

# UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA **electrónica 7**

UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA, CARRERA DE INGENIERIA EN ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES. JULIO 2012. EDICIÓN 1

**TELECOMU-  
NICACIONES**

**ENERGIAS  
RENOVABLES**

**AVANCES  
TECNOLÓGICOS**

**AUTOS  
HIBRIDOS**



**Proyectos de Investigación  
Proyectos de Fin de Módulo  
Artículos de Docentes**



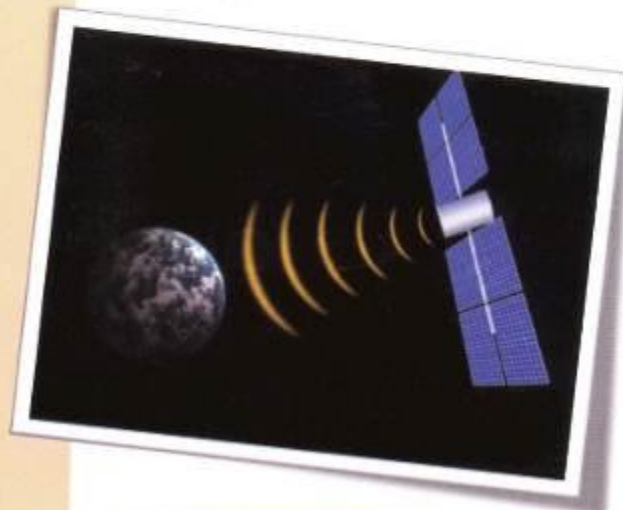
**CARRERA:** Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones  
**WEB:** [www.unl.edu.ec](http://www.unl.edu.ec)  
[aeirnr.unl.edu.ec/cieyt](http://aeirnr.unl.edu.ec/cieyt)  
**E-MAIL:** [ing\\_electronica@unl.edu.ec](mailto:ing_electronica@unl.edu.ec)



# Índice

Revista de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones.

- Bienvenida
- Misión y Vision de la Carrera
- Sistema de Adquisición y Monitoreo Inalámbrico de la Actividad Eléctrica del Corazón.
- Fundamentos de Formación de Imágenes Médicas por Resonancia Magnética
- Modelado de caja negra, Análisis y Diseño del Sistema de Control de Temperatura del Invernadero para Orquídeas del jardín Botánico "Reinaldo Espinoza"
- Enseñanza de la Matemática en las Ingenierías
- Beneficios del Estandar IMS en Operadores Móviles
- Análisis de Métodos Heurísticos de Reconfiguración de Sistemas de Distribución para la Reducción de Pérdidas de Potencia
- Campos Eléctricos y Magnéticos Producidos por Líneas de Alta y Media Tensión
- Autos Híbridos Costo Beneficio



## MISIÓN

Formar profesionales en el campo de la Electrónica y las Telecomunicaciones con sólida base científica-técnica, alta pertinencia social y valores, para cubrir las necesidades del entorno regional y nacional.

## VISIÓN

Formar profesionales en el campo de la Electrónica y las Telecomunicaciones con sólida base científica-técnica, alta pertinencia social y valores, para cubrir las necesidades del entorno regional y nacional.



Logo Generador del Concurso



# UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA

## MISIÓN

*La formación académica y profesional de calidad en el marco del SAMOT, con sólidas bases científicas y técnicas, pertinencia social y valores; la producción y aplicación de conocimientos científicos, tecnológicos y técnicos, que aporten a la ciencia universal y a la solución de los problemas específicos del entorno; la generación de pensamiento; la promoción, desarrollo y difusión de los saberes y culturas; la oferta de servicios especializados; y, la gestión participativa e innovadora, con personal idóneo, comprometido institucional y socialmente.*

## VISIÓN

*La Universidad Nacional de Loja es una institución de educación superior pública y laica, abierta a todas las corrientes del pensamiento, orientadora de la conciencia social; referente fundamental para el desarrollo de la Región Sur y del País; con altos niveles de calidad, pertinencia y compromiso, reconocido prestigio nacional e internacional, por el accionar de sus profesionales en respuesta a las exigencias sociales, la generación y aplicación de conocimientos científicos y tecnológicos, el reconocimiento de los saberes y prácticas ancestrales y su permanente interacción con los sectores sociales.*



## Fundamentos de Formación de Imágenes Médicas por Resonancia Magnética

Por: Ing. Diego Oriana Wilavencio



Ingeniero en Electrónica graduado en la Universidad Politécnica Salesiana, egresado del programa de maestría en Bioingeniería en el Instituto Politécnico Superior "José Antonio Echeverría" (Ciudad de la Habana-Cuba), curso de Telecomunicaciones en Argentina, curso de Tecnología de Equipo Médico (Perú) (docente de la carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones de la Universidad Nacional de Loja desde el año 2007).

En la ciudad de Loja en Hospital Oncológico "Vicente Rodríguez Witt" esta en periodo de instalación un Tomógrafo de Resonancia Magnética Nuclear con una intensidad de campo de 1.5 Teslas adquirido a la empresa SEMENS S.A por un monto de \$ 967.000

A diferencia de la Tomografía Axial Computarizada (uso de rayos X), la Tomografía por resonancia Magnética no emite ningún tipo de radiación ionizante, lo que prácticamente elimina la posibilidad de cáncer debido a la radiación.

**RESUMEN** – El presente artículo aborda de manera rápida los fundamentos físicos del fenómeno de resonancia magnética nuclear, fenómeno sobre el cual se sustenta toda la evolución tecnológica de RMI (Imagen por Resonancia Magnética).

Se presenta de igual manera el fundamento matemático de este fenómeno con un enfoque orientado principalmente a la formación de imágenes en el cuerpo humano. Por último se realiza en breve descripción de los componentes principales de un Escáner de Resonancia Magnética y sus recomendaciones de instalación.

**Palabras Clave** – Resonancia Magnética, Escáner de Resonancia Magnética.

### 1. INTRODUCCIÓN

Los métodos de cirugía empleados desde el principio de los tiempos, han implicado casi siempre técnicas con escaso apoyo visual, es decir, para acceder a una zona afectada ha sido necesario operar sin saber a ciencia cierta qué problema nos vamos a encontrar en el interior del paciente.

La Resonancia Magnética Nuclear (RMN) a igual que otras técnicas modernas, como el TAC (Tomografía Axial Computarizada) o el PET (Tomografía por emisión de positrones) y otras no tanto, como los Rayos X, intentan cada vez con mayor precisión brindar apoyo visual al personal médico y así contribuir al éxito de los procesos médicos.

Una imagen por resonancia magnética (IRM), también conocida como tomografía por resonancia magnética (TRM) o imagen por resonancia magnética nuclear (NMRI, por sus siglas en inglés) es una técnica no invasiva que utiliza el fenómeno de la resonancia magnética para obtener información sobre la estructura y composición del cuerpo a analizar. Esta información es procesada por ordenadores y transformada en imágenes del interior de lo que se ha analizado.

Es utilizada principalmente en medicina para observar alteraciones en los tejidos y detectar cáncer y otras patologías. También es utilizada industrialmente para analizar la estructura de materiales tanto orgánicos como inorgánicos.

A diferencia de la TC (Tomografía computarizada), no usa radiación ionizante, sino campos magnéticos para alinear la magnetización nuclear de (usualmente) átomos de hidrógeno del agua en el cuerpo.

Los campos de radiofrecuencia (RF) se usan para sistemáticamente alterar el alineamiento de esa magnetización, causando que los núcleos de hidrógeno produzcan un campo magnético rotacional detectable por el escáner. Esa señal puede ser manipulada con adicionales campos magnéticos y así contribuir con más información para la formación de imágenes del cuerpo.

La RMI presenta las siguientes ventajas:

- No invasiva
  - Radiación no ionizante
  - Gran contraste entre tejidos
- Alta resolución espacial y temporal
- Capacidad de producir imágenes topográficas en cualquier dirección del espacio.
  - Aumento de prestaciones Clínicas: funcional, angiografía, intervencionista, etc.

**2. MATERIALES Y MÉTODOS**

**2.1 El Espin Nuclear**

La propiedad cuántica de espín tiene su origen en dos tipos de movimientos que realiza el núcleo dentro del átomo.

*Rotación.*- Giran constantemente entorno así mismos

*Precesión.*- Describen un movimiento Circular en torno a un punto a una frecuencia determinada.

La combinación de estos dos movimientos genera un campo magnético.

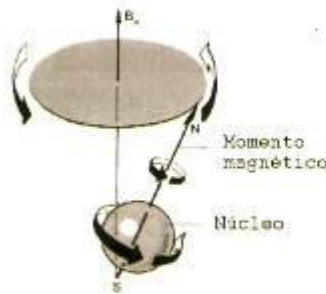


Fig 1.- Movimiento del núcleo.

El espín de un núcleo está determinado por el número cuántico del espín I. Si el número combinado de protones y neutrones en un isótopo dado es par, entonces; I = 0, por lo tanto no existe un espín general

En un espín distinto a cero (número impar de protones y neutrones) el momento magnético viene dado por:

$$m = \gamma_p^r \cdot I \tag{Ec. 1}$$

en donde:

- $\gamma_p^r$  Es la proporción giromagnética
- Es el vector de momento angular (alineado con el eje del espín)

La constante  $\gamma_p^r$  depende del tipo de núcleo y viene dada por

$$\gamma_p^r = \frac{ge}{2m} \tag{Ec. 2}$$

donde:

- e es la carga
- m es la masa (H-1 = 1.672 x 10<sup>-27</sup> Kg)
- g es el "factor fudge" (H<sup>1</sup> = 5,56)

Para el Hidrogeno la constante giromagnética es:

$$\gamma_p^r = 5,56 \cdot \frac{1.609 \times 10^{-19}}{2 \times 1,672 \times 10^{-27}} \tag{Ec. 3}$$

$$\gamma_p^r = 2,68 \times 10^8 \left[ \frac{\text{rad}}{\text{sT}} \right]$$

El superíndice r denota que es una medida de frecuencia radial si escalamos esta medida para 2π tenemos:

$$\gamma_p = 42,57 \times 10^6 \text{ [ Hz/T ]}$$

**2.2 Acción de un Campo Magnético Exterior**

En mecánica cuántica la propiedad de los nucleidos está relacionada con el concepto clásico de momento angular por la siguiente expresión.

$$|I| = \hbar [j(j + 1)]^{1/2} \tag{Ec. 4}$$

Donde j es el número cuántico del espín nuclear y están en función del tipo de átomo. Para el caso del Hidrogeno j = 1/2

Los posibles componentes del momento angular a lo largo de cualquier dirección están dados por la cantidad m1 conocida como número cuántico magnético. Lo valores que puede tomar m1 están determinados por:

$$m1 = j, j - 1, j - 2, \dots - j \tag{Ec. 5}$$

Es posible lograr que un núcleo pase de un estado a otro aplicándole una cantidad precisa de energía ΔE Esta absorción de energía se pueda Tomando en cuenta que para el Hidrogeno j=1/2 los valores de m1 pueden ser +1/2 y -1/2. Estos dos estados son conocidos como "spin up" y "spin down" o estados de alta y baja energía respectivamente. Cada uno de estos estados tiene una energía asociada dada por:

$$E = -\gamma_p \hbar m1 |B0| \tag{Ec. 6}$$

El signo negativo indica que el estado de alta energía esta opuesta a la dirección de B0 y el estado de baja energía tiene la misma dirección de B0.

Cuando los protones son sometidos a un campo magnético externo sus momentos magnéticos se orientan en la dirección del campo magnético aplicado

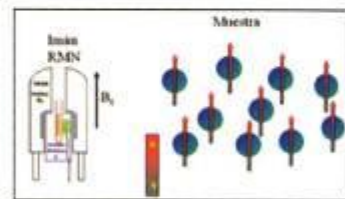


Fig 2.- Acción de un Campo Magnético Exterior



Es posible lograr que un núcleo pase de un estado a otro aplicándole una cantidad precisa de energía  $\Delta E$ . Esta absorción de energía se pueda obtener mediante radiación electromagnética.



Fig 3 - Efecto de la Irradiación Electromagnética

La diferencia energética entre los estados de alta y baja energía se expresa con la siguiente ecuación:

$$\Delta E = -\gamma_p^r \hbar |B_0| \quad (\text{Ec. 7})$$

La expresión que relaciona la frecuencia de una radiación electromagnética y la energía de cada fotón es:

$$\Delta E = h f_0 \quad (\text{Ec. 8})$$

$$\Delta E = \hbar \omega_0 \quad (\text{Ec. 9})$$

Estas dos ecuaciones nos llevan a la siguiente expresión conocida como Ecuación de Larmor.

$$\omega_0 = -\gamma_p^r |B_0| \quad (\text{Ec. 10})$$

Para el caso del hidrogeno con un campo  $B_0=1.5$ [Tesla] tenemos que  $f_0 = 63,855$ Mhz.

Con esto tenemos la frecuencia que debe tener el pulso de radio Frecuencia  $B_1$  que debe ser aplicado a la muestra para que sus núcleos salten de un estado a otro. El número de núcleos que saltan de un estado a otro de energía depende del número de fotones inyectados con la energía correcta. Al aplicar el pulso de RF( $B_1$ ),  $M$  experimenta un torque dado por:

$$T = M \times B_1$$

Por lo tanto  $M$  gira en el plano  $xy$  con una velocidad angular;

$$\omega_1 = -\gamma_p^r B_1$$

El ángulo de rotación de  $B_1$  con respecto al eje  $z$  depende de la magnitud y dirección de  $B_1$ . Si la energía entregada por  $B_1$  es suficientemente grande la componente  $z$  de  $M$  disminuye hasta hacerse cero y solo existiría componentes en los planos  $x$  e  $y$ . Este caso es llamado pulso de  $90^\circ$ . Si la energía del pulso de FR es suficientemente grande para invertir la dirección del vector este pulso es llamado de  $180^\circ$ .

### 2.3 Proceso de Relajación

Como se describió en el apartado anterior la aplicación de un pulso de RF con la frecuencia y amplitud correcta produce que la componente  $M_z$  disminuye desde su valor de equilibrio  $B_0$ .

Al detener la aplicación de  $B_1$  tenemos dos efectos inmediatos. El primero llamado de "driving" mantiene todos los núcleos en movimiento de precesión en fase no está presente por mucho tiempo. Luego los espines empiezan a desfasarse debido principalmente a dos factores: las interacciones espín-espín y a las irregularidades del campo  $B_0$ .

El efecto de defasaje significa que la componente  $xy$  del vector de magnetización, llamada magnetización transversal, disminuye de manera exponencial.

El Segundo efecto se produce en la componente  $z$  del vector de magnetización, se conoce como magnetización longitudinal, luego de terminado el pulso de RF esta componente empieza a incrementar su valor. Este proceso presenta un comportamiento exponencial creciente.

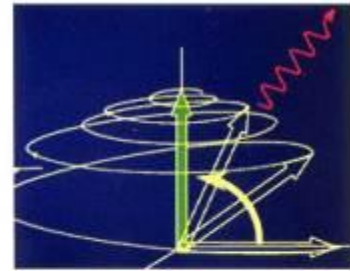


Fig 3 - Efecto de Relajación del espín

Estos efectos de relajación son descritos mediante las ecuaciones de Bloch.

### 2.4 Ecuaciones de Bloch

Las Ecuaciones de Bloch describen el comportamiento del Vector de Magnetización Nuclear.

Considerando el vector  $B_1$  de la forma  $(B_1 \cos \omega t, B_1 \sin \omega t, B_0)$  en sus componentes  $x, y, z$  respectivamente;

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_0 - M_z B_1 \sin \omega t) - \frac{M_x}{T_2}$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_1 \cos \omega t - M_x B_0) - \frac{M_y}{T_2}$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_z B_1 \sin \omega t - M_y B_1 \cos \omega t) - \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

La dependencia del tiempo hace muy difícil solucionar estas ecuaciones. El sistema se simplifica si se expresa en un sistema de coordenadas rotatorio que gire con la misma frecuencia que  $B_1$ . Utilizando el sistema de coordenadas rotatorio e integrando tenemos

$$M_x(t) = M_{x0} \cdot e^{-t/T_2}$$

$$M_y(t) = M_{y0} \cdot e^{-t/T_2}$$

$$M_z(t) = M_{z0} \cdot e^{-t/T_1} + M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

### 2.5 Significado de $T_1$ y $T_2$

El proceso de relajación longitudinal descrito por la exponencial creciente depende del tiempo  $T_1$  conocido también como relajación espín-retículo. Es una medida de la transferencia de energía del espín nuclear a su entorno.

$T_1$  nos da una idea del contenido de agua en los tejidos y del grado en que esta agua es absorbida en la superficie de los tejidos. Este tiempo es medido cuando la magnetización longitudinal a recuperado el 63% de su valor máximo.

La constante  $T_2$  es un poco más complicada. Esta es una medida de la tasa de decaimiento de la componente  $xy$  del vector de magnetización. Esta ocurre en parte debido a la relajación espín-retículo el cual es un proceso relativamente lento descrito por  $T_1$  pero también se debe al desfase de los espines cuando el pulso de RF ha terminado. Sin embargo el efecto de desfase ocurre mucho más rápido lo que produce que este efecto sea el predominante en la curva de decaimiento.

El efecto de desfase de los espines es causado por el intercambio de energía entre los espines nucleares, es conocido como relajación espín-espín. También es causado por las fluctuaciones del campo  $B_0$  el cual nunca puede llegar a ser perfectamente homogéneo en todo el tejido bajo análisis. Estas fluctuaciones de  $B_0$  produce diferencias en las frecuencias de precesión de los núcleos. El problema aquí es que este efecto no depende del sistema pero sí del sistema y no proporciona información útil. La suma de estos dos efectos es  $T_2^*$ .

En imágenes del cuerpo humano  $T_2$  depende principalmente del tipo de tejido que se esté analizando. En la mayoría de tejidos  $T_2$  es mucho más corto que  $T_1$ , sin embargo hay ocasiones en que pueden tener valores similares.

En resumen tenemos dos procesos de relajación que dependen del tejido que nos dan información para la formación de imágenes. En la práctica se usa principalmente tres tipos de mediciones para caracterizar el tejido: La densidad protónica, el tiempo de relajación longitudinal  $T_1$  y el tiempo de relajación transversal  $T_2$ .

En la práctica existen muchos problemas al momento de realizar la medición. El primero es que el crecimiento de  $M_z$  no puede ser medido directamente por esta razón se toma un estimado del valor de  $T_1$  que no es completamente correcto. El segundo problema es que FID (Free induction decay) es una medida de  $T_2^*$  y no de  $T_2$ .

Desde los años 40 y 50 estos problemas se han ido solucionando con el uso de secuencias de pulsos de RF que ayudan a minimizar los efectos no deseados.

## 2.6 Principales secuencias de Pulsos

**Decaimiento de Inducción Libre (FID).**- Es una señal exponencial decreciente que tiene la misma frecuencia que la frecuencia de precesión de Larmor, es la señal sin procesar detectada por la antena de recepción. Antes de ser usada multiplicada por una señal de referencia para desplazarla a un rango de frecuencia más bajo. La envolvente de esta señal se muestra en la siguiente figura.

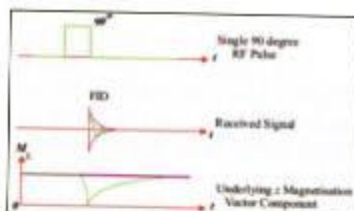


Fig. 4 Señal FID de un pulso de  $90^\circ$

**Saturación Parcial.**- Si un segundo pulso de  $90^\circ$  es aplicado una segunda señal FID será recibida si el tiempo entre el primero y el segundo pulso es más corto que el tiempo de recuperación del equilibrio, la segunda señal de FID será más corta en amplitud que la primera, la diferencia de amplitudes entre el primero y el segundo pulso depende de  $T_1$ . Para materiales cuyo  $T_1$  es corto la segunda señal de FID tendrá una amplitud similar que la primera, en cambio para materiales cuyo  $T_1$  es largo la segunda señal de FID tendrá menor amplitud que la primera.

Con esto podemos estimar la constante  $T_1$  del material. El tiempo entre los pulsos de  $90^\circ$  es conocido como tiempo de repetición  $T_R$ .

**Recuperación de la Saturación.**- Si permitimos a la muestra recuperar el equilibrio es claro que las amplitudes entre las señales FID serán las mismas. La amplitud máxima de la señal FID depende de la cantidad de núcleos en la muestra que están resonando a la frecuencia de Larmor en consecuencia la amplitud es proporcional a la densidad protónica de la muestra.

En la práctica existe una demora que se puede medir desde la aplicación del pulso de RF hasta empezar la medición de la señal FID. Esta demora es conocida como tiempo de  $ECO$   $T_e$ . Para la estimación de densidad protónica utilizando la secuencia de recuperación de la saturación  $T_e$  es mínima.

**Recuperación de la Inversión.**- En esta secuencia primero se aplica un pulso de  $180^\circ$  este provoca que el vector de magnetización invierta su dirección. En este instante se produce una señal que no se puede medir.

En la relajación la componente  $z$  del vector de magnetización cruza por cero para luego hacerse positiva, antes de los  $90^\circ$  un pulso es aplicado produciendo una señal que se puede medir en la componente  $xy$ . La magnitud de la señal FID resultante depende claramente del lapso de tiempo entre los pulsos de  $180^\circ$  y  $90^\circ$ . El momento en que la componente  $z$  cruza por cero depende principalmente de  $T_1$ .

**Secuencia Espín Eco.**- Hasta el momento sabemos cómo obtener el valor de  $T_1$  pero aun no el de  $T_2$ . La secuencia espín eco descubierta por Hahn en 1949 permite obtener el valor de  $T_2$  en lugar de  $T_2^*$ . Consiste en aplicar un pulso de  $90^\circ$  esperar la mitad del tiempo de  $eco$   $T_2/2$  aplicar un pulso de  $180^\circ$  y luego recibir la señal.



Antes de la aplicación del pulso de  $180^\circ$  la diferencia en las frecuencias de precesión debidas a las fluctuaciones del campo  $B_0$  producen un desfase entre los espines. Si traemos a los espines a  $180^\circ$  la diferencia entre las frecuencias de precesión ahora actúan para colocar a los espines en fase de nuevo. Aquí se forma un eco alcanzando un pico cuando los espines están en fase otra vez, en este punto cualquier desfase que se pueda producir se debe a las interacciones espín-espín.

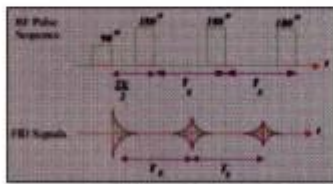


Fig 5 Secuencia de Pulsos de  $180^\circ$

Modificando los tiempos de repetición y de eco ( $T_R$  y  $T_E$  respectivamente) podemos obtener variaciones en el contraste de la imagen en dependencia del tipo de tejido bajo análisis.

## 2.7 Contraste de la Imagen

En la mayoría de los casos el contraste entre tipos de tejidos se debe a las variaciones de  $T_1$ ,  $T_2$  y a la diferencia de la densidad protónica a continuación se describen los métodos más generales para variar este contraste.

**Potenciamiento de la Densidad Protónica.** Mide la cantidad total de energía, se obtiene haciendo que  $T_R \gg T_1$  y  $T_E \ll T_2$ . Permite obtener un buen detalle anatómico y presenta un alta relación señal/ruido.

**Potenciamiento en  $T_2$ .** Se obtiene haciendo que  $T_R \gg T_1$  y  $T_E = T_2$  con esto se logra que las diferencias en el descenso de las curvas sea aumentada, aquí los líquidos se muestran más brillantes, presenta una relación señal/ruido relativamente baja.

**Potenciamiento en  $T_1$ .** Se logra con  $T_R = T_1$  y  $T_E \ll T_2$  con esto se resaltan las diferencias en la curva de recuperación en el eje z. Con esto obtenemos que la señal de la grasa de muestra más brillante y la de los músculos y líquidos más baja.

## 2.8 Selección del Corte

Si a toda la muestra se le aplica el campo  $B_0$  y se realiza todo el proceso antes mencionado se presentara el inconveniente de que la señal que se recibe es proveniente de todo el volumen en general de modo que sería imposible conformar una imagen útil, para evitar esto es necesario dividir la muestra en pequeñas porciones iguales (voxel) e ir aplicando el método a cada una de estas.

Esta división de la muestra se logra superponiendo al campo  $B_0$  un gradiente de campo B como se muestra en la figura 6 lo que produce que diferentes cortes o "slices" del cuerpo resuenen a distintas frecuencias.

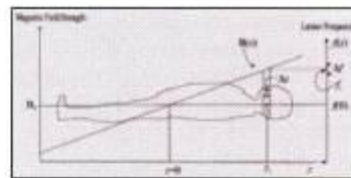


Fig 6 Aplicación del Gradiente de Campo Magnético

El grosor del "slice" está claramente determinado por el ancho de banda del pulso de RF.

Si se usa una ponderación igual para el rango de frecuencia  $f_c - \Delta F/2$  hasta  $f_c + \Delta F/2$  sería equivalente a tener una función rectangular en el dominio de Fourier lo que equivale a una función sinc en el dominio del tiempo.

Normalmente la selección de los cortes se realiza en el eje z, proporcionando una imagen plana que es normal a la dirección de  $B_0$ , sin embargo equipos modernos son capaces de proporcionar cortes en cualquier dirección.

## 2.9 Componentes Principales de un Escáner de RM

**Imán.** Es la parte encargada de generar el campo magnético  $B_0$ , este campo debe ser lo más homogéneo posible, existe cuatro tipos:

**Resistivos.** Se realizan con bobinas conductoras que deben ser refrigeradas mediante circulación de agua con este tipo de imán se puede lograr hasta 0,5 T, tiene el inconveniente de ser muy pesados.

**Superconductivos.** Las bobinas son hechas con materiales que presentan propiedades superconductoras, estas bobinas deben ser refrigeradas con helio son livianas y brindan un campo muy uniforme con este tipo de imán se logran intensidades superiores a 2T.

**Permanentes.** Utiliza sustancias ferromagnéticas originales tienen la ventaja que no necesitan de energía eléctrica pero presentan el inconveniente de brindar campos poco uniformes y de poca intensidad (0.4 T).

**Híbridos.** Se basan en mezclas de los anteriores, son poco usados.

**Elementos de Shimming.** Shimming es el proceso mediante el cual se reajustan las diferencias en el campo  $B_0$  para conseguir una mayor homogeneidad.

**Shimming Pasivo.** Consiste en la colocación de pequeñas piezas de hierro alrededor del imán de forma que se rectifiquen las pequeñas homogeneidades. Es un proceso lento y difícil que requiere de uso de la técnica ensayo error, aunque no precisa de mantenimiento.

**Shimming Activo.** Consiste en la colocación de bobinas en el interior del túnel de modo que rectifiquen las fluctuaciones del campo. Esto permite un manejo computarizado de las bobinas aunque requiere componentes electrónicos y software adicional lo que encarece el sistema.

**Apantallamiento.-** Este componente reduce la intensidad del campo magnético al exterior del imán se puede lograr de dos maneras.

*Shielding Pasivo:* Se basa en la colocación de una estructura de hierro que rodea al imán. Esta técnica es sencilla y barata. Pero complica el shimming.

*Shielding Activo:* Se basa en la colocación de una segunda bobina conductiva por fuera de la primera bobina principal, con una corriente en sentido opuesto, con lo que conseguimos que los campos magnéticos se resten y así apantallar el aparato hacia fuera. Este sistema es más caro, pero no complica el shimming.

**Los Gradientes.-** Los gradientes se crean activando bobinas dentro del túnel del escáner. Las bobinas tienen una forma compleja. Son mínimo 3 orientados en las direcciones x,y,z, la intensidad del campo producido depende de la cantidad de corriente que se le inyecte. Es fundamental que presenten una elevada linealidad. La intensidad del campo está entre 10 y 50 mT.

**Antenas.-** Las antenas se utilizan para recoger la señal emitida por los tejidos, esta señal es muy débil, por lo que la elección de una buena antena es vital para la obtención de una buena imagen.

La antena debe estar colocada de manera que la zona que se debe explorar quede totalmente englobada con el área de recepción.

Las antenas deben cumplir el compromiso de ser tan pequeñas como sea posible, y así aumentar la resolución, y disminuir el S/N (relación señal - ruido), y tan grandes como sea necesario, y para que quepa la zona a explorar.

**Equipos Informáticos.-** Son utilizados para el procesamiento de la señal y el control de los elementos antes mencionados. Son los encargados de la digitalización, decodificación, presentación, almacenamiento y transmisión de la señal. Son tan rápidos y potentes como la tecnología actual lo permite.

#### 2.10 Recomendaciones de instalación

- Tener especial cuidado en el diseño e instalación del blindaje de Interferencia Electromagnética.
- Colocar filtros de RF con baja corriente de fuga en todos los conductores eléctricos que ingresen a la sala.
- No instalar equipos sensibles a campos magnéticos cerca del Escáner de RM.
- No instalar el escáner de RM cerca, arriba o debajo de cuartos de máquinas o centros de transformación. Debido a que vibraciones e interferencia EM afectan el normal funcionamiento del equipo es necesario realizar mediciones de estos factores antes de la instalación.
- Para la iluminación utilizar materiales compatibles con IRM que cumplan las normativas internacionales.
- Proveer los posibles inconvenientes que puede causar el elevado ruido que emite el escáner de RM cuando está en funcionamiento.
- Proveer la instalación de equipos de intercomunicación de al menos 3 estaciones y de ser posible adecuar el local para posibles actualizaciones.

### 3. DISCUSIÓN

En este artículo se ha revisado de manera muy superficial los fundamentos de esta poderosa técnica para la obtención de imágenes médicas.

Existen muchos más detalles que se deberían conocer para comprender todos los aspectos de este fenómeno. Por ejemplo existen muchas más secuencias de pulsos que actualmente son utilizadas para obtener mayor versatilidad en el manejo de contraste de los tejidos, estas secuencias utilizan métodos diferentes de localización. Existen también secuencias que permiten obtener imágenes en un menor periodo de tiempo a cambio de sacrificar un poco la calidad de estas.

Existen también consideraciones de seguridad que deben tomarse en cuenta por ejemplo: No se puede utilizar RM en pacientes con marcapasos o piezas metálicas dentro del cuerpo. Tampoco se puede utilizar en pacientes con claustrofobia y algunas otras más que el personal encargado del manejo del escáner debe tener siempre presente para evitar accidentes.

La instrumentación de esta técnica está en constante desarrollo logrando así construir escáneres con mayor resolución, con la posibilidad de realizar cortes en cualquier plano arbitrariamente, con campos magnéticos cada vez potentes y homogéneos, en definitiva construyendo equipos cada vez más rápidos y potentes.

De igual manera algoritmos para la decodificación de la señal FID, y la reconstrucción en 3D, están en constante desarrollo de forma tal que este proceso se realice de manera más rápida y eficaz.