

MORFOLIA

PRINCIPIOS BASICOS DE RESONANCIA NUCLEAR MAGNETICA

Dr. Luis E. Caro*

La década de los ochenta fue testigo de la aparición y el desarrollo de la Resonancia Magnética -RM- (Resonancia Nuclear Magnética) como técnica de exploración diagnóstica en medicina, la cual ha llegado a desplazar en los países industrializados, los exámenes practicados con la Tomografía Axial Computarizada (TAC). La teoría de la Resonancia Nuclear Magnética fue elaborada por Felix Bloch y Edward Purcell en la década de los cuarenta (premios Nobel de Física en 1952), e inmediatamente fue aplicada en los campos de la química, la física, la biología molecular, la industria, etc. Hacia 1971 Damadian estudió la posibilidad de su utilización para obtener imágenes del interior de los organismos vivos, y la experimentó en pequeños especímenes y animales (ratas), publicando la primera imagen en 1976. En 1973, Paul Lauterbur desarrolló la primera técnica para obtener imágenes utilizando un algoritmo similar al utilizado en las técnicas de recomposición de imagen del TAC. Los ingleses fueron los pioneros en la investigación de la RNM como método diagnóstico, y a principios de los ochenta, se diseñaron equipos y se elaboraron técnicas de reconstrucción de la imagen, que permitían una resolución espacial extraordinaria. Debido a que la RNM no produce ionización, y la resolución espacial es mucho mejor que la del TAC, su utilización ha sido cada vez más amplia.

En Colombia, hasta ahora se está iniciando su uso, debido a los altos costos, pero seguramente con el avance de la tecnología y la reducción del valor total, será incrementada su utilización.

1. CAMPOS MAGNETICOS Y PROTONES CON SPIN

El conocimiento de las bases teóricas de la RNM es esencial para entender los principios por los cuales se producen imágenes, que producen una buena resolución espacial, y muestran la anatomía y la patología de una forma más precisa que otras técnicas. No se pretende entrar en el terreno de los físicos ni en el de los matemáticos, pero si dar a conocer, de manera sencilla, los aspectos generales de la teoría y su aplicación en el campo del diagnóstico.

La RNM depende del comportamiento de diferentes núcleos atómicos al ser colocados en un campo magnético (CM), y su modificación por campos magnéticos superpuestos al CM inicial. Los núcleos atómicos con carga, que poseen protones o neutrones no-pareados, giran sobre su eje produciendo un "spin", el cual, crea un momento magnético, perpendicular al eje de rotación (figura 1). Los princi-

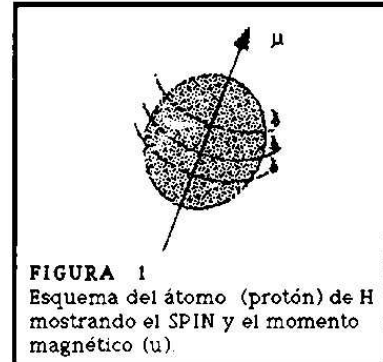


FIGURA 1
Esquema del átomo (protón) de H mostrando el SPIN y el momento magnético (μ).

pales isótopos del hidrógeno (H), fósforo (P) y sodio (Na) poseen spin. El hidrógeno es el elemento más abundante de los tejidos, compuesto por un protón, y es por lo tanto el más importante para la producción del fenómeno RNM en el ser vivo. Nos servirá de ejemplo para estudiar el fenómeno.

Los elementos que poseen spin, orientan sus vectores de magnetización al azar en el cuerpo, espécimen u objeto donde se encuentren (figura 2-A) y presentan cambios continuos en su orientación. Si el espécimen se coloca en un CM (B) externo, los diferentes núcleos con spin (protones hidrógeno en el caso del organismo vivo) se van a orientar en el CM, unos paralelos a él y otros antiparalelos al mismo, siendo un poco más abun-

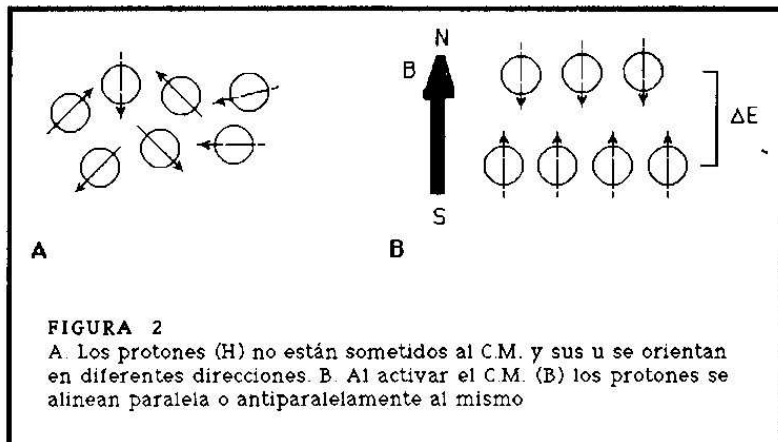
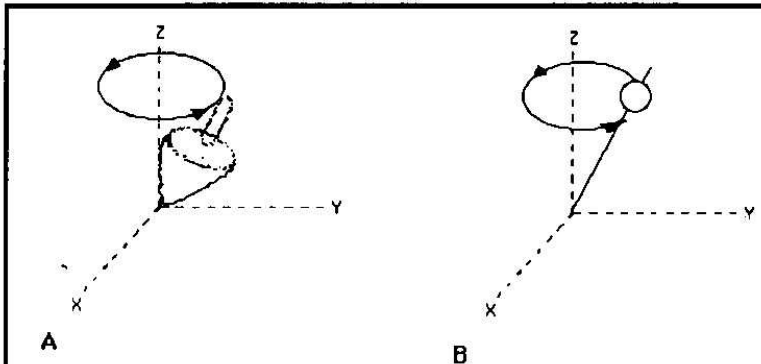


FIGURA 2
A. Los protones (H) no están sometidos al CM. y sus μ se orientan en diferentes direcciones. B. Al activar el CM. (B) los protones se alinean paralelos o antiparalelos al mismo

* Profesor Asistente Unidad de Anatomía

ABRIL 1991

MORFOLIA**FIGURA 3**

Precesión. A. Precesión de un trompo al rededor de un campo gravitacional de la tierra. B. Un protón sometido a un campo magnético, precesa al rededor del mismo.

dantes los primeros (figura 2-B), ya que su nivel de energía es un poco menor que la de los antiparalelos. Esto genera un vector de magnetización longitudinal del espécimen estudiado (M_z), que tiene la misma dirección del vector de magnetización del CM (B) (figura 2).

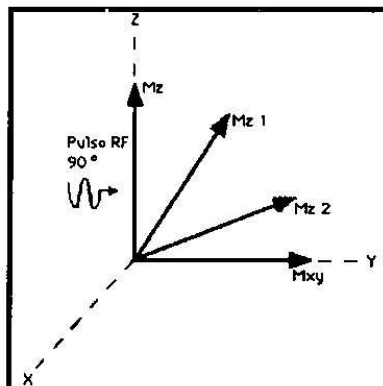
Precesión

Los protones con spin colocados en el CM presentan el fenómeno de la precesión, en el cual el protón gira alrededor del eje de magnetización, a una frecuencia dada (frecuencia Larmor $= \omega$) que está determinada por el tipo de elemento y por la fuerza del CM aplicado. Este fenómeno es comparable al que presenta un trompo sobre el que actúan las fuerzas del campo gravitacional, donde el trompo gira sobre sí mismo (spin) pero además presenta una rotación alrededor del eje del campo gravitacional (precesión). La frecuencia de precesión siempre es menor que la frecuencia del spin. (figura 3)

Resonancia

Si al sistema estudiado hasta ahora se le aplica energía (pulsos de radiofrecuencia -RF- que crean su propio campo magnético), y

esta es igual a la frecuencia de precesión de los protones, el sistema captará la energía y los protones comenzarán a precesionar en fase, adquiriendo COHERENCIA, y algunos protones comenzarán a pasar del estado de menor energía al de mayor, produciéndose desviación del vector de magnetización (M_z) hasta alcanzar el plano xy, cuando se dice que ha adquirido magnetización transversa (M_{xy}) (para poder graficar estos fenómenos se utiliza un sistema de coorde-

**FIGURA 4**

Resonancia. En un sistema de coordenadas (X,Y,Z), se representa la adquisición de magnetización (M_{xy}), después de la aplicación de un pulso de 90° . Nótese que, al mismo tiempo, se pierde magnetización longitudinal (M_z).

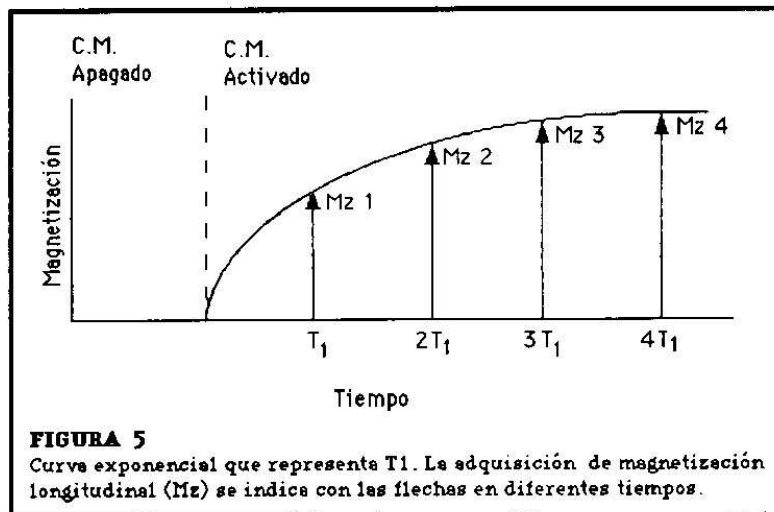
nadas Z-X-Y, donde se inscriben los vectores y los cambios durante el fenómeno de resonancia) (figura 5). El pulso aplicado se denomina de 90° ya que ha desviado la magnetización al plano transversa. Si se aplica un pulso que vuelva negativa la magnetización ($-M_z$) se dice que se ha aplicado un pulso de 180° . La magnetización transversa, una vez se suspende la aplicación del pulso, induce una señal en un cable (antena) colocado perpendicular a ella, con las mismas características que la RF aplicada, y es esta señal la que será utilizada para formar la imagen.

2. FENOMENOS DE RELAJACION (Tiempos T1 y T2)

Al suspender el pulso de RF el sistema comienza a perder coherencia y los protones comienzan a pasar del estado de mayor energía al de menor, haciendo que la magnetización transversa (M_{xy}) disminuya rápidamente, mientras que la longitudinal (M_z) se vuelve a adquirir un poco más lentamente. Al disminuir la M_{xy} la señal en la antena disminuye rápidamente (Caída de inducción libre - FID). La pérdida de magnetización transversa es dependiente de un tiempo exponencial denominado T2, mientras que la adquisición de la magnetización longitudinal (ya sea después del pulso o cuando se coloca en el CM inicial) es dependiente de un tiempo exponencial denominado T1. La manipulación del equipo para la utilización de estos parámetros es lo que permite obtener distintos tipos de imágenes.

Los tiempos T1 y T2 dependen de la interacción de los protones entre ellos mismos y con el medio donde se encuentran. La dispersión de la energía al medio después de un pulso de RF se denomina interacción spin-medio o efecto T1, mientras que las inter-

MORFOLIA



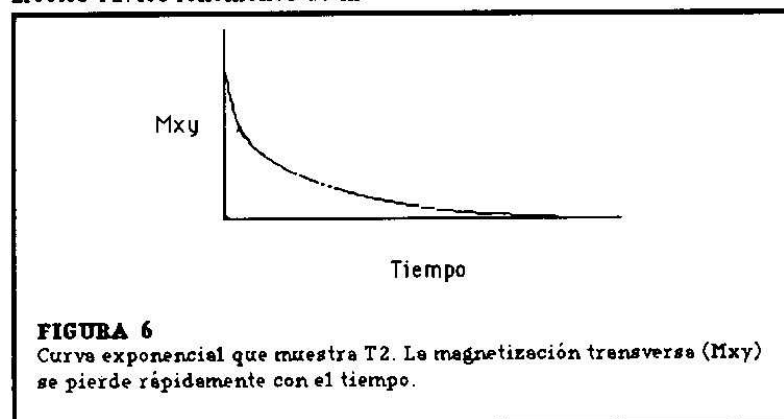
acciones spin-spin, que causan pérdida de coherencia, dependen de T_2 .

Efectos T_1 : depende de la facilidad con que el medio donde están los protones pueda disipar la energía añadida al sistema. En medios donde la mayoría de los protones precesionan cerca a la frecuencia Larmor (moléculas de mediano tamaño) la energía se disipa más fácilmente, mientras que en moléculas más grandes como las proteínas los protones no pueden liberar tan fácilmente la energía captada. En moléculas de muy pequeño tamaño, agua por ejemplo, los protones se mueven muy rápidamente, lo que también impide una disipación eficiente. El tiempo de relajación T_1 es un tiempo exponencial, que determina el tiempo requerido para establecer magnetización longitudinal (M_z), ya sea desde el estado de reposo cuando se coloca en un CM externo (B), o desde el estado de excitación, luego de un pulso de RF. Debido a que es exponencial, la magnetización aumenta rápidamente al principio, pero después lentamente (figura 5); su valor varía según el tipo de sustancias. En sólidos,

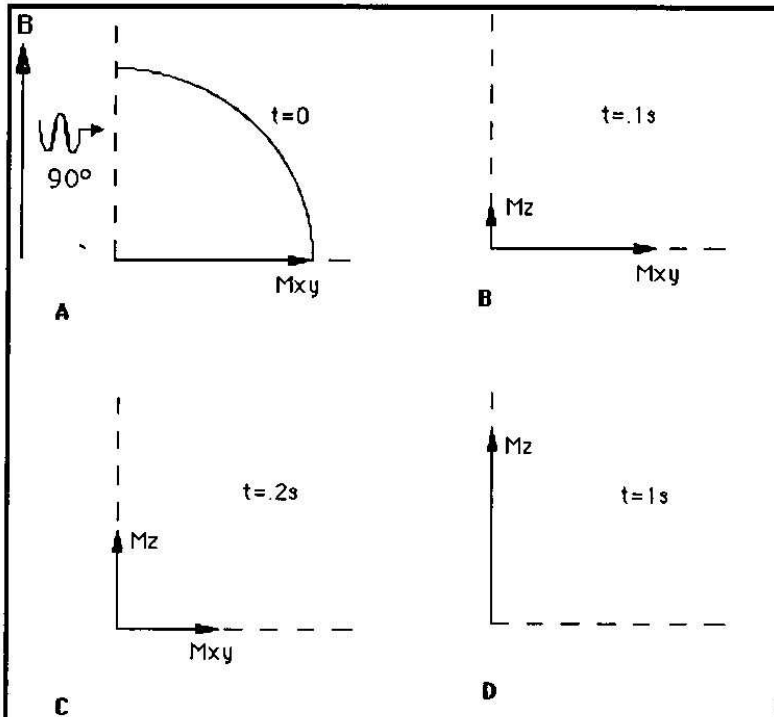
debido a que sus núcleos magnéticos se mueven muy poco, el intercambio de energía entre el medio y los protones es pobre y T_1 es largo (minutos a horas). En los líquidos puros (agua) sus frecuencias intrínsecas (movimiento) es muy alto, lo cual no permite un intercambio eficiente de energía, y T_1 es largo (varios segundos). Moléculas de mediano tamaño y líquidos de viscosidad media (soluciones proteínicas) son las más eficientes en intercambiar energía, debido a que poseen frecuencias cercanas a la frecuencia Larmor, y T_1 es corto.

Efectos T_2 : los fenómenos de in-

teracción spin-spin son más eficientes, a diferencia de los spin-medio, en medios con CMs estáticos, debido a que influyen sobre el CM externo modificándolo, y los protones comienzan a precesionar a frecuencias diferentes ya que se ven sometidos a modificaciones locales del CM, perdiéndose coherencia más rápidamente de lo que se podría suponer. Los fenómenos de interacción spin-spin están determinados por el tiempo de relajación T_2 , el cual es el tiempo en que se pierde la magnetización transversa después de un pulso de RF (figuras 6 y 7). En los sólidos, debido a que hay poco movimiento, los CMs locales de los protones no varían mucho y modifican el CM (B), lo cual produce un ambiente magnético no uniforme y por lo tanto las frecuencias de precesión comienzan rápidamente a variar (ya que dependen de la fuerza del CM externo), lo cual produce pérdida rápida de coherencia y un T_2 muy corto. En los líquidos puros, debido a que los CMs locales son muy móviles, su constante cambio hace que no afecten realmente el CM externo (B), y por lo tanto la coherencia se pierde más lentamente, produciendo un T_2 más largo. Los líquidos impuros producen tiempos intermedios.



ABRIL 1991

MORFOLIA**FIGURA 7**

Representación esquemática de los cambios que ocurren después de la aplicación de un pulso RF de 90° . A. Sistema inmediatamente después del pulso, donde se muestra la mayor magnetización transversa (M_{xy}). B y C. Estados intermedios que muestran la pérdida de la magnetización transversa (M_{xy}) y la adquisición de la magnetización longitudinal (M_z). D. Recuperación de la magnetización longitudinal (M_z) en un tiempo que corresponde a T1.

3. OBTENCION DE LA IMAGEN

La intensidad de la señal en la RNM depende de 4 parámetros: a) densidad de protones (con spin), b) T1, c) T2 y d) el movimiento (flujo sanguíneo). La obtención de la imagen dependerá de la señal y su intensidad, lo cual se logra aplicando diferentes secuencias de pulsos de RF, que el operador manipula fácilmente. Esa secuencia de pulsos buscan intensificar la señal, y resolver los valores de T1 y T2 y sus diferencias en los tejidos que han sido sometidos a la magnetización, lo que permite obtener el contraste en las imágenes. La

señal captada por el equipo de RNM es modificada a través de complejas operaciones matemáticas y luego analizada para ser transformada en una imagen que se pueda observar ya sea en la pantalla del computador o en una placa fotográfica, utilizando una escala de grises como se utiliza en el TAC.

Secuencias de pulsos

Para poder captar la señal en una antena luego de los pulsos aplicados, es necesario que aquella sea lo suficientemente intensa para que pueda superponerse al "ruido" electro-

magnético procedente de la muestra o tejido estudiado. Debido al diseño de los equipos y a la tecnología establecida, la señal producida siempre debe llegar perpendicular a la antena, lo cual se logra captando la señal debida a la magnetización transversa (M_{xy}), y por lo tanto si se quiere medir la magnetización longitudinal (M_z) es necesario convertirla en transversa. Son tres las frecuencias de pulsos utilizadas en la obtención de imágenes.

Saturación Parcial

Se aplican pulsos de 90° , lo que genera FIDs repetidos (figura 8). El primer pulso produce pérdida de magnetización longitudinal (M_z) y adquisición de magnetización transversa (M_{xy}). Durante el intervalo entre este pulso y el siguiente (TR = tiempo de repetición) se recupera M_z . Debido a que esta no puede medirse directamente, se aplica el segundo pulso el cual produce M_{xy} , la cual se mide directamente a través de la antena. El valor es el de la M_z que se ha adquirido durante la secuencia de pulsos. Según el intervalo entre pulsos (TR), la magnetización longitudinal será mayor o menor, según el tiempo transcurrido, y según el T1 de los tejidos (figura 9). Tejidos con T1 corto recuperarán M_z más rápidamente que tejidos con T1 largo, y por lo tanto la señal proveniente de aquellos tejidos será mayor que la de los últimos.

Recuperación de la Inversión

Se aplica un pulso inicial de 180° seguido de uno de 90° (figura 10). El primer pulso produce una inversión de la magnetización longitudinal ($-M_z$). Durante el intervalo entre el primer pulso y el de 90° se va readquiriendo la magnetización longitudinal inicial ($+M_z$). Al aplicar el segundo pulso, se obtiene una magnetización transversa (M_{xy}) la cual corresponde al valor de $+M_z$ o $-M_z$, según el tiempo transcu-

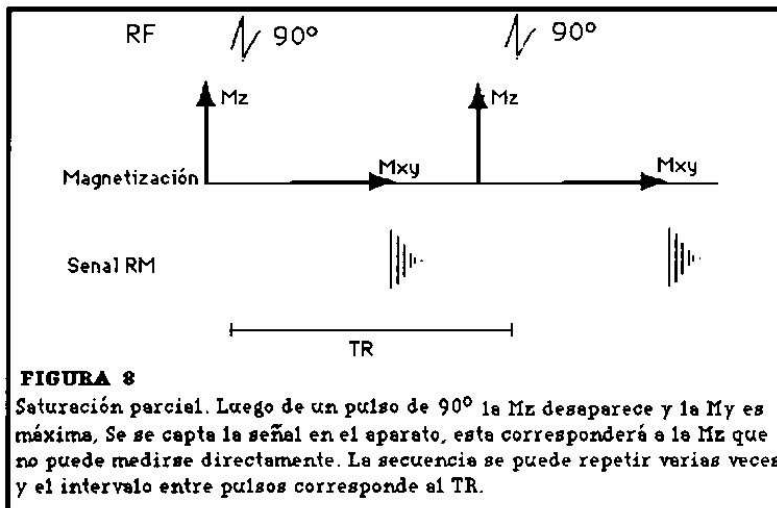


FIGURA 8

Saturación parcial. Luego de un pulso de 90° la M_z desaparece y la M_y es máxima. Se se capta la señal en el aparato, esta corresponderá a la M_z que no puede medirse directamente. La secuencia se puede repetir varias veces y el intervalo entre pulsos corresponde al TR.

rido (figura 11). Como M_{xy} siempre será positivo, si el segundo pulso se aplica antes de que $-M_z$ haya alcanzado a $+M_z$, la señal obtenida siempre será intensa y por lo tanto un tejido con T1 largo podría inicialmente presentar una señal intensa con respecto a uno con T1 corto, contraste que cambiará si se prolonga el tiempo entre los dos pulsos. Esta técnica es más sensible a los fenómenos de T1 de los tejidos que la saturación parcial.

Spin-eco

Esta técnica permite calcular valores de T1 y T2, por lo cuales la que se emplea más frecuentemente. Utiliza secuencias de pulsos que se inician con uno de 90° seguido posteriormente por uno, o varios, de 180° (figura 12). Esta serie de pulsos es utilizado debido a que la magnetización transversal obtenida (M_{xy}) cae muy rápidamente debido a un fenómeno que no afecta la longitudinal, y es la inhomogeneidad del CM (B) aplicado. Esto produce en el interior del tejido estudiado que los protones no vayan a la misma frecuencia de precesión (algunos van más rápido que otros), ya que hay que recordar

que la frecuencia de precesión depende de la fuerza del CM (B). Esto hace que la coherencia adquirida por los protones se pierda muy rápidamente por efectos de las alteraciones del CM, y no por fenómenos de T2 exclusivamente. Por lo tanto si luego de aplicado el primer pulso se aplica uno de 180° se produce una inversión de la M_{xy} sobre el eje x y ahora los protones que procesionaban más rápido han quedado "retrasados" con respecto a los más lentos. Pasado un tiempo, los protones más rápidos alcanzarán de nuevo a los más lentos (los CM no han cambiado

realmente y persisten las inhomogeneidades) y se "rescatará" la coherencia, momento en que se obtiene una señal mucho mayor, eco de la señal que dependerá exclusivamente de fenómenos T2 y no de los cambios del CM (B) (figura 13). Un ejemplo usado para explicar esto es el siguiente: varios atletas comienzan una carrera alrededor de un ovalo, siguiendo las manecillas del reloj; algunos son más rápidos que otros y por lo tanto se van alejando. Si en un momento dado se ordena que la dirección de la carrera cambie para el lado contrario (en contra del movimiento de las manecillas del reloj), lo que equivale al pulso de 180° , los corredores más lentos están ahora en punta, mientras los más rápidos están de últimos. Al cabo de un tiempo estos alcanzarán a los lentos, lo que equivale a la recuperación de la coherencia, momento en el cual se obtendrá la señal. Posteriormente los rápidos se alejarán de nuevo, y para obtener de nuevo coherencia se necesitará aplicar otro pulso de 180° , lo que producirá el mismo fenómeno anotado antes. Entre más corto sea el intervalo (TE o tiempo eco) entre pulsos de 180° , la información que se obtiene depende de T1, y entre más largo sea el

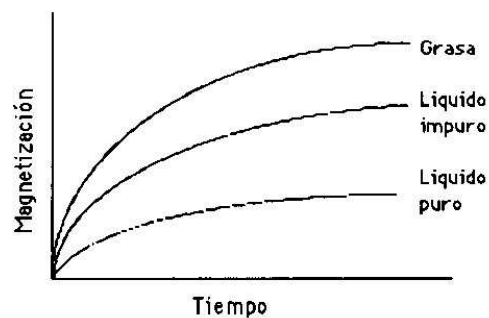
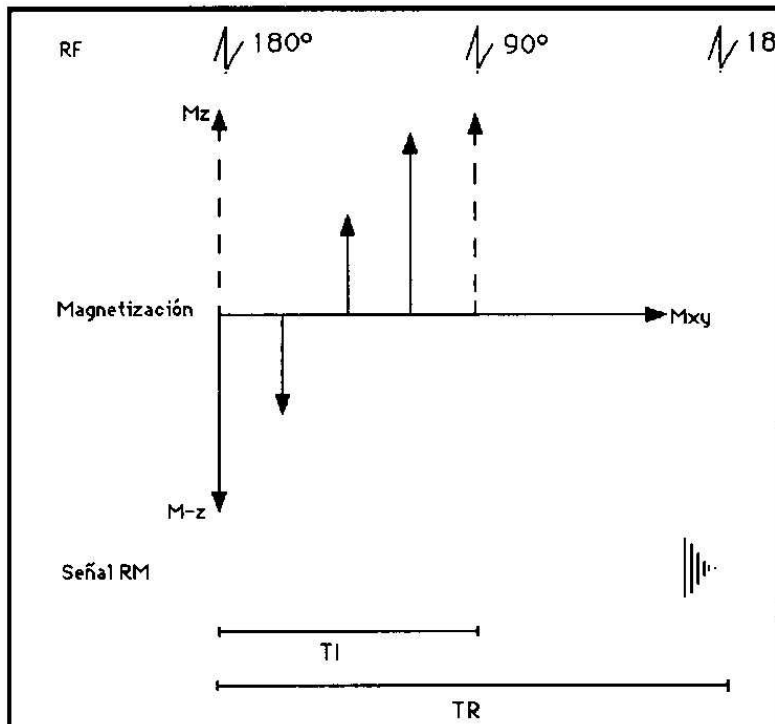


FIGURA 9

Gráfica que muestra los T1 de tres diferentes compuestos

ABRIL 1991

MORFOLIA**FIGURA 10**

Recuperación de inversión. Luego de un pulso de 180° la M_z se invierte. Luego de un intervalo de tiempo, la M_z se recupera y, una vez se hace positiva se aplica en cualquier momento un pulso de 90° . Según el tiempo cuando se aplique la señal, dada por M_{xy} , será mayor o menor. T_I es el intervalo entre la aplicación del primer pulso de 180° y el de 90° .

tiempo entre pulsos, la información dependerá de T_2 . Esto se denomina en el argot de la RNM imágenes con características T_1 (en inglés las denominan imágenes T_1 weighted -cargadas-) si es el primer caso, y imágenes con características T_2 (T_2 weighted).

Técnicas para obtener las imágenes

Hay cuatro tipos de técnicas para obtener imágenes, utilizando las secuencias de pulsos antes descritos. Estas lo que hacen en definitiva es resolver puntos de la muestra o tejido (denominados voxels o elementos de volumen). Todas necesitan el uso del

computador para poder reconstruir la imagen. Las cuatro técnicas son: la de puntos, la de línea, la de plano y la de volumen. En todas se reconstruye la imagen a partir de un volumen excitado, solo que en cada una de ellas la reconstrucción se hace a partir del punto, la línea, el plano o el volumen. Las dos primeras necesitan menos manipulación por el computador, pero en cambio se demoran mucho en la realización del examen ya que la excitación y la reconstrucción de la señal es más lenta al tener que estudiar punto por punto. En las dos últimas la manipulación matemática por el computador es mucho mayor, pero el volumen estudiado es más grande y se

necesita menos tiempo para obtener los resultados.

Las técnicas de plano y volumen son las que se utilizan cotidianamente. Para que puedan ser realizadas se utilizan campos magnéticos de gradiente, los cuales son producidos por cables o alambres a los cuales se les puede aplicar corrientes eléctricas que producen RF y que pueden modificar el CM (B) externo. Co esos campos magnéticos agregados al campo externo se logra la ubicación de los protones de una región a estudiar, a los cuales se les aplican los pulsos adecuados. La señal producida por la región excitada es transformada por el computador y codificada espacialmente, con lo cual es posible reconstruir la imagen, en forma similar a como lo hace en la técnica del TAC.

El equipo de la RNM posee los siguientes elementos: a) un magneto de gran potencia que pueda imponer un CM fuerte, externo y más o menos uniforme; b) una serie de cables o alambres (una serie para cada plano X, Y y Z) a los que se les pueda pasar corrientes eléctricas, y que produzcan campos magnéticos de gradiente, los cuales modifican el CM externo y sirven para codificar espacialmente la señal; c) una antena de RF que pueda emitir y recibir señales de y desde los tejidos examinados, ésta última puede ser uno de los cables de gradiente generalmente el x; y d) un computador que estará encargado de amplificar, filtrar, digitalizar y procesar las señales para la reconstrucción de las imágenes.

La imagen en la RNM

Como se vio anteriormente, la imagen en la RNM depende de cuatro parámetros (densidad de protones, tiempos de relajación

y flujo), los cuales son investigados de acuerdo a la secuencia de pulsos utilizados, el tiempo entre los pulsos y las técnicas de reconstrucción de las imágenes. Se puede afirmar en forma general que la intensidad de la señal, y por lo tanto la intensidad de la imagen (brillantez en la escala de grises) será mayor si la fuerza del CM externo es aumentada, si hay alta densidad de protones excitables, si el T1 es corto, si T2 es largo y si hay poco flujo. En relación al último punto es necesario anotar que en el spin-eco los vasos sanguíneos se observan oscuros (poca o ninguna señal), debido a que la sangre que fluye en ellos no está expuesta a la misma secuencia de pulsos ya que su movimiento a través del tejido la expone a diferentes fenómenos que no coinciden con los de los protones inmóviles.

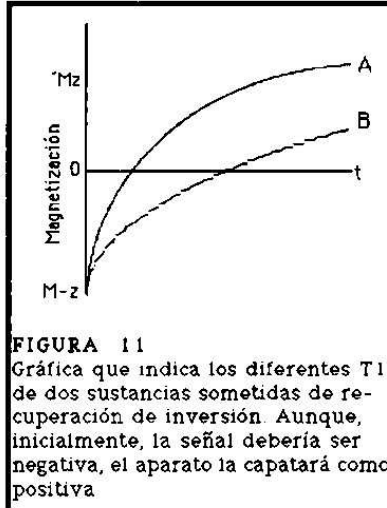


FIGURA 11
Gráfica que indica los diferentes T1 de dos sustancias sometidas de recuperación de inversión. Aunque, inicialmente, la señal debería ser negativa, el aparato la capatará como positiva

La RNM, a diferencia de la aplicación de los rayos-X, permite la manipulación de los instrumentos para lograr destacar diferentes cualidades del

tejido, lo cual puede aumentar el contraste entre los diferentes tejidos, al buscar las diferencias en el comportamiento de ellos a los tiempos de relajación T1 y T2. Si el TR se disminuye, (recuperación de inversión y spin-eco) tejidos con T1 corto se observarán intensos, mientras que tejidos con T1 largo se verán poco brillantes (oscuros). Si en el spin-eco se aumenta el intervalo entre los pulsos, se acentúan los fenómenos dependientes de T2, y tejidos con T2 largo se verán intensos.

RNM vs TAC

La RNM es más sensible a los cambios tisulares que el TAC, ya que los tiempos de relajación dependen de la composición molecular, y las alteraciones patológicas producen modificacio-

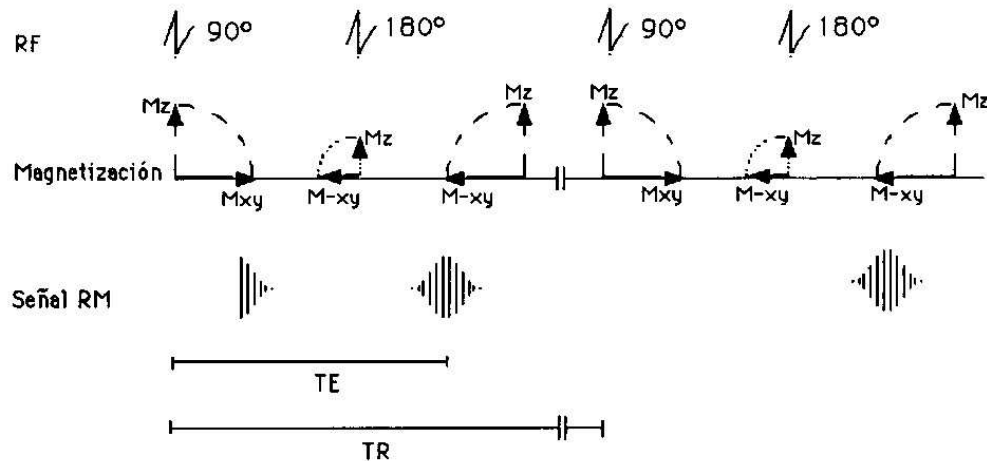
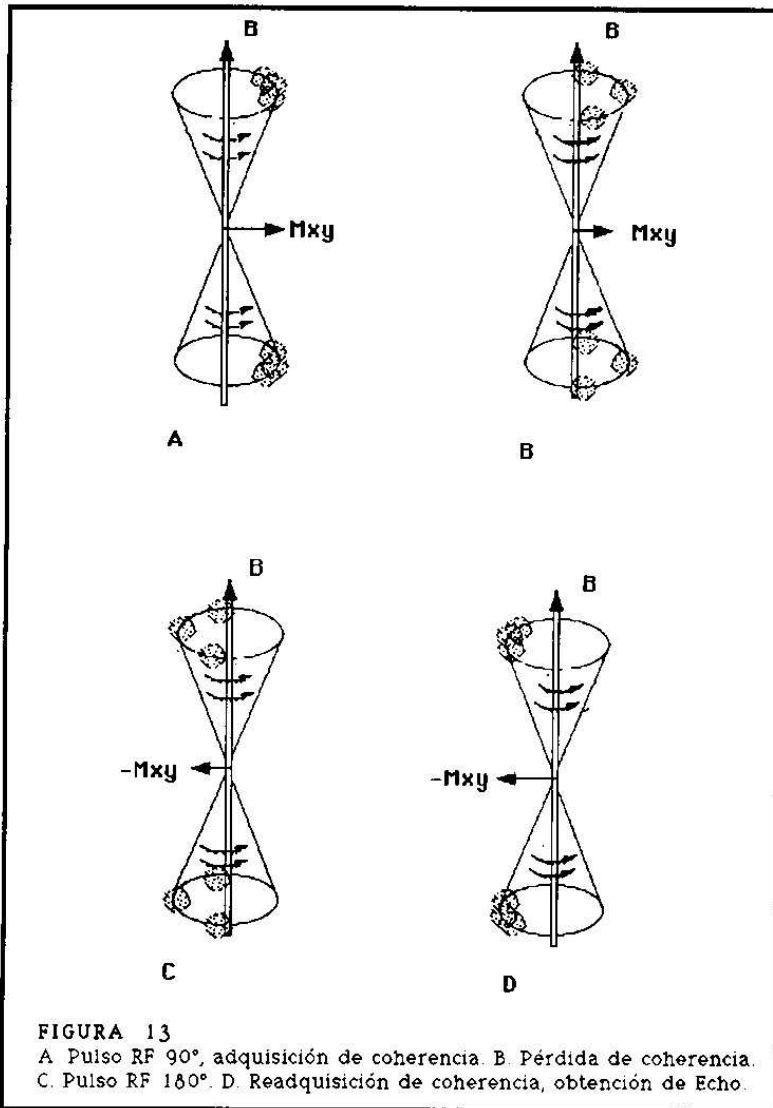


FIGURA 12

Spin Echo. En esta técnica se aplica un pulso inicial de 90° el cual, produce una M_{xy} la cual, disminuye rápidamente de coherencia. Al aplicar un segundo pulso de 180° , se recupera de nuevo la coherencia (ver texto) y la señal, que se denomina Spin Echo, se puede captar en la antena del resonador y corresponde al T2 verdadero (ver texto). TE es el intervalo entre el pulso de 90° y la aparición del Spin Echo

ABRIL 1991

MORFOLIA



nes que se pueden observar al estudiar T1 y T2, mientras que en el TAC solo son observables por el cambio en la densidad electrónica y se demuestran por modificaciones en la absorción de la radiación. Como consecuencia también las lesiones se pueden caracterizar más fácilmente lo mismo que su extensión. La RNM no utiliza radiación ionizante y por lo tanto no produce alteraciones tisulares debido a ella.

Además es una técnica no invasiva que permite la reconstrucción de imágenes en cualquier plano, sin necesidad de cambiar la posición del paciente, ni tener que reconstruir la imagen a partir de un plano distinto, como si lo tiene que hacer el TAC.

En relación a las desventajas la RNM, debido a la alta tecnología que emplea es muy costosa su utilización, comparada con el TAC,

lo cual impide su utilización masiva, por lo menos actualmente. Los movimientos también afectan la calidad de la imagen, inclusive más que en el TAC, por lo cual el estudio de órganos que presentan movimientos (corazón, intestino) exige mayor tiempo y manipulaciones más precisas. El tiempo de cada examen es más largo que en el TAC. Por último, debido a que se emplean campos magnéticos muy intensos, es necesario tener la precaución de no utilizar elementos ferromagnéticos en las cercanías del equipo, y no llevar a cabo exámenes en personas con clips quirúrgicos o marcapasos.

BIBLIOGRAFIA

1. Advance Imaging Techniques. Modern Neuroradiology. Vol. 2. Newton, T., Potts, G., Ed. Clavadel Press, 1983, p. 1-158.
2. Stuart, Y. Nuclear Magnetic Resonance Imaging - Basic Principles. Raven Press New York, 1984.
3. Mettler, F., Lawrence, M., Madan, K. Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy. Churchill Livingstone, 1986.
4. Magnetic Resonance Imaging for Technologists; Department of Radiology, University of California; San Francisco. 1986. Transcripción de Conferencias dictadas en Septiembre 6 y 7 de 1986.
5. Pykett I.L.; 1982; RNM imaging in medicine. Sci. Am. 246: 78-88.