresión del estímulo mediante la onda de radiofrecuencia, dos importantes parámetros caracterizan el comportamiento de los núcleos sometidos a campos magnéticos. Son los tiempos de relajación T1 y T2, que reflejan el tiempo que requieren los núcleos para volver a la situación de equilibrio tras haber sido estimulados. El tiempo de relajación

T1, relajación longitudinal también conocido como relajación spin-entorno (rotación), es un proceso exponencial creciente que refleja la recuperación del vector de magnetización longitudinal (Z) tras la supresión del estímulo. Dado que el grado de relajación depende en gran parte de la interacción entre los átomos de un tejido (los átomos pueden relajarse

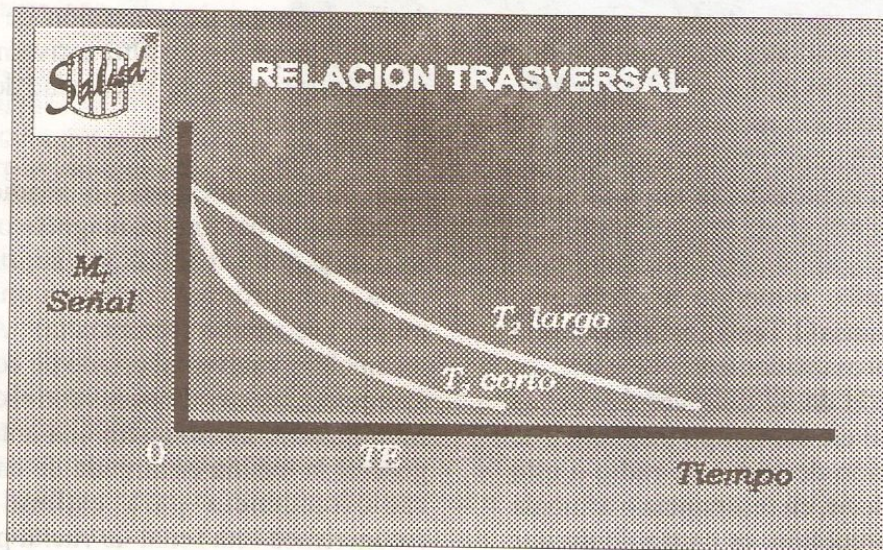


Fig.4.

Relación transversal. Tras ser estimulados, los núcleos tienden a volver a la situación de equilibrio, con la pérdida del componente de magnetización transversal (ML) siguen una función exponencial decreciente, dependiente de T2. Substancias con T2 largo tardarán más tiempo en perder la magnetización transversal. Tras un tiempo (TE, tiempo de eco, en una secuencia spin-eco), diferenciaremos substancias con T2 corto (señal hipointensa u oscura) de aquellas con T2 largo (señal hiperintensa o brillante).



sólo si son capaces de liberar el exceso de energía hacia su entorno, el tejido (tejido-dependiente) difiere, por lo tanto, de los demás tejidos, así como entre los estados normal y patológico en el mismo tejido. El segundo tiempo de relajación, T2 también conocido como relajación transversal o relajación spin-spin, es un proceso exponencial decreciente que refleja la disminución progresiva del componente transversal (X-Y) del vector de magnetización tras su estímulo, hasta el retorno al completo equilibrio en el que, como sabemos, el componente de magnetización en el plano X-Y es nulo; puesto que el vector de magnetización está alineado con el campo magnético externo (Z). Dicho de otra forma, refleja el tiempo durante el cual los núcleos continúan emitiendo señal tras ser estimulados por la onda de radiofrecuencia, pues únicamente el componente de magnetización transversal (X-Y) es el que genera una señal en nuestra antena receptora. Este proceso de relajación refleja inhomogeneidades en el campo magnético interno del tejido que producen una pérdida de la coherencia entre los núcleos excitados y hacen que pierda progresivamente la magnetización transversal. El T2 también es un tiempo específico para cada tejido y distinto entre el tejido y la patología que se sienta sobre el mismo. Los valores de T1 y T2 están bien establecidos para la mayor parte de los tejidos del organismo. En general, los valores de T1 de los distintos tejidos oscilan entre 100 y 2000 mseg, mientras que los valores de T2 en general varían entre 30 y 100 mseg.

Como ya hemos mencionado, la intensidad de la señal, y por lo tanto de la imagen obtenida mediante RM, depende de la concentración de núcleos (mayor número de núcleos, mayor intensidad de señal), pero también de las constantes T1 y T2. Si consideramos que T1 es el tiempo responsable para que el vector de magnetización vuelva a alinearse con el campo magnético, tras ser excitada la muestra, entre dos excitaciones (o pulsos de  $90^\circ$  que son los habitualmente utilizados en las secuencias de pulsos convencionales-spin-eco); aquellas sustancias con T1 corto habrán recuperado una mayor proporción del vector de magnetización alineado con el campo magnético y darán una señal más intensa al aplicarles un nuevo pulso de  $90^\circ$ . Así pues, tejidos con T1 corto presentarán una señal hiperintensa. Si tenemos en cuenta que T2 es el tiempo requerido para perder el componente de magnetización transversal, aquellas sustancias con T2 largo perderán una menor proporción de magnetización transversal y darán mayor señal. En consecuencia, sustancias con T2

largo presentarán señal hipertensa en las imágenes de RM (Figs 3 y 4).

Manipulando una serie de parámetros de la máquina, (TR, tiempo de repetición; TE, tiempo de eco) podemos obtener imágenes en las que el contraste entre distintos tejidos dependa fundamentalmente de diferencias en los T1 de los distintos tejidos en cuestión, o de diferencias en los T2 entre los mismos. Así pues, podemos obtener imágenes potenciadas o ponderadas en T1 e imágenes potenciadas o ponderadas en T2.

Es precisamente la capacidad de la RM de evaluar diferentes parámetros intrínsecos de los tejidos lo que confiere a esta técnica una exquisita sensibilidad en la detección de patología. Como se mencionó previamente, gran parte de tumores y otras patologías tienen valores prolongados de T1 y T2; lo que hace que la RM los detecte con gran precisión, al contrastar con el T1 y T2 del tejido sobre el que se asientan. Así, en imágenes potenciadas o ponderadas en T1, esta patología aparecerá hipointensa con respecto al tejido sano circundante, mientras que en imágenes ponderadas en T2, aparecerá hiperintensa. Sin embargo, no se puede decir lo mismo de la especificidad de esta modalidad en la caracterización histica, salvo en determinadas patologías; como en tumores con componente graso (lipomas, dermoides, mielolipoma, etc), por su característica señal brillante en imágenes ponderadas en T1; o en la hemorragia (que aparece en imágenes RM con una señal característica que cambia con la cronología de la misma) por citar unos ejemplos. Sin embargo, con el desarrollo de múltiples innovaciones técnicas (contrastes paramagnéticos, técnicas rápidas de imágenes, etc) cabe esperar una notable mejoría de esta modalidad también en términos de especialidad en el diagnóstico histico.

La tabla 1 muestra un resumen de la intensidad de las señales en RM de los distintos tejidos y algunas patologías; es función de sus T1 y T2.

Para obtener imágenes por RM clínicamente útiles no basta con aplicar un solo pulso de radiofrecuencia y detectar esa señal, sino que el experimento debe repetirse con múltiples pulsos (secuencia de pulsos). Esto se debe fundamentalmente a que la señal obtenida con un único pulso de radiofrecuencia es muy débil y el cociente señal-sonido sería muy escaso como para poder reconstruir a partir de la misma una imagen adecuada.



**Tabla 1.**

Resumen de la intensidad de señal de distintos tejidos y algunas patologías en imágenes ponderadas en T1 y T2

	TEJIDO PATOLÓGICO	IMAGEN PONDERADA EN T1	IMAGEN PONDERADA EN T2
T1 y T2 muy prolongados	Líquido cefalorraquídeo (LCR). Orina. Quiste simple. Necrosis Tumoral. Edema. Hemangioma cavernoso hepático.	Hipointenso (oscura).	Hiperintensa (brillante).
T1 y T2 relativamente prolongados	Mayoría de tumores. Procesos inflamatorios. Sustancia Gris. Bazo. Médula renal.	Hipointenso (oscura).	Hiperintensa (brillante).
T1 y T2 relativamente cortos	Higado. Páncreas. Médula ósea roja.	Hiperintensa (brillante)	Hipointensa (oscura).
T1 corto; T2 prolongado	Grasa. Médula ósea amarilla. Sustancia blanca. Tumores dermoides (aquellos con componente graso). Cartilago hialino. Craneofaringioma (algunos, por componente elevado en colesterol). Quiste coloide. Hemorragia subaguda.	Hiperintensa (brillante)	Hiperintensa (brillante).
T1 relativamente prolongado; T2 relativamente corto	Músculo. Miocardio. Diafragma. Leiomiomas (algunos).	Hipointensa (oscura).	Hipointensa (oscura).
T1 muy prolongado; T2 muy corto	Tendones. Ligamentos. Fascias.	Más hipointensa.	Más hipointensa.
Tejidos que aparecen con señal hipointensa, independiente de T1 y T2 en relación con la escasa densidad de núcleos de hidrógeno o con fenómenos de flujo vascular	Hueso cortical. Calcificaciones. Pulmones / Tráquea (aire). Flujo vascular (ver texto)	Muy hipointensa	Muy hipointensa.





Existen diversas secuencias de pulsos aplicables al diagnóstico clínico RM: el más sencillo consiste en aplicar pulsos repetidos de  $90^\circ$  (o en general de  $\alpha^\circ$ ), con un intervalo entre excitaciones denominado tiempo de repetición (TR), recogiendo la señal emitida por los núcleos después de cada excitación que se conoce como señal de inducción libre.

Aumentando el intervalo interpulsos (TR), los núcleos recuperan el equilibrio (o dicho de otra forma, el vector de magnetización se alinea con el campo magnético externo) antes de la siguiente excitación, y la intensidad de señal es superior. En esta secuencia de pulsos el contraste histórico sólo depende de diferencias en T1 y de la densidad de núcleos de hidrógeno en la muestra. Si el TR es demasiado corto, no da tiempo a que exista recuperación longitudinal y la señal en el siguiente pulso es mínima. Si se prolonga demasiado el TR, la intensidad de señal será máxima pero no se detectarán las diferencias en los T1 de los distintos tejidos, al permitirse la recuperación completa incluso de aquellos tejidos con T1 largo. Así pues, el TR debe ajustarse para que las imágenes reflejen información sobre los T1 diferenciales. El valor que asignemos al TR para conseguir mayor contraste dependerá del T1 medio de la muestra en estudio.

Otra secuencia de pulsos que también obtiene imágenes potenciadas o ponderadas en T1 se conoce como inversión-recuperación (IR) y consiste en

aplicar inicialmente un pulso de  $180^\circ$ , seguido de un pulso de  $90^\circ$ , repitiendo múltiples veces esta secuencia. En este caso, el intervalo entre el pulso de  $180^\circ$  y el pulso de  $90^\circ$  se conoce como tiempo de inversión (TI): el TR equivale al intervalo entre dos pulsos de  $180^\circ$ . En esta secuencia, el pulso inicial de  $180^\circ$  desplaza el vector de magnetización a-Z y por tanto, no se obtiene señal alguna (no hay componente del vector de magnetización en (X-Y)). Si en el proceso de relajación longitudinal (de -Z a +Z) aplicamos un pulso de  $90^\circ$ , desplazaremos la magnitud del vector que tengamos en ese momento a lo largo de Z; al plano X-Y; y obtendremos una señal. En este caso, se duplica la escala de diferencias en los distintos T1 de los tejidos.

Para obtener imágenes diferenciadas o potenciadas en T2 se utiliza la secuencia spin-eco. Como vimos previamente, la señal emitida por una muestra excitada desaparece con el tiempo como consecuencia de interacciones spin-spin, que hacen que los núcleos se desfasen y pierdan el componente de magnetización transversal. Sin embargo, este proceso de desfaseamiento o pérdida de coherencia de los núcleos que están precesando en el plano X-Y tras un pulso de  $90^\circ$ , se ve acelerado como consecuencia de las heterogeneidades del campo magnético. Así pues, el proceso de relajación transversal con sus T2 característico y específico de cada tejido, no es el que realmente detectamos nosotros; porque; en realidad, tras aplicar un pulso de  $90^\circ$ ; la

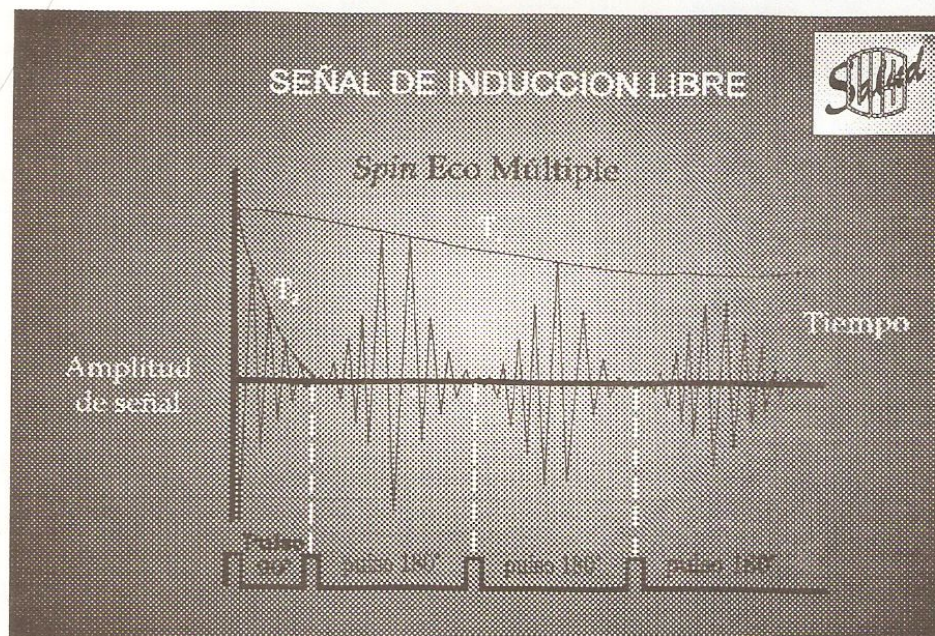


Fig 5.

En una secuencia spin-eco, tras un pulso de  $90^\circ$  se obtiene una "señal de inducción libre" que decae en el tiempo como consecuencia de las inhomogeneidades del campo magnético aplicado (T2). El pulso de  $180^\circ$  en esta secuencia corrige estas "imperfecciones" del campo magnético y se obtiene una señal (eco) que refleja los T2 intrínsecos de los tejidos (T2).



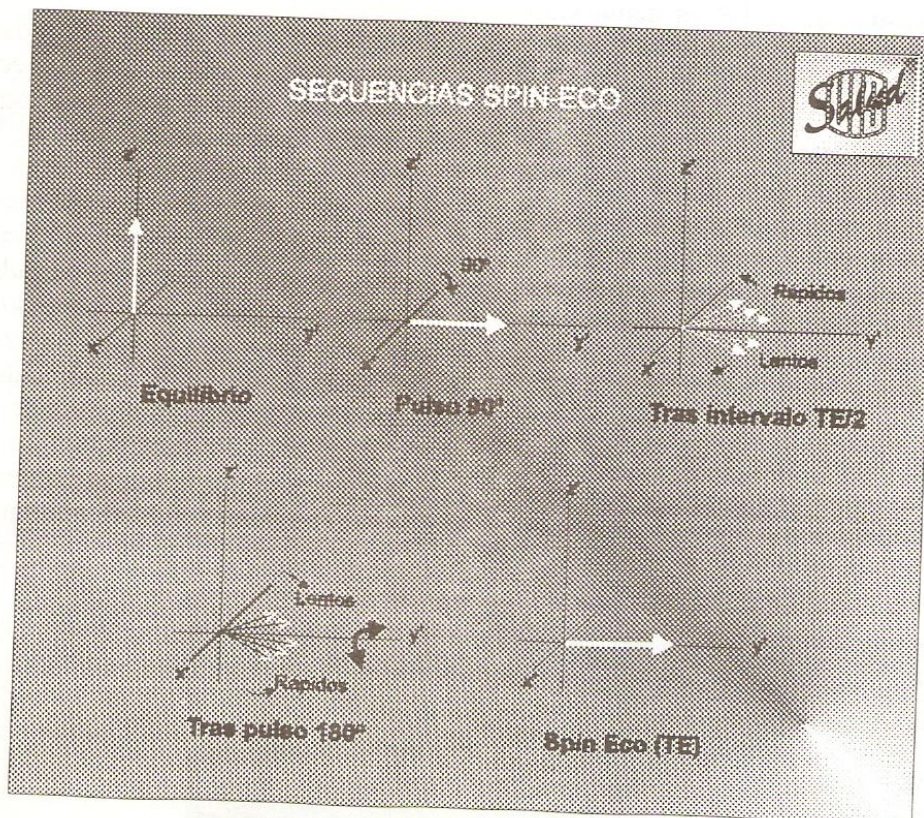
pérdida de magnetización transversal ocurre como consecuencia de las heterogeneidades del campo magnético sumadas a las propias interacciones spin-spin. Por lo tanto, para obtener imágenes que reflejen diferencias en los T2 intrínsecos de los tejidos, debemos corregir el factor de las imperfecciones o heterogeneidades del campo

magnético aplicado (Fig. 5).

Esto se consigue con la secuencia de pulsos spin-eco, que consiste en la repetición de pulsos de  $90^\circ$  seguidos de pulsos de  $180^\circ$ . Si asumimos que el campo magnético externo no es perfecto, pero que sus heterogeneidades son constantes en el tiempo o

**Fig 6.**

*Secuencias spin-eco. Un pulso inicial de  $90^\circ$  desplaza la magnetización del eje Z al plano X-Y. Como consecuencia de inhomogeneidades en los campos magnéticos intrínsecos de los tejidos, sumadas a imperfecciones en el campo magnético externo (que hacen que unos protones "precesen" más de prisa que otros, al estar sometidos a campos magnéticos discretamente diferentes, teniendo en cuenta que la frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo magnético) los núcleos pierden coherencia y se desfasan, pierden el componente de magnetización transversal y los vectores se "abren" en abanico en el ciclo de precesión.*



Si en esta situación, tras un tiempo  $TE/2$  aplicamos un pulso de  $180^\circ$ , se produce una rotación de los vectores en torno al eje de modo que los vectores "rápidos" quedan "detrás" de los "lentos" en el ciclo de precesión. Si además tenemos en cuenta que las inhomogeneidades del campo magnético son constantes en el tiempo y que, por tanto, los núcleos que precesaban más rápidamente antes del pulso de  $180^\circ$  siguen siendo los rápidos tras la aplicación del mismo, el abanico de vectores tenderá a cerrarse y se producirá un "refasamiento" de los vectores. Un tiempo  $TE/2$  después del pulso de  $180^\circ$  se completa el refasamiento y se obtiene una señal spin-eco, que refleja los T2 intrínsecos de los tejidos, tras haberse compensado la participación de las imperfecciones del campo magnético.

estáticas y aplicamos un pulso de  $90^\circ$  desplazando el vector de magnetización al plano X-Y, los protones, como consecuencia de estas imperfecciones del campo, comienzan a perder sincronización entre sí (se desfasan). Si en esta situación aplicamos un nuevo pulso, esta vez de  $180^\circ$  (tras un tiempo que denominamos  $TE/2$ ), invertimos simétricamente la

orientación de los vectores de magnetización en el plano X-Y, con respecto a un eje perpendicular al campo magnético principal; con eso se logra que el efecto de las heterogeneidades del campo magnético sea completamente opuesta sobre los vectores magnéticos y, en consecuencia, en aquellos sobre los que actuaban aumentando en el ciclo de precesión.



**Tabla 2.**

Patrones de hemorragia en RM, en función de su evolución cronológica.

Estadio de la hemorragia	Centro del hematoma	Periferia del hematoma	Anillo de parénquima cerebral inmediatamente adyacente al hematoma	Sustancia blanca perilesional
<b>Hiperaguda</b> (pocas horas plasma)	T1 largo (hipointensa en imagen ponderada en T1) T2 largo (hiperintensa en imagen ponderada en T2) Se comporta como el edema en general	Sin cambios	Sin cambios	Sin cambios
<b>Aguda</b> (hasta 18-24 horas) hemoconcentrado; desoxi-hemoglobina en eritrocitos intactos.	T1 sin cambios respecto a parénquima cerebral circundante (no detectable en imagen ponderada en T2)	Sin cambios respecto al parénquima cerebral circundante	Sin cambios respecto al parénquima cerebral circundante	T1 y T2 prolongados, hipointensa en imagen ponderada en T1 e hiperintensa en imagen ponderada en T2 (en relación con edema perilesional)
<b>Subaguda</b> (24 horas a 1-2 semanas); metahemoglobina en eritrocitos intactos; posteriormente, lisis de eritrocitos; metahemoglobina libre. Comienza a depositarse hemosiderina	Isointenso respecto a parénquima cerebral en imagen ponderada en T1 Discretamente hipointenso en imagen ponderada en T2	T1 notablemente acortado (hiperintensa en imagen ponderada en T1) Isointensa evolucionado a hiperintensa en imagen ponderada en T2.	Isointenso con respecto a parénquima cerebral adyacente en imagen ponderada en T1 Notable acortamiento de T2 (hipointensa en T2 en relación con depósito de hemosiderina)	Edema perilesional (señal similar a fase aguda)
<b>Crónica</b> (más de 2 semanas ya reabsorbiéndose la metahemoglobina y queda periféricamente al hematoma, un anillo de macrófagos	Se hace hiperintenso en imágenes ponderadas en T1 y T2, posteriormente se pierde intensidad de señal de forma gradual, hasta hacerse isointenso	Evolución similar al centro del hematoma	Isointenso con respecto al parénquima cerebral circundante en imagen ponderada en T1 Marcado acortamiento de T2 (hipointenso en imagen ponderada en T2)	Isointenso con respecto al resto de parénquima (desaparece progresivamente el edema perilesional)





Al realizar la inversión de  $180^\circ$ , los núcleos que previamente precesaban por delante, se colocan por detrás en el ciclo de precesión pero siguen precesando con mayor frecuencia; por lo que el efecto de la heterogeneidad que, previamente a este pulso, producía un desfase de los vectores, produce ahora un refasamiento de los mismos que hace que después de un tiempo exactamente igual al  $TE/2$  los vectores de los núcleos anulen estos efectos de las inhomogeneidades del campo magnético y se refasen; momento en el que se obtiene una señal, que es un eco del pulso de  $90^\circ$  inicial y que se conoce como señal spin-eco (Fig 6). Esta reflejará ahora los  $T2$  intrínsecos del tejido, y corregirá las imperfecciones del campo magnético aplicado. Tal secuencia permite aportar información sobre diferencias en los  $T1$  y  $T2$  de los tejidos. En función de los parámetros de la misma que elijamos ( $TR$ , intervalo entre pulsos de  $90^\circ$ ;  $TE$ , tiempo de eco o intervalo entre el pulso de  $90^\circ$  y la señal spin-eco) podemos obtener imágenes potenciadas en  $T1$  o  $T2$ . Así, una secuencia spin-eco ( $SE$ ) con  $TR/TE$  cortos aportará predominantemente información sobre diferencias en  $T1$ , mientras que una secuencia  $SE$  con  $TR/TE$  prolongados suprimirá de la imagen su dependencia de  $T1$  y reflejará diferencias en los  $T2$ .

Existe en la actualidad otro conjunto de secuencias de pulsos que pueden englobarse bajo la denominación de secuencias (fast low angle shot, GRASS, del original "inglés gradient recalled acquisition in the steady state"); consiste básicamente en repeticiones de pulsos con ángulos inferiores a  $90^\circ$ , sin el posterior pulso de  $180^\circ$ . Estas secuencias permiten obtener imágenes diferenciadas en  $T1$  y  $T2$  empleando tiempos de repetición ( $TR$ ) muy inferiores a los de las secuencias  $SE$  convencionales y por lo tanto, requieren un menor tiempo para completar la exploración. Estas secuencias tienen, además, aplicaciones específicas así; por ejemplo, secuencias de este tipo potenciadas en  $T2$  son muy sensibles y específicas para la detección de hemorragias. Por otra parte, estas secuencias potenciadas en  $T1$  detectan el flujo vascular con señal intensa.

En cuanto a la reconstrucción de las imágenes por RM, no es el propósito de este artículo profundizar en las diversas técnicas posibles. Baste con señalar que para obtener información espacial de los núcleos que para obtener información espacial de los núcleos en la muestra sometida al campo magnético, es necesario aplicar una variación de la intensidad del campo magnético principal a lo largo de un eje (un gradiente) lo cual hace que, en la dirección de dicho

gradiente, los núcleos excitados precesen con frecuencias ligeramente diferentes según la posición en que se encuentren; por cuanto la frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo magnético. En consecuencia, la frecuencia de las ondas de radiofrecuencia emitidas por los núcleos excitados variará de acuerdo con su localización en el plano de la imagen. Las señales de los núcleos en todas las posiciones son convertidas por procesos matemáticos computarizados (transformadas de Fourier) en la imagen final espacialmente codificada.

## 1.2 FLUJO VASCULAR

El flujo vascular en RM puede mostrar señales diferentes que conviene conocer a la hora de interpretar la imagen.

En general, el flujo sanguíneo rápido aparece en RM hipointenso (abolición de señal o signal avoid) en todas las secuencias de pulsos. Eso se debe fundamentalmente a dos razones: en primer lugar, si la velocidad del flujo es suficiente como para que los núcleos de la sección vascular excitados por el pulso de  $90^\circ$  sean totalmente reemplazados por núcleos nuevos no excitados previamente, antes del pulso de  $180^\circ$  (en el intervalo  $TE/2$ ), éstos no emitirán señal spin-eco<sup>(13,14)</sup>; en segundo lugar, el flujo turbulento tiende a desfase los protones que en consecuencia pierden señal rápidamente.

Sin embargo, existen situaciones en las que el flujo puede aparecer brillante o intenso en la imagen RM. En el caso de un flujo relativamente lento, protones que no habían sido previamente excitados (y por tanto, con toda su magnetización) entran en la sección excitado y emiten una señal mayor con respecto a los núcleos del tejido estacionario de la misma sección, que probablemente no han recuperado todavía todo su vector de magnetización longitudinal. Este fenómeno se hace evidente con  $TR$  más cortos, al permitir un mayor contraste entre la señal brillante del flujo vascular y el tejido estacionario. Otro mecanismo por el que el flujo pulsátil puede ocasionalmente aparecer brillante se produce cuando la fase sistólica o diastólica del ciclo cardíaco se ajusta accidentalmente al  $TR$ , de forma que para cada sección excitada solo se adquieren datos en una u otra fase del ciclo. Así, en algunas secciones de las imágenes RM podemos ver señal intensa en la aorta sin que esto refleje alteración alguna. Por último, el flujo laminar lento aparece en secuencias  $SE$  potenciadas en  $T2$ , brillante en los ecos pares<sup>(13)</sup> y, cuando se detecta, es específico de la existencia



del flujo vascular.

### 1.3 HEMORRAGIAS

La complejidad de la evolución cronológica de la hemorragia y la participación en el curso de la misma de formas atómicas diversas del hierro, con diferentes propiedades magnéticas, hacen que la señal obtenida por imágenes RM de la misma sea variable en el tiempo y, a menudo, difícil de interpretar. En la tabla 2 se resumen los patrones de señal de la hemorragia en función de su cronología.

#### BIBLIOGRAFIA

1. Pykett JH, Bounanno FS et al. Principles of Nuclear Magnetic Resonance. *Imaging Radiol.* 1982; 143: 157-168.
2. Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. *Physiol Reseach.* 1946; 37:69.
3. Kramer DM. Basic Principles of MRI. *Radiol Clin North Am.* 1984; 22: 765-778.
4. Farrar TC, Becker ED. *Pulse and Fourier Transform Nuclear Introduction to Theory and Magnetic Resonance Methods.* Nueva York: Academic Press 1971.
5. Gomori JM, Grossman RI, Goldberg HI et al. Intracranial Hematomas: imaging by high-field MR. *Radiology* 1985; 157: 87-93
6. Dixon RL, Extrand KE. The physics of proton NMR. *Med phys* 1982; 9: 808-818.
7. Van Wooten J, Rosen BR, Chester D, Brady TJ MR velocity by phase display. *J Comput Assist Tomogr* 1985; 9: 530-536.
8. Lauterbur PC, Image formation by induced local interaction examples employing NMR, 19 1
9. Rosen BR, Brady TJ. Principles of NMR for medical application. *Semin Nucl Med.* 1983; 13: 308-318
10. Bradley WG, Newton TH, Crooks. Physical principles of NMR. En: *Advanced Imaging Techniques.* Nueva York Press
11. Gili planas J. Introducción a los fundamentos físicos de la tomografía por resonancia Magnética Nuclear (RMN), 1984; 82 (supl): 1-11
12. Diehiro G, Brooks MA et al. Sequential MR studies of intracerebral hematomas in monkeys. *AJNR* 1986; 7: 19319 9
13. Wehrli FW. Fast-scan imaging: principles and contrast phenomenology En: Higgins CB, Hilicak M ed. *Magnetic Resonance imaging of the body.* Nueva York: Raven Press, 1987
14. Bradley WG, Waluch V. Blood flow: *WR Radiology* 1985; 154: 443-450

