

RESONANCIA MAGNETICA Y SUS APLICACIONES EN IMAGENOLOGIA DIAGNOSTICA.

PEDRO MENDEZ COLINA.
GERARDO ANAYA SANTACRUZ.

PHILIPS SISTEMAS MEDICOS - TSP.

Resumen. La Resonancia Magnética (RM) es una interesante fuente de información diagnóstica. Esta tecnología utiliza campos magnéticos elevados y señales de radiofrecuencia de baja energía para recabar la información a partir de ciertos núcleos atómicos existentes en el cuerpo. Las presentes notas describen algunos aspectos fundamentales acerca de los principios de funcionamiento de RM, y cómo se generan las señales para formar imágenes y también cómo se pueden manipular diferentes parámetros para obtener la meyor información diagnóstica.

ORIGENES DE LA RESONANCIA MAGNETICA (RM)

La Resonancia Magnética es una consecuencia de la bien conocida y muy utilizada técnica de espectroscopía por resonancia magnética nuclear, desde ya hace más de 30 años esta última técnica se desarrolló como una herramienta analítica en el área química. Las señales de RM (las cuales se asemejan a las ondas de radio) se emiten a partir de ciertos átomos magnéticos en el cuerpo; mediante la ayuda de análisis computacional, las señales se usan para crear imágenes de la anatomía interna.

Las imágenes adquiridas a través de Resonancia Magnética son, de algún modo, similares a las imágenes de rayos - X, sin embargo, el proceso no requiere de radiación ionizante.

La señal de Resonancia Magnética proviene de núcleo del átomo. Ciertos núcleos atómicos poseen la propiedad llamada GIRO. Cualquier núcleo con un número non de protones o neutrones poseen giro y presentan PROPIEDADES GIRO MAGNETICAS o se comportan como pequeños imanes. El núcleo del elemento que se encuentra en el cuerpo humano y que posee el mencionado giro incluye al Hidrógeno (un solo protón), el carbón - 13, el sodio y el fósforo.

La dirección y magnitud del giro en un núcleo puede ser representado por medio de un VECTOR. Normalmente, el giro del núcleo se presenta en una dirección aleatoria. (ver figura 1). Cuando se le coloca en un campo magnético muy elevado creado por el magneto de un sistema de RM, los vectores tienden a alinearse en una de dos direcciones: paralela o anti-paralela al campo principal. Si la temperatura de una muestra es cero absoluto y se retira la energía total, todos los giros se alinearían y se produciría una gran magnetización neta. Esto se ilustra en la figura (ver figura 2), en donde M denota el momento magnético neto.

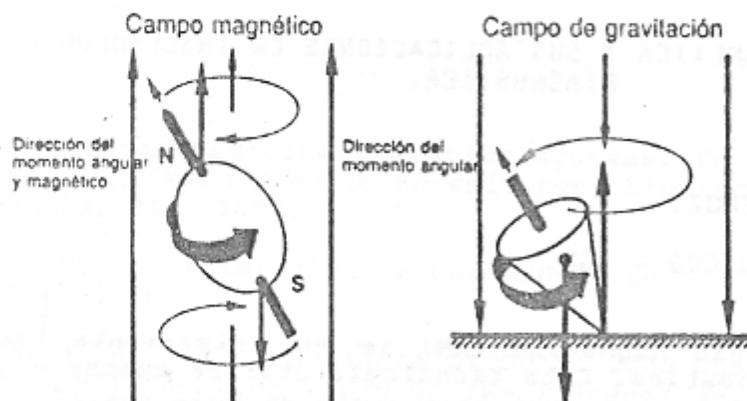


FIGURA 1 Ilustración de la similitud entre un trompo que describe un giro y una precesión en un campo de gravitación, y el giro y precesión del núcleo en un campo magnético.

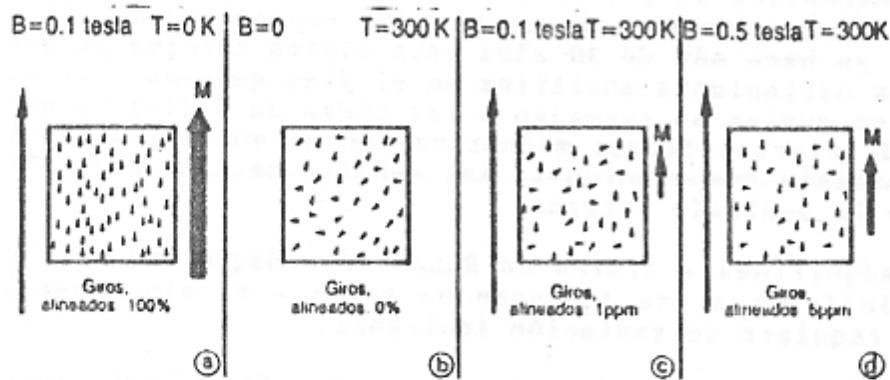


FIGURA 2 Representación de la influencia de la temperatura y de la fuerza del campo magnético aplicado sobre la magnetización neta.

Los núcleos individuales no solamente se tienden a alinear con el campo magnético, sino también presentan un movimiento de PRECESIÓN alrededor del campo magnético, semejante al que presenta un trompo (ver figura 1). La frecuencia de precesión está determinada por la fuerza del campo magnético y por el tipo de núcleo del átomo.

La frecuencia de precesión es conocida como FRECUENCIA DE LARMOR. Podemos provocar cambios en el giro de los átomos aplicando energía, a base de ondas de radiofrecuencia a la frecuencia de Larmor. La frecuencia de Larmor para cualquier sistema de RM está ubicada en el rango de las ondas de radio-frecuencia, dando como consecuencia que se refiera a ella como energía de radiofrecuencia (RF). Aplicando energía de RF exactamente a la misma frecuencia como la de precesión natural del núcleo, se dice que el sistema está en RESONANCIA. Esta es la base de toda espectroscopía con Resonancia Magnética Nuclear.

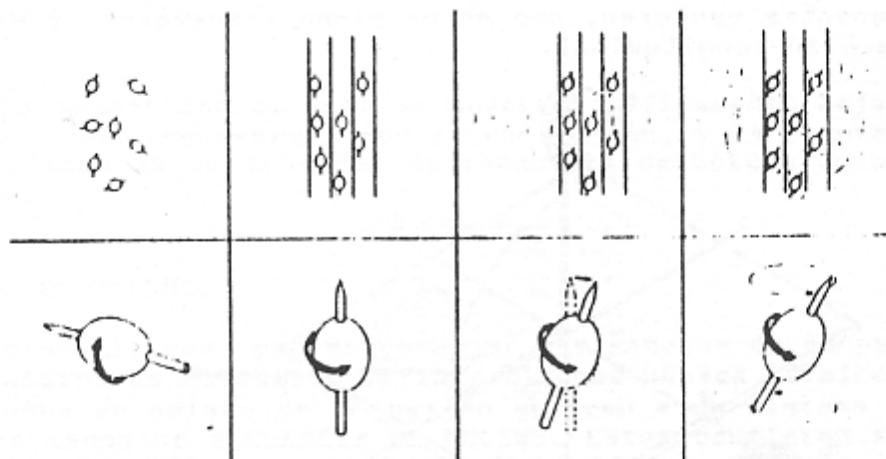


FIGURA 3 Los núcleos orientados aleatoriamente tienden a alinearse con un campo magnético aplicado, y se muestran liberando energía electromagnética después de su excitación con radiación a su frecuencia de Larmor.

LA FUENTE DE LA SEÑAL DE RM.

Después de que los núcleos se alinean con el campo magnético, tenemos lo que se llama un ESTADO DE EQUILIBRIO y no existe señal de RM (ver figura 3). Para crear una señal de RM se debe perturbar este equilibrio. Esto se hace a través de una antena localizada alrededor del objeto o el paciente (ver figura 3). La antena actúa como antena receptora y transmisora de energía de RF. Cuando la antena transmite energía hacia un tejido por ejemplo, existirán cambios en los giros y algo muy importante, el vector de magnetización se alejará del campo magnético moviéndose hacia el plano perpendicular llamado PLANO TRANSVERSAL (ver figura 4). Existe una absorción neta de energía en el proceso, la que se conoce como EXCITACION. Si al pulso de radiofrecuencia se le deja un tiempo suficiente, la magnetización neta puede rotarse hacia el plano transversal (ver figura 5). Un pulso de este tamaño se conoce como pulso de 90° . Por otro lado, si el pulso se le deja un tiempo del doble, la magnetización apuntará en forma opuesta al campo magnético. A este pulso se le llama pulso de 180° .

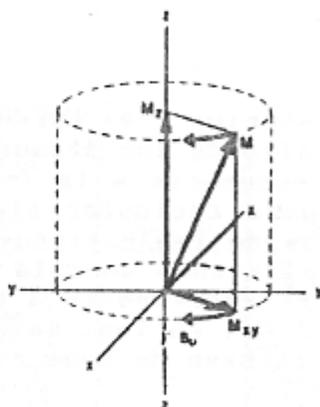


FIGURA 4 La magnetización neta en precesión, vista como si contuviera dos componentes vectores, uno en un plano transversal y el otro en la dirección longitudinal.

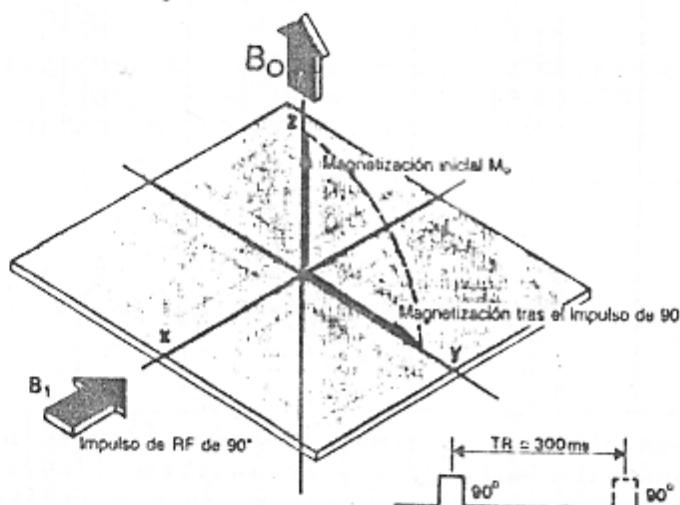


FIGURA 5 La magnetización, inicialmente en la dirección del campo magnético principal, gira en el plano transversal por el impulso de 90° para inducir una señal.

Seguido del pulso de 90° , el vector de giro regresará a su posición original. Esto tomará algún tiempo que se conoce como TIEMPO DE RELAJACION. El hecho de regresar a su posición de equilibrio implica que parte de la energía absorbida durante la excitación por RF tendrá que ser liberada. Esta emisión de energía, que se presentará a la misma frecuencia de RF será captada por una antena. A esa señal se le denomina SEÑAL DE DECLINACION DE INDUCCION LIBRE (FID) (ver figura 6). Esta señal la base para la creación de una imagen de RM.

Existen dos constantes de tiempo asociadas a la relajación, T_1 y T_2 . T_1 es una medida del tiempo que toma para la magnetización el regresar a su posición de equilibrio. T_2 es la medida de la pérdida de COHERENCIA DE FASE; esto es, los giros de los diferentes núcleos se "cancelan" unos a otros. T_1 se refiere algunas veces como la relajación "longitudinal" o debido a que los giros liberan energía hacia las moléculas de los alrededores. T_2 se refiere algunas veces a relajación "transversal" o "giro a giro" debido a las interacciones con otros giros de la periferia.

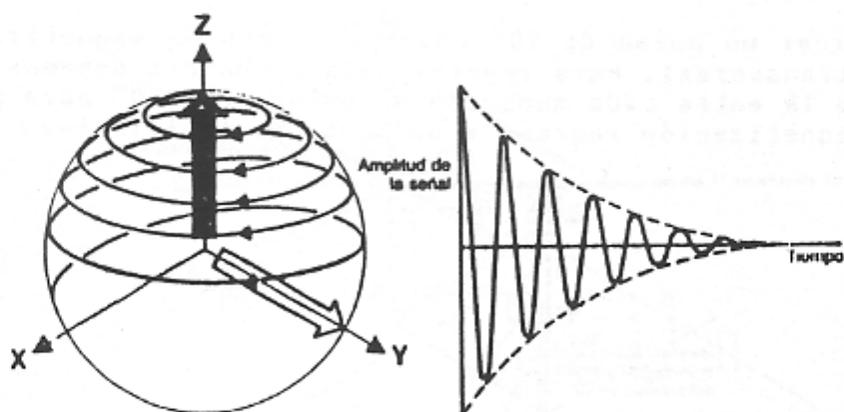


FIGURA 6 La magnetización neta se muestra gráficamente bajando en espiral al plano transversal con la excitación, y la figura muestra la declinación de la señal de respuesta detectada durante la relajación.

SECUENCIAS DE PULSOS.

Antes de discutir cómo podemos manejar las señales de RM para formar una imagen, es necesario definir algunos nuevos términos. Las combinaciones de pulsos de RF que se aplican a un sistema de giros se les denomina SECUENCIA DE PULSOS. Estos consisten en pulsos de 90° o de 180° en cualquier orden o tiempo. Definiremos varias secuencias de pulsos. La primera consiste en una serie de pulsos de 90° separados por un tiempo conocido como TR (tiempo de repetición).

Si el TR entre el primer pulso de 90° y el segundo también de 90° no es lo suficiente largo para un sistema de giros para regresar al equilibrio, entonces la SEÑAL DE DECLINACION DE INDUCCION LIBRE (FID) no tendrá un valor elevado, como en el caso de la primera FID. La tercera FID seguida a un tercer pulso de 90° (el tiempo TR después del segundo), tendrá una menor intensidad que el segundo. Eventualmente, el sistema llegará a un estado de reposo, y todos los FID subsecuentes tendrán la misma intensidad. Llamaremos a esta secuencia de pulsos SATURACION PARCIAL O PROGRESIVA (PS) (ver figura 5). Otra secuencia comienza con el pulso de 180° (llamado pulso de inversión). Después de esperar un tiempo TI (tiempo de inversión) se aplica un pulso de 90° . Esto se conoce como secuencia de RECUPERACION DE LA INVERSION (IR) (ver figura 7). La razón de provocar un segundo pulso de 90° estriba en que sólo la magnetización transversal produce una señal de RM; el pulso de inversión de 180° pone al vector de magnetización a lo largo del eje Z, haciendo que no exista señal. Seguido de un pulso de inversión, la relajación TI ocurre de tal modo que el vector de magnetización crece lentamente hacia la parte negativa, va hacia cero y entonces llega a ser positivo. Podemos mostrar el valor del vector de magnetización a lo largo de la dirección longitudinal en dirección del campo magnético principal en cualquier momento,

con solo aplicar un pulso de 90° hacia el punto de magnetización en el plano transversal. Para repetir esta secuencia debemos esperar un tiempo TR entre cada sucesión de pulsos de 180° para permitir que la magnetización regrese a su punto de equilibrio.

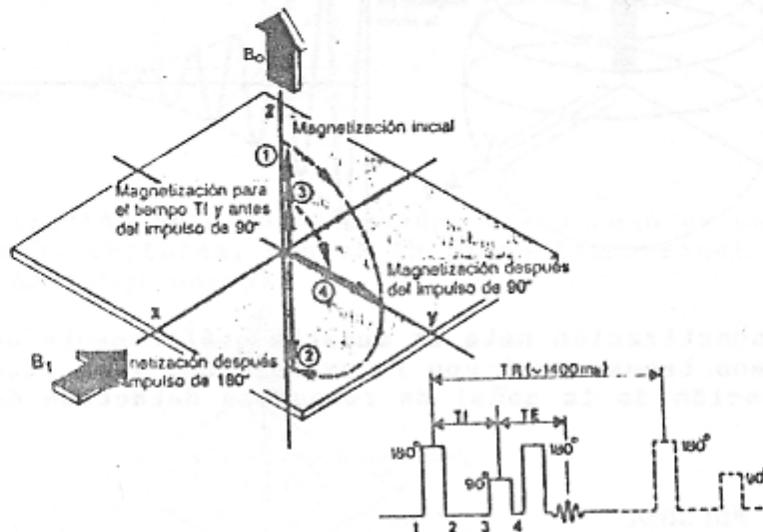


FIGURA 7 1. Primero se invierte la magnetización. 2. Al cesar el pulso de inversión de 180° , la magnetización comienza a volver a su posición de equilibrio. 3. Después del intervalo TI, se aplica un pulso de medición de 90° . 4. La magnetización gira entonces en el plano transversal e inmediatamente produce una señal. Se emplea el segundo impulso de 180° para crear un eco.

Una tercera secuencia, llamada RECUPERACION DE LA SATURACION (SR), utiliza dos pulsos de 90° espaciados un tiempo de retardo TD. El primer pulso es conocido como pulso de SATURACION. Siquiendo al pulso de 90° , se "leerá" el valor de la magnetización longitudinal.

Una cuarta secuencia llamada ECO DE GIRO (Spin-echo, SE) comienza con un pulso de 90° , y a un tiempo llamado TE/2, aplicamos un pulso de 180° . Después del pulso de 90° , los giros en diferentes regiones del tejido modificarán su movimiento en valores de frecuencia ligeramente diferentes. Esto ocasiona que la señal de RM se decremente y eventualmente tienda a desaparecer. Este "desfasamiento" puede revertirse aplicando un pulso de re-fase de 180° . Después de este pulso, los giros vuelven a entrar en fase y proveen el ECO DE GIRO. Si aplicamos un segundo pulso de re-fase a un tiempo TE (tiempo de eco) después del primer pulso de 180° , podemos obtener un segundo eco de giro y así sucesivamente (recordando que cada eco es ligeramente menor que el previo, debido a los efectos de T_2). Midiendo la altura de los picos de una serie de ecos, podemos calcular el valor verdadero de T_2 (ver figura 8). Es posible combinar cualquiera de las tres primeras secuencias con el eco de giro. Esto es exactamente lo que se hace en la realidad para un número de secuencias de imágenes.

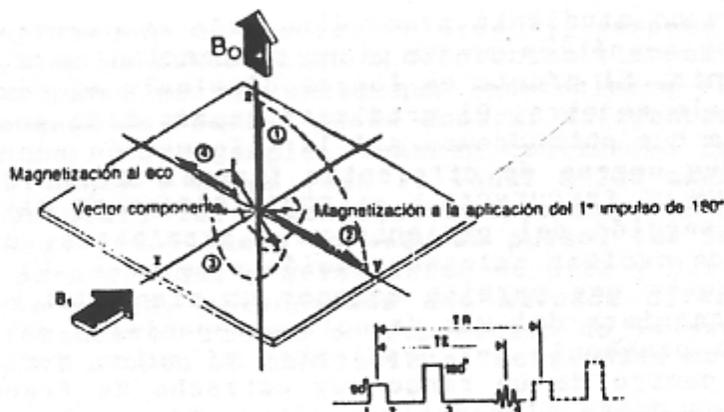


FIGURA 8 1. La magnetización gira 90° en el plano transversal. 2. La magnetización transversal comienza a declinar debido a las interacciones giro-giro. 3. Se aplica un pulso de 180° para re-fase de los giros. 4. La magnetización transversal vuelve a aparecer como un eco.

CREANDO IMAGENES

Toda la explicación anterior se aplica en general a todo lo que se refiere a espectroscopía mediante el uso de RM, pero aquí entraría la pregunta ¿cómo se crea una imagen de RM?. Para crear una imagen a partir de datos de RM, debemos codificar los datos con información espacial. El principio básico de la ecuación de Larmor dice que la frecuencia de los giros en un área específica depende del campo magnético en esa área. Podemos partir de este principio para obtener la información espacial alterando el campo magnético principal del sistema a través del uso de una combinación de magnetos llamados BOBINAS DE GRADIENTE. Para modificar el campo magnético, se usan tres bobinas en arreglo ortogonal para variar el campo magnético en los ejes X, Y y Z, (ver figura 9).

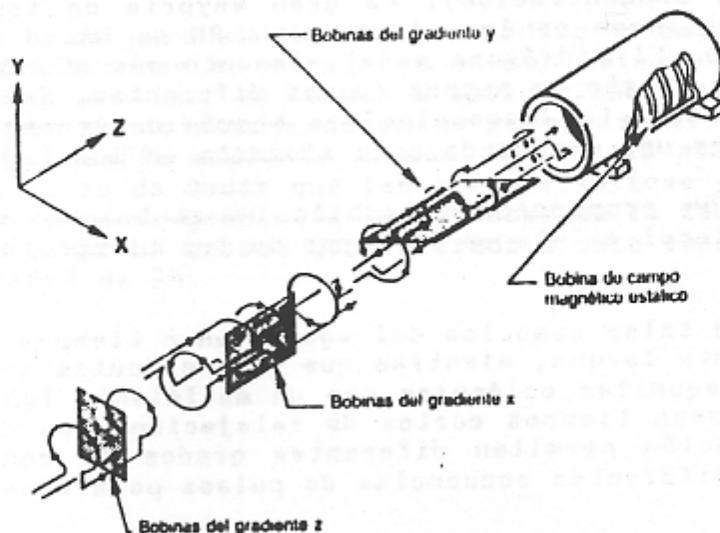


FIGURA 9 La figura muestra la disposición de las bobinas de excitación con RF, de detección y las bobinas de campo magnético.

Cuando aplicamos un gradiente a una dirección en particular, alteraremos el campo magnético en el plano perpendicular a la dirección del gradiente. El efecto es lograr disminuir el campo en una parte y aumentarlo en otra. El gradiente separa cada grupo de giros de tal forma que obtendremos así la información espacial. Los gradientes pueden usarse de diferentes formas: SELECCION DE CORTES, CODIFICACION DE FRECUENCIA y en CODIFICACION DE FASE. Cuando únicamente una sección del paciente va a examinarse, el sistema debe ser capaz de excitar solo esa región y no otra. El uso de la selección del corte nos permite escoger un plano del paciente a examinar. Esto requiere del uso de pulsos especiales de RF. Cuando se aplica en presencia del gradiente, el pulso excitará solo aquellos giros dentro de un rango muy estrecho de frecuencias y dejando todos los demás planos sin excitar. El tamaño o el rango de frecuencia y la fuerza del gradiente determinará la profundidad del corte. Es posible seleccionar cualquier orientación de los cortes haciendo un buen manejo de los gradientes.

El seleccionar un plano oblicuo también es factible. Una vez que se selecciona el plano, debemos excitar a los giros dentro de ese plano para ser capaces de reconstruir una imagen. Una señal de RM en presencia de un gradiente produce un espectro codificado de frecuencia, que junto con la ecuación de Larmor, lo traduce en información espacial.

Adicionalmente, podemos usar al gradiente como "codificador de fase" de la información en la señal de RM la cual puede extraerse por un procedimiento matemático conocido como TRANSFORMADA DE FOURIER. Esta técnica puede también extraer la información espacial. Mediante el uso apropiado de los gradientes, la imagen de todos los giros puede reconstruirse a partir de datos de RM.

CONTRASTE EN IMAGENES DE RM

Las imágenes pueden darnos un "mapa de densidad" de los núcleos (indicación de su concentración). La gran mayoría de todas las imágenes que se obtienen en los sistemas de RM se hacen con núcleos de Hidrógeno. El Hidrógeno es el elemento más abundante en el cuerpo humano y existe de muchas formas diferentes, incluyendo en el agua y la grasa. La imagenología a través de átomos de Hidrógeno proporciona una medida de este elemento en los tejidos.

Las imágenes de RM proporcionan también un contraste natural. Este contraste natural existe en la forma de los tiempos de relajación T_1 y T_2 .

Moléculas pequeñas tales como las del agua tienen tiempos de relajación relativamente largos, mientras que las moléculas más grandes, por ejemplo aquellas moléculas con un movimiento lento como las proteínas, poseen tiempos cortos de relajación. Los diversos tiempos de relajación permiten diferentes grados de contraste. Podemos utilizar diferentes secuencias de pulsos para aumentar el contraste.

Considere dos tejidos con diferentes valores T_1 , después del pulso de 90° , los giros se estabilizan a diferentes tiempos. Si aplicamos un segundo pulso de 90° antes que reestablezca el equilibrio, la transformada de Fourier puede mostrar diferentes intensidades para cada uno. Por ejemplo, tomando cantidades iguales de agua (con $T_1 = 2$ seg.) y grasa (con T_1 igual a 200 mseg.). Después del pulso inicial, las intensidades aparecen idénticas. Si esperamos 500 mseg. y aplicamos un segundo pulso, las intensidades resultantes para el agua y grasa serán de 0.22 y 0.92 respectivamente. Por lo tanto, obtendremos una marcada diferencia en una imagen modificando el tiempo de repetición de la excitación. En el caso de T_2 el efecto es contrario al mencionado con T_1 .

El contraste en RM se define como la diferencia relativa de las señales provenientes de dos regiones adyacentes. El contraste se modifica por la densidad y las diferencias entre T_1 y T_2 .

CALIDAD DE IMAGEN

Existen muchos factores que intervienen en la calidad de imagen e incluyen el tamaño de la imagen (por ejemplo, cuántos gradientes desfasados se usan y el tamaño del pixel), la fuerza y la homogeneidad (consistencia) del campo magnético y las características de sus gradientes. Un factor crítico para la calidad de imagen y el contraste de la misma es la RELACION SEÑAL-RUIDO (S/N) de la imagen. Existen diversas técnicas en RM para aumentar la S/N, por ejemplo, el uso de BOBINAS DE SUPERFICIE, que actúan como antenas localizadas.

CONCLUSION

Las notas anteriores pretendieron dar una idea general de los principios básicos de la RM.

El interés en la RM para el diagnóstico médico ha dado como consecuencia grandes avances en esta área en tan solo una década. Un ejemplo de estos avances, en lo que a aplicaciones se refiere, es la investigación con sistemas de RM de cuerpo entero hasta de 4 teslas, la angiografía mediante el uso de RM está siendo también una realidad. No es de dudar que las características y aplicaciones tiendan a aumentar gracias a los avances en la tecnología que permitirán el tener un acceso generalizado a esta compleja e interesante modalidad de RM.

REFERENCIAS

- 1.- Jones. J.P., Partain, C.L. (1985): Principles of Magnetic Resonance. In: Magnetic Resonance Annual 1985, edited by H.Y. Kressel. Raven Press, New York.
- 2.- Morgan, C.J., and Hendee W.R. (1984): Introduction to Magnetic Resonance Imaging. Multi-media Publishing, Denver.
- 3.- Koops, W. (1987): MR Imaging Compendium, edited by Philips Medical Systems, Best, The Netherlands.

THE REFEREE MEMBER COLUMN