

# Iconografía por Resonancia Magnética

Nuestro compañero **JOSE-GABRIEL SANCHEZ** es miembro de la Comisión de BIOINGENIERIA desde su fundación y lleva varios años trabajando en el campo de la Electromedicina. Ahora nos introduce a la más reciente e innovadora técnica de diagnóstico: la ICONOGRAFIA POR RESONANCIA MAGNETICA.



José Gabriel Sánchez

La Iconografía por Resonancia Magnética es una nueva modalidad de producción de imágenes al igual que el TAC (Tomógrafo Axial Computarizado), pero a diferencia de éste no utiliza radiación ionizante (Rayos X), si no una interacción entre campos magnéticos estáticos, ondas de radiofrecuencia y núcleos de átomos. Más que representar la densidad de los tejidos como el TAC, este método muestra densidades de Hidrógeno en cortes delgados por lo que las imágenes obtenidas son potencialmente más útiles y superiores a las del otro, a pesar de las limitaciones de corriente o de resolución espacial. Esto se debe a la mejor resolución de contraste de IRM. Además, este sistema proporciona dos parámetros adicionales a la densidad del Hidrógeno como son los tiempos de relajación magnética T1 y T2 que realzan la diferencia entre tejidos en contraposición del TAC que se basa solamente en la atenuación de los Rayos X al pasar por los distintos tejidos.

### DESCRIPCION BASICA

La resonancia Magnética de los núcleos atómicos se ha utilizado en química durante 30 años, pero hasta hace poco no ha adquirido utilidad en el diagnóstico por imágenes. Como centro de este método está el núcleo del átomo de Hidrógeno: un simple protón que rota. Por estar cargado y girar genera un campo magnético por lo que se comporta como un pequeño imán. Al estar sometido a un campo magnético externo como el terrestre, se orientará a uno cualquiera de sus polos: al norte con orientación "paralela" o al sur "antiparalela". Los primeros son ligeramente más estables que los segundos y tienen además un nivel de energía ligeramente inferior. Por otra parte, los protones en un campo magnético tienden a pasar de una orientación a otra absorbiendo y emitiendo energía según

colisionan unos con otros. Después de un breve intervalo la orientación de los protones es predominantemente "paralela" y la muestra se ha magnetizado.

Una forma de introducir energía en los protones es utilizar la electromagnética en el margen de la radiofrecuencia. La cantidad de energía que se precisa para la oscilación del protón depende del campo magnético y de la frecuencia. Para un campo de 3,5 KGauss se necesitará una frecuencia de 15 MHz. Si se coloca una muestra que contiene hidrógeno en un campo magnético y es atravesada por ondas de una radiofrecuencia apropiada, los protones paralelos absorben energía y pasan a ser antiparalelos emitiendo a continuación energía electromagnética con la misma frecuencia absorbida. A continuación el proceso se repite entrando los protones en "resonancia". La energía liberada por los protones en "resonancia" es la señal que genera la imagen tomográfica. Para esto se coloca la muestra en un campo magnético constante, estando rodeada de una bobina que hace de antena transmisora y receptora y que está conectada a un oscilador. Este genera diferentes frecuencias hasta obtener la de resonancia. Cuando esto se consigue, la muestra emite ondas cuya frecuencia es la de resonancia y cuya amplitud depende del número de protones en resonancia, es decir, de la densidad de Hidrógeno.

En IRM la imagen del cuerpo humano depende pues de la densidad de Hidrógeno, cuyas diferentes magnitudes en la grasa, músculos, sangre y huesos son determinantes en el contraste de la imagen obtenida, contraste muy superior al conseguido mediante los Rayos X.

Además de poder utilizar la densidad de Hidrógeno para diferenciar los tejidos, se tienen otros datos, los llamados "tiempos de relajación magnética" T1 T2 (en este contexto "relajación" es la vuelta al equilibrio después de una perturbación magnética) que proporcionan mucha información sobre los tejidos. Estos tiempos son los que tarda la muestra en magnetizarse y desmagnetizarse. Dependen del estado físico de la muestra así como este depende de los campos internos de la sustancia de que se trate, fuertes y fijos para los sólidos, débiles y fluctuantes para los líquidos.

T1 es el "tiempo de relajación térmica", tiempo que tarda la muestra en magnetizarse. Es menor (del orden de segundos) en los líquidos que en los sólidos (del orden de minutos u horas). T2 es el "tiempo de relajación transversa" y representa el tiempo de respuesta de la muestra a la excitación e indica la relación entre el campo externo y el interno de la sustancia.

El campo magnético no tiene por qué ser homogéneo. Esto supone que habrá diferentes frecuencias emitidas por los protones según su posición. En la práctica, se tienen un campo magnético que varía linealmente con la distancia. De hecho se necesitan 3 gradientes según los tres ejes ortogonales X, Y, Z.

A diferencia de la señal de Rayos X convencional basada en la atenuación y dispersión del rayo incidente, la señal de resonancia magnética es un conjunto de ondas con un estrecho margen de frecuencias. En este caso como se trata de ondas de 20 metros, no se puede aplicar un proceso de imagen óptica. El concepto de imagen utilizado se basa en la posibilidad de modificar el campo magnético de modo que tenga un valor diferente en cada punto de la muestra. Si se hace variar el campo a lo largo de 1, 2 ó los 3 ejes ortogonales, las frecuencias recibidas definirán respectivamente un plano, una línea y un punto. Variando el campo en diferentes márgenes se obtendrá una imagen tomográfica.

### PROCESO DE IMAGEN

Existen varios métodos de excitación de muestras con sus consiguientes señales de respuesta que generan la imagen tomográfica y que se describen a continuación:

#### A. Recuperación de Saturación

Consiste en aplicar a la muestra un pulso de RF de 90 grados. (Aquel que tiene la energía suficiente para hacer girar 90 grados el momento del protón). Las imágenes obtenidas dependen de la densidad de Hidrógeno, flujo y T1 pero no de T2.

#### B. Recuperación de Inversión

Consiste en aplicar a la muestra un pulso de RF de 180 grados con lo que el

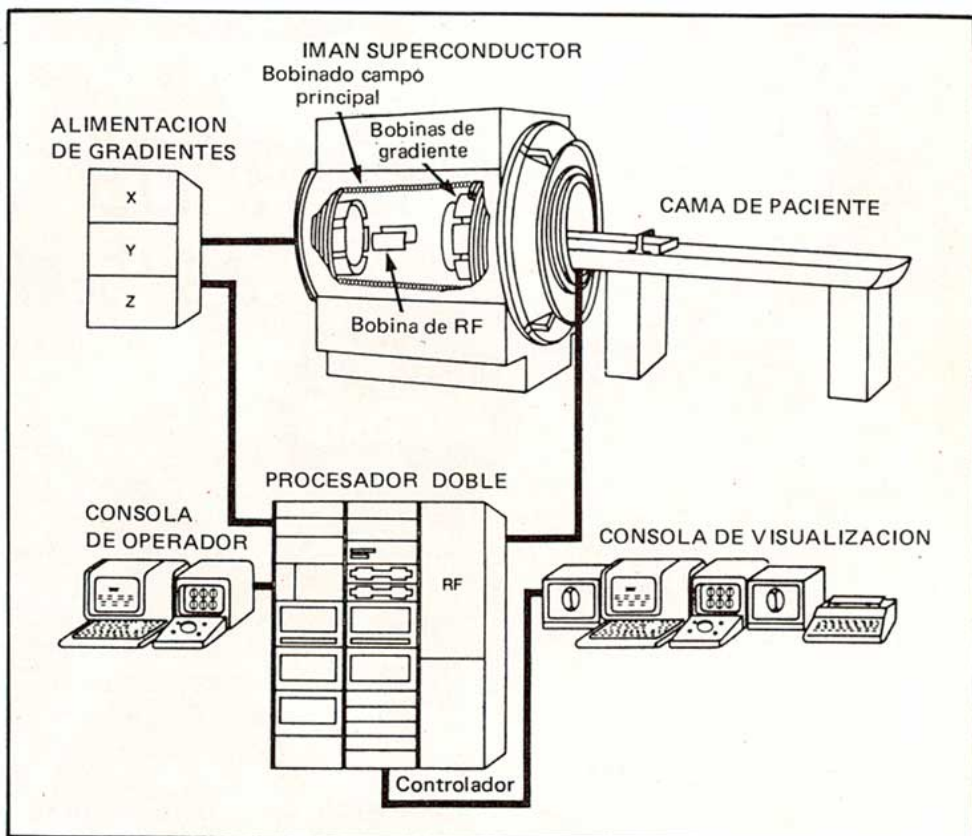
núcleo invertirá su momento. Dado que en este caso sólo hay relajación longitudinal y que ésta no puede observarse directamente, se aplica un pulso de 90 grados una vez recuperada la muestra. Este método es más sensible que el anterior.

### C. Eco de spin

Es una señal de RF con retardo. Viene producida por un pulso transversal de 90 grados seguido de otro, igualmente transversal, de 180 grados. Las señales resultantes de la recuperación de saturación o de inversión pueden convertirse en un eco de spin si se les aplica posteriormente un pulso de 90 grados. La intensidad del eco depende de la densidad de Hidrógeno y de T2. T1 puede diferenciarse por variación de un tiempo entre pares de pulsos.

### TECNICAS DE IMAGEN

Existen cuatro tipos. Anteriormente se ha visto que según se aplique el campo magnético sobre los tres ejes ortogonales tendremos definidos un punto, una línea o un plano. Las técnicas de imagen se basan sobre estas definiciones. Las dos primeras de punto y de línea son lentas y no son tan interesantes como las dos últimas planares. De éstas, la primera llamada Zeugmatografía por Lauterbur reconstruye una imagen desde proyecciones múltiples de un plano de una forma similar al TAC. Con diferentes excitaciones de campo se hacen N proyecciones sobre N puntos de una línea, teniendo N x N ecuaciones con N x N incógnitas que deben resolverse por computador. La otra técnica planar es la de la Transformada de Fourier Bidimensional. Al aplicar un gradiente en el eje Z se selecciona un plano XY que se separa después en N columnas. A continuación se aplica un gradiente en X, resultando una información espacial codificada en fase inmediatamente después se aplica un gradiente en Y. Según aumente este gradiente, va habiendo más ciclos de fase por cada columna de Y. Para tener una resolución de N elementos de volumen, debe haber N ciclos. En la práctica los productos de la amplitud por la duración del máximo gradiente, deben ser iguales en los dos ejes x e Y a fin de obtener la misma resolución. Igual que en el caso anterior, se hace necesaria la intervención del compu-



tador para la resolución de las ecuaciones propuestas.

### EQUIPO

Un sistema de IRM requiere un imán, refrigerado a temperaturas cercanas al 0 absoluto, con fuente de alimentación, bobinas de gradiente cada una con su fuente de alimentación, una bobina de RF, los equipos de transmisión-recepción y un ordenador. El imán puede ser permanente, resistivo o superconductor. Los resistivos son más económicos pero consumen mucha electricidad y tienen un campo menos estable que los superconductores. Estos son más costosos de construir y necesitan Helio líquido, pero una vez establecido el campo, no necesitan alimentación y son muy estables. Consisten básicamente en una bobina de metal superconductor metida en un vaso Dewar. El superconductor está compuesto por filamentos de Titanio y Niobio embebidos en una matriz de cobre que se utiliza para evitar pérdidas de superconductividad. Las bobinas de gradiente van alineadas horizontalmente sobre un eje que en este caso es el Z. La bobina de pulsos de Rf está alineada también con el eje Z, teniendo forma de silla de montar con el objeto de que el campo

creado por ella sea perpendicular al principal.

La imagen misma se forma con el promedio de múltiples secuencias de excitación. Entre excitaciones se deja "relajar" al sistema un tiempo del orden T1, que es un segundo aproximadamente para los sistemas biológicos. Pueden obtenerse entonces, de 5 a 20 cortes simultáneos en minutos, a un ritmo de repetición de décimas de segundos y generarse a continuación imágenes de T1 y T2, con resolución espacial de décimas de mm y un espesor de 7 mm. Hay cuatro monitores de presentación, tres de los cuales son para visualización y comparación de imágenes y el cuarto para filmación. El sistema se completa con 4 ordenadores independientes: uno para proceso y presentación, otro para reconstrucción de la imagen, otro para adquisición de datos y el último para control de secuencia de pulsos. Se pueden almacenar un total de 8.000 imágenes de 128 x 128 elementos ó 2.000 de 256 x 256.

En general las imágenes obtenidas de las diferentes partes y órganos del cuerpo humano son claramente superiores a las del TAC, pudiendo obtenerse en algunos casos imágenes imposibles para aquél. ■