



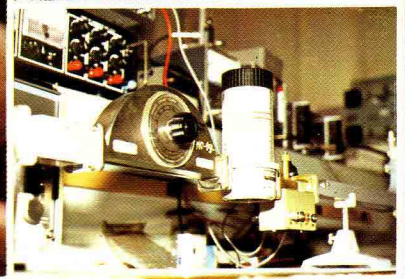
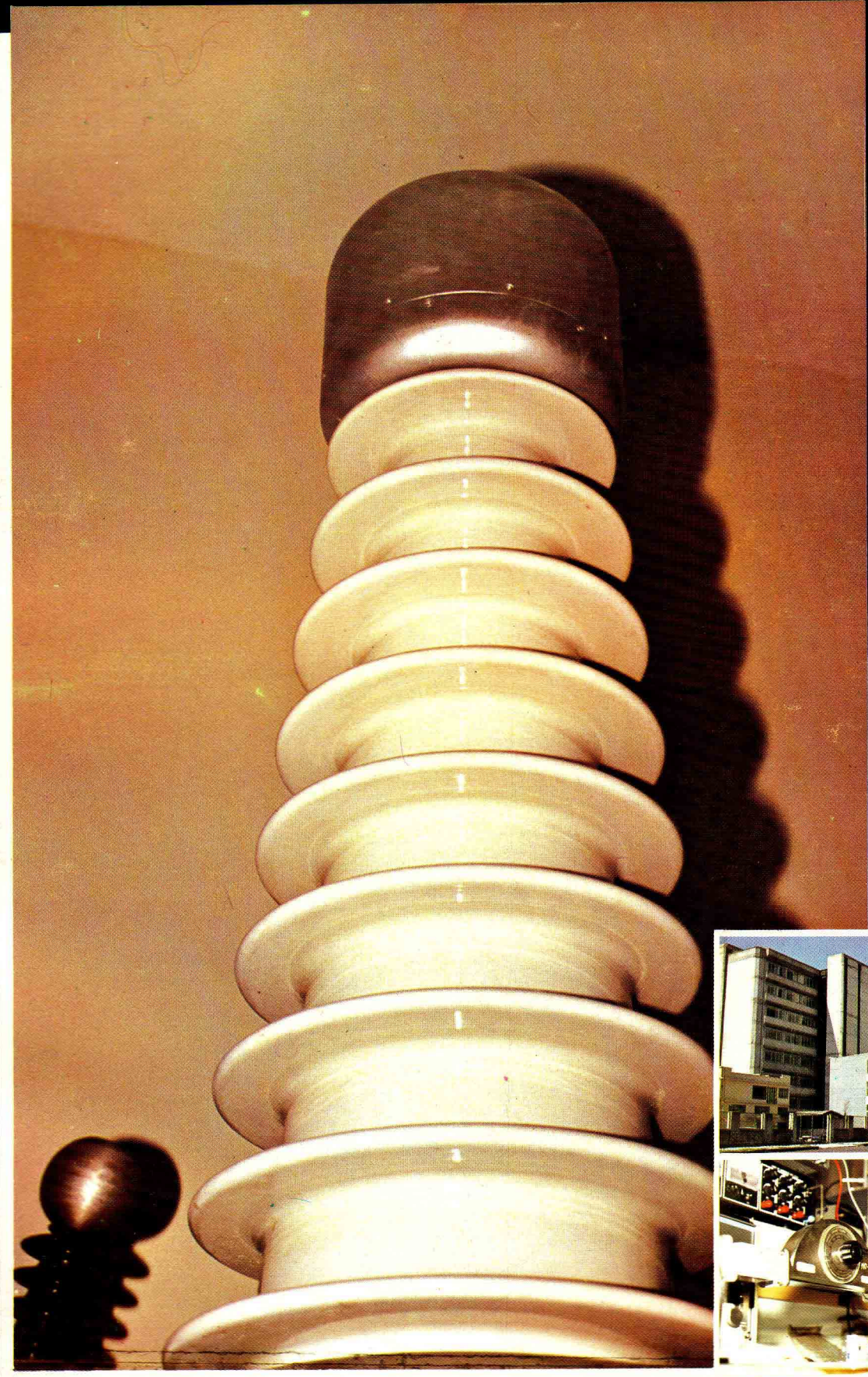
ANALES DE LAS JORNADAS EN INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA



**E
S
C
U
E
L
A

P
O
L
I
T
E
C
N
I
C
A

N
A
C
I
O
N
A
L**



**Facultad de Ingeniería Eléctrica
18 - 19 y 20 de Julio de 1990
Quito - Ecuador**

JORNADAS DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA

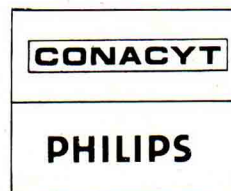
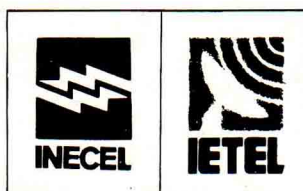
JULIO DE 1990/JIEE

Vol. No. 11

CONTENIDO

EDITORIAL	1	ANALISIS DE UN SISTEMA RECUPERADOR DE LA ENERGIA DE DESLIZAMIENTO USANDO VARIABLES qd0. Toapanta Milton - Diaz Kelvin	122
CONTROL			
SIMULACION DIGITAL DE SISTEMAS DE CONTROL Alvarado Pablo - Barajas Luis	3	MANUAL LATINOAMERICANO Y DEL CARIBE PARA EL CONTROL DE PERDIDAS ELECTRICAS. Parra E. - Borrero V. - Céspedes R. - Corredor G. - Diaz H. - Florez L. - Olarte L. - Torres C.	129
DESACOPAMIENTO PARA SISTEMAS CONTINUOS EN EL TIEMPO. Barraquán Marco - Granizo E.	10	CONTROL Y GESTION DE CARGAS ELECTRICAS EN ESTACIONES URBANAS DE DISTRIBUCION. Mena A. - Andino H.	137
DIVERSOS ENFOQUES PARA EL ANALISIS DE UNA PLANTA INDUSTRIAL INTEGRADA. De Giusti A. - Lorente H. - Pesado P. - Naiouf M.	19	TELECOMUNICACIONES	
SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS Y CONTROL PARA COMPUTADORES PERSONALES. Echeverría Jorge - Barraquán Marco	30	CONCEPCAO E REALIZACAO DE FILTROS PASSA-BAIXAS EM STRIPLINE SUSPENSO. Abdalla H.	151
ANALISIS DE ESTABILIDAD DE SISTEMAS DE CONTROL NO LINEALES UTILIZANDO LA FUNCION DESCRIPTIVA. Echeverría Pablo - Barraquán Marco	36	IMPLEMENTACAO DE UN MODELO RECEPTOR DE SINAIS DE SATELITE. Bermudez Luis - Nacif Danilo. Hama Renato	156
CONCEPCION DE UN BIOS ORIENTADO A SISTEMAS EN TIEMPO REAL. Lizzoli José - Torres Fabián - De Giusti Armando	45	MISSAD: SISTEMA DE ANALISE E SINTESE DE LINHAS MICROSTRIP ISOLADAS LEVANDO EM CONSIDERACAO PERDAS E DISPERSAO. De Oliveira M.S. Adel - Abdalla Jr. H.	160
AMBIENTE PARA LA ESPECIFICACION DE SISTEMAS DE TIEMPO REAL CON REDES DE PETRI Naiouf Marcelo - De Giusti Armando	55	PROCEDIMIENTOS DE CONTROL DINAMICO DE UN SISTEMA DE ACCESO MULTIPLE ALEATORIO A MONO-CANAL PARA TRANSMISION DE DATOS. Lojan Bolivar - Silva Luis	165
CONTROL ADAPTIVO CON MODELO DE REFERENCIA PARA SISTEMAS DISCRETOS. Ortiz Hugo - Barraquán Marco	61	SISTEMA LOGICO MULTINIVEL PARA PROCESO Y TRANSMISION DE DATOS. Warzanskyj W. - Sanz José - López Luis Vicente	170
DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA EXCITATRIZ ESTATICA PARA UN GENERADOR DE 5 MVA. Alvarado Danilo - Ledesma Bolívar	68	TEMAS GENERALES	
POTENCIA			
INTERRUPCÃO DE CORRENTE POR SECCIONADORES: UMA CONDICAO OPERATIVA FREQUENTE JA INCORPORADA AS ESPECIFICACOES DE FURNAS E SO AGORA ABORDADA PELAS NORMAS TECNICAS. Amón Jorge - Kastrup Oscar	77	DE QUE ESTA HECHO EL UNIVERSO? PIEZAS DE UN ROMPECABEZAS. Hoeneisen Bruce	175
COMPOSICION EN SERIE Y EN PARALELO DE RAMAS DE MAQUINAS ELECTRICAS: SUS ENLACES INDUCTIVOS. Bambill Eduardo	84	ALGUNOS PREDICTORES PARA PRUEBAS DE TIEMPOS DE FALLA. Capa H.	181
POWER SYSTEMS DIRECT TRANSIENT STABILITY ASSESSMENT USING STRUCTURE PRESERVING MODELS: AN OVERVIEW. Cañizares Claudio	91	CALCULO DEL POTENCIAL Y CAMPO ELECTRICO MEDIANTE EL METODO DE SIMULACION DE CARGA. Mejia Moscoso Alfonso	188
MINI-MICROCENTRALES HIDROELECTRICAS DE FABRICACION NACIONAL PARA EL SECTOR RURAL Cevallos Fausto	104	MECANICA CUANTICA ESTOCASTICA Moya Douglas	197
ESTADO TRANSITORIO DEL GENERADOR DE INDUCCION. Salazar Edgar - Mora Jorge	114	UN MODELO DE PLASMA MULTICOMPONENTE PARA EXPLICAR LOS SUPERCONDUCTORES DE ALTA TEMPERATURA. Moya Douglas	202
		RELATIVISTIC DYNAMICS AND ELECTROMAGNETIC FIELD. Warzanskyj Wsewolod	206
		FUNDAMENTOS TEORICOS DE LA FORMACION DE IMAGENES POR RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR NMR. Yapur Miquel - Correa José	216

Con el auspicio de:



RESUMEN

El diagnóstico médico ha sido beneficiado por los avances tecnológicos logrados con los avances recientes. La tecnología mejorada de Rayos - X, La tomografía computarizada (CT) y el ultrasonido han sido las principales técnicas de imágenes.

Hoy en día, esta progresión tecnológica ha dado un paso adelante con la introducción de la Resonancia Magnética Nuclear (NMR). Las imágenes obtenidas por este método proveen imágenes de alto contraste sin radiación ionizante.

Debido a lo nuevo del tema y por ende a la falta de información, el presente artículo tiene como objetivo ilustrar en forma clara y sencilla los conceptos básicos de la NMR.

ABSTRACT

Medical Diagnostic has been improved from technological advances in recent decades. Improvements in X - Ray technology, the computerized tomography, and the ultrasound have been the main techniques of images.

Today, this technological progression has taken a step forward with the introduction of the Nuclear Magnetic Resonance. The pictures taken by this method provide high contrast images without ionized radiation.

The main objective of this article is to describe briefly the basic concepts of NMR and its applications to get medical images.

INTRODUCCION

En la historia de los avances tecnológicos, la medicina ha sido una de las más favorecidas.

En cada una de estas aplicaciones encontramos, aparte de sus ventajas inherentes, ciertas desventajas que limitan el uso de estas aplicaciones (técnicas) y consecuentemente sus resultados también se ven limitados.

En la técnica de los Rayos-X y en la Tomografía computarizada por ejemplo, la principal desventaja es la ionización de los tejidos por la radiación, por lo tanto estas técnicas no pueden ser usadas muy seguidas en un mismo paciente.

En la técnica del ultrasonido, los huesos y el aire distorsionan la señal limitando su uso a ciertas partes del cuerpo humano. En cambio por medio de la NMR podemos visualizar imágenes perfectamente claras sin los inconvenientes de las otras técnicas arriba mencionadas.

Los principios de la Resonancia Magnética fueron originalmente desarrollados en Stanford por BLOCK y en Harvard por PURCELL en 1946, haciéndose acreedores al premio Nobel en 1952.

TEORIA BASICA

Principios de la Magnetización Nuclear :
Cualquier objeto que posea carga y velocidad puede crear un campo magnético. Si el cuerpo cargado está rotando sobre su eje, producirá un momento magnético angular el cual va a estar en dirección del eje de rotación con un vector magnético perpendicular a dicho eje (1). Ver fig.#1.

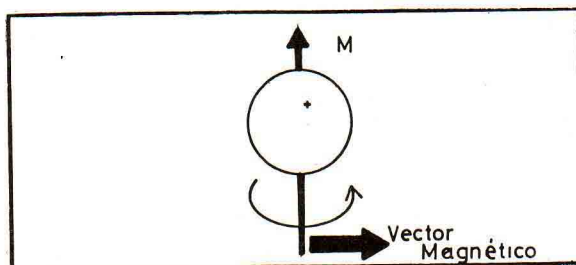


FIG. N° 1

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

La técnica de la NMR no puede ser aplicada a todos los núcleos, sino solo a los núcleos que tengan las siguientes propiedades (2):

- poseer la propiedad conocida como giro (Spin)
- poseer un número impar de protones y neutrones.

El momento magnético actúa en forma similar a una barra magnética la cual posee un polo norte y un polo sur. Ver fig.#2

La intensidad del momento magnético depende del tipo de núcleo; el núcleo de hidrógeno posee el momento magnético más fuerte y gracias a la abundancia de éste en el cuerpo humano hace que el núcleo de hidrógeno sea el elegido para las imágenes por el método de la NMR (3).

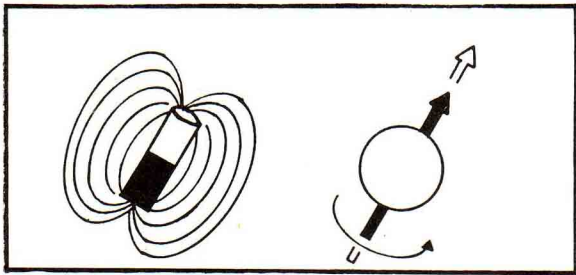


FIG. Nº 2

(Tomado de Keller J. Paul GEN.ELEC.)

En el espacio libre, los núcleos atómicos se encuentran orientados al azar. Ver fig.# 3a.

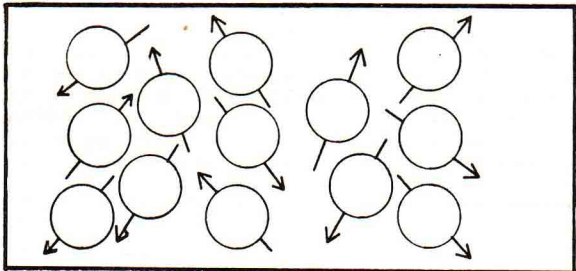


FIG. Nº 3a

Bajo la influencia de un campo magnético H_0 la mayoría de los protones se alinean en dirección paralela al campo, y el resto se alinea en dirección antiparalela al campo (4). Ver fig.# 3b.

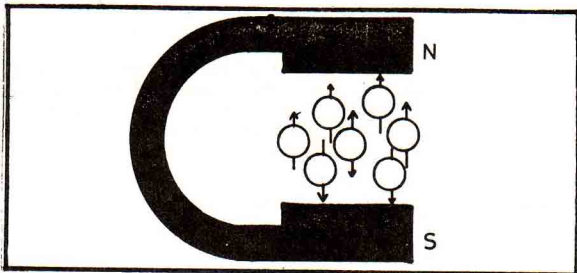


FIG. Nº 3b

(Tomado de SIEMENS NMRI)

Para nuestro estudio no se va a tomar en cuenta la magnetización núcleo por núcleo, sino mas bien, una suma de núcleos que a su vez nos dará una suma de momentos magnéticos por unidad de volumen a la cual vamos a llamar MAGNETIZACION (M).

Precesión Nuclear : Para poder ilustrar el concepto de Precesión vamos a representar a la Magnetización como la figura del giroscopio (o trompo). Ver fig.# 4a.

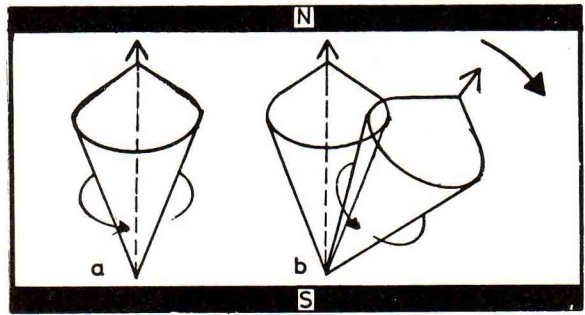


FIG. Nº 4

(Tomado de SIEMENS)

En el estado de equilibrio M se alinea con el campo magnético; si ésta es deflectada o movida de la dirección del campo, no regresará directamente al estado de equilibrio, en lugar de ello empezará a rotar en forma de círculos decrecientes, formando un cono con su vértice superior, alrededor de la dirección del campo H_0 , hasta llegar a su posición de equilibrio. A esto se llama PRECESION NUCLEAR. Ver fig.# 5.

Con el giroscopio o trompo sucede lo opuesto, es decir éste pierde su estado de equilibrio debido a la fuerza del campo gravitacional que lo hala hacia la tierra.

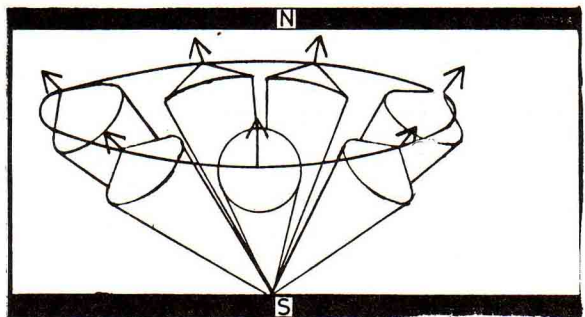


FIG. Nº 5

Para deflectar o mover la Magnetización fuera de la dirección del campo H_0 y producir el fenómeno de la Precesión Nuclear usamos una fuente de pulsos de RF (radio frecuencia). [5]

Resonancia Magnética Nuclear: Vamos a considerar a la Magnetización M como un vector sobre el eje Z del plano X,Y,Z de la fig.# 6a.

Si un campo magnético oscilante a cierta frecuencia es aplicado en el plano horizontal X,Y a lo largo del eje Y, la Magnetización se deflectará fuera de la dirección del campo magnético H_0 . La base de la Magnetización permanecerá fija mientras que la parte superior describirá círculos (ver fig.# 6b) cuyos radios se incrementaran gradualmente, incrementando de esta forma el ángulo de inclinación α hasta llegar a $\alpha = 90^\circ$ (6). Ver fig.# 6c.

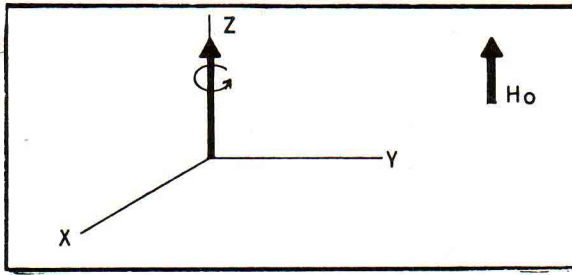


FIG. N° 6a

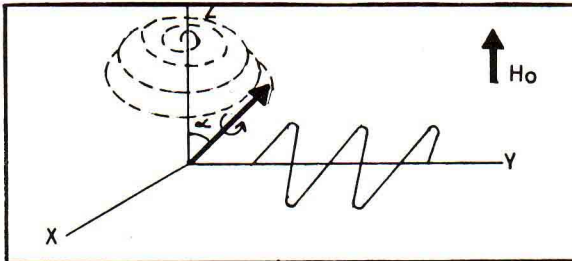


FIG. N° 6b

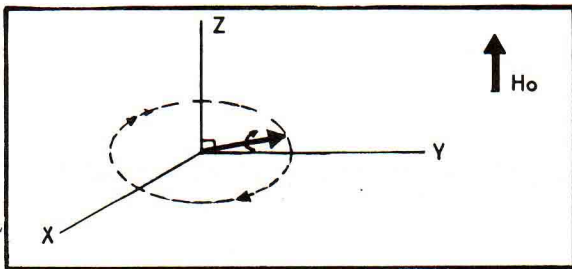


FIG. N° 6c.

(Tomados de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

Una vez alcanzado el plano X,Y M rota perpendicularmente al campo Ho y esta rotación induce una señal alterna que puede ser recibida por una bobina colocada en el eje X. Ver fig.# 7. Esta señal estará en resonancia con la señal aplicada (7). La velocidad angular a la cual gira M viene dada por : $W = \gamma Ho$, donde γ = relación de intensidad del momento magnético para el tipo de núcleo considerado .

$$\gamma h = 4257 \text{ hz/gauss}$$

W es la frecuencia en la cual los nucleos entran en resonancia, se la llama frecuencia de Larmor.

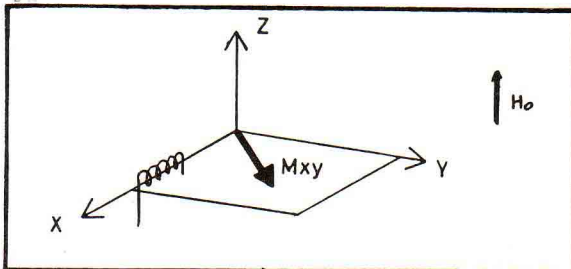


FIG. N° 7

Relajacion: El retorno al equilibrio.

Como ya se mencionó anteriormente, sería imposible hacer las consideraciones núcleo por núcleo, y en lugar de ello usamos una muestra que contenga una gran cantidad de núcleos .La muestra es colocada en un campo Ho perfectamente uniforme hipotéticamente, así como también consideramos que la posición inicial de equilibrio está en la posición vertical. Inmediatamente despues de aplicar el pulso de RF todos los vectores representativos de los núcleos van a continuar fijados en la misma dirección y por consiguiente todas precesionarán juntas formando un angulo de fase ϕ el cual indica la coherencia de fase. Ver fig.# 8a. Sin embargo, los núcleos de esta muestra que se encuentran en este campo magnético idealizado, experimentarán un campo diminuto adicional producido por los momentos magnéticos de los núcleos circundantes .

Por lo tanto existen diminutas variaciones en todo el campo local de la muestra causando las correspondientes variaciones diminutas en la frecuencia de Larmor W. Esto da como resultado que despues de un corto tiempo los núcleos no estén exactamente en fase causando pérdidas en la coherencia de fase ($\Delta \phi$). Ver fig. # 8b.

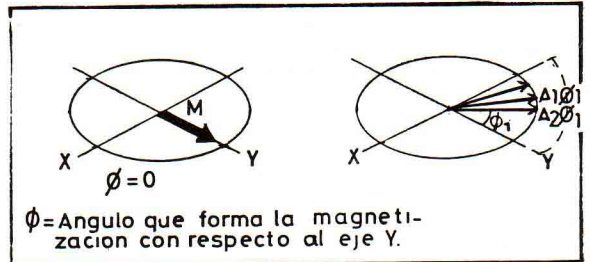


FIG. N° 8a

FIG. N° 8b

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

Este proceso lo vamos a ilustrar en la fig. 9, donde se puede ver que inicialmente existe un momento magnético (M) grande sobre el eje Y cuando todos los núcleos estén en fase. Ver figura 9-a.

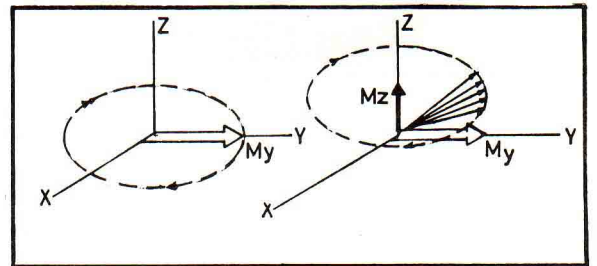


FIG. N° 9a

FIG. N° 9b

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

Después de un corto tiempo (Fig.9-b) debido a las ligeras diferencias de frecuencia, no todos los momentos Magnéticos están en línea y como consecuencia la magnetización en el plano horizontal X-Y se reduce.

(Recordemos que la componente del plano horizontal es la que produce la señal de la Resonancia Magnética Nuclear).

Después de otro intervalo de tiempo la Magnetización ha precesionado más hacia el estado de equilibrio (Fig.9-c) y ha perdido más coherencia de fase, es así como la componente M_y es menor.

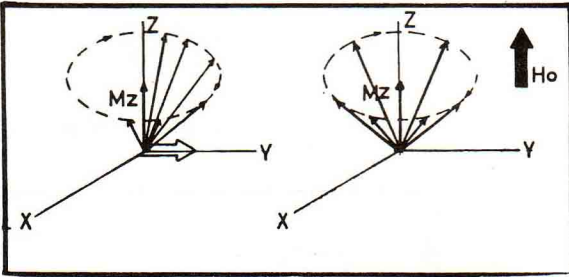


FIG. N° 9c.

FIG. N° 9d.

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

Eventualmente después de un intervalo mayor de tiempo (Fig.9-d) existe una completa pérdida de coherencia de fase y los vectores de la Magnetización de los núcleos se encuentran aleatoriamente distribuidos (Fig.9-e); como resultado de esto no existe un componente en el plano horizontal por lo tanto no se producirá la señal de NMR. La fig. 9-f nos muestra la Magnetización en el estado de equilibrio.

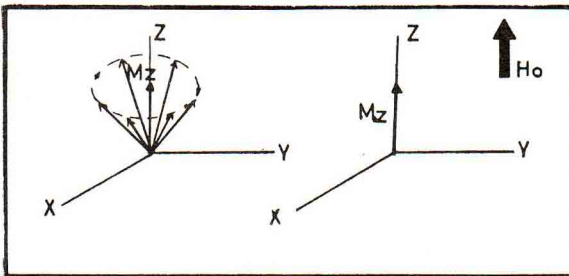


FIG. N° 9e

FIG. N° 9f.

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

La variación de los componentes netos M_y , M_z con respecto al tiempo se muestran en la Fig.10.

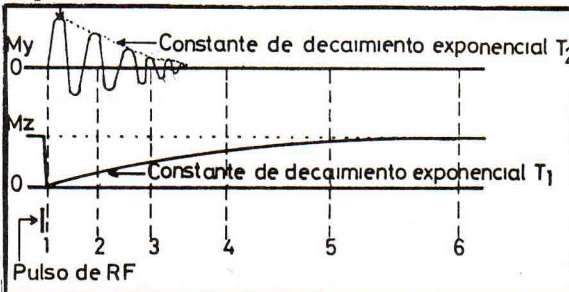


FIG. N° 10

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principles and applications)

Observando la Fig.10. vemos que después del pulso de Rf la componente M_y oscila produciendo la señal de NMR.

La envolvente de la señal NMR es una exponencial con una constante de tiempo que la vamos a llamar t_2 .

Este señal de NMR detectada inmediatamente después del pulso de RF es llamada "Decaimiento de libre inducción" o FID (Free Induction Decay). t_2 es la constante de tiempo la cual describe la pérdida exponencial de la coherencia de fase (θ) debido a las diminutas variaciones en el campo magnético causados por las interacciones entre los momentos angulares de los núcleos (spin). La pérdida de la coherencia de fase ocurre en el plano horizontal o Transversal, dando como resultado dos sinónimos para t_2 :

- 1) Relajación spin-spin
- 2) Relajación Transversal

La componente vertical de la Magnetización M_z cae a cero inmediatamente después del pulso de RF y toma un largo tiempo en regresar al equilibrio. Este retorno al equilibrio es también una exponencial con una constante de decaimiento la cual la vamos a referir como t_1 .

t_1 es la constante de tiempo debida a la transferencia de energía de los núcleos que están en precesión hacia otras moléculas grandes que no se encuentran resonando.

Esta interacción entre los núcleos que están girando (spin) y las moléculas de los alrededores (lattice) da como resultado el término "Relajación Spin-Lattice" la cual es el sinónimo de t_1 . Otro término que a veces se usa para describir este proceso se llama "Relajación Longitudinal". [8] $t_2 \ll t_1$

TÉCNICAS PARA LA MEDICIÓN DE t_1 Y t_2

La señal de NMR generada posee como toda señal electromagnética Amplitud A_0 , frecuencia, fase y duración de la resonancia (t_2). La amplitud de la señal es proporcional a la densidad del Protón (recordemos que la intensidad del momento magnético depende de la densidad del protón). Esta amplitud es eventualmente expresada en valores de intensidad en una imagen.

No se puede obtener información de t_1 y t_2 de una señal de NMR generada por un solo núcleo con un solo pulso de RF. Sin embargo, si se usa una secuencia de pulsos la amplitud de la señal será cambiada. No solamente contendrá la información de la densidad del protón, sino también información concerniente a t_1 y t_2 de la muestra. Existen tres técnicas para medir las constantes de tiempo t_1 y t_2 . [9]

Técnica Saturación-recobro : La secuencia de pulsos mas simple es llamada saturación-recobro. Aquí los pulsos de 90° RF son aplicados repetidamente a la muestra y la señal de NMR es medida después de cada pulso de RF. El tiempo de repetición o el tiempo entre los pulsos es referido como t_r . Si t_r es largo, talvez 3 a 4 veces t_1 , todos los núcleos tendrán suficiente tiempo para regresar al equilibrio antes del

próximo pulso de RF; esto da como resultado que la amplitud de la señal NMR (Ao) después de cada pulso contenga solamente la información de la densidad del protón. Si el tiempo t_r es mucho menor, por ejemplo aproximadamente igual a t_1 entonces los núcleos no tendrán el suficiente tiempo para retornar a la posición de equilibrio antes del próximo pulso de RF. (Recordemos que t_1 es la constante de tiempo que describe el retorno al equilibrio y no es el tiempo total hasta el equilibrio). La amplitud de Ao de la señal de NMR es función de la componente vertical M_z previa a la aplicación del pulso de RF. Así, si los núcleos no tienen el suficiente tiempo para retornar al equilibrio, M_z es reducido y por ende la señal es pequeña. **ver Fig #11**

La amplitud Ao de la señal en saturación-recobro sera una funcion de la densidad del protón, de t_r y de t_1 .

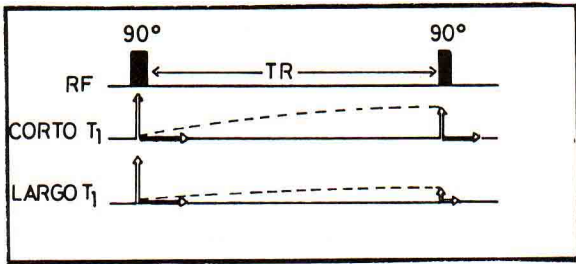


FIG. N° 11

(Tomado de Kean David/Smith Michael MRI principios and applications)

Seguidamente del pulso de 90° RF la componente vertical M_z tiene la misma magnitud que la componente Horizontal M_y . Después de la aplicación del segundo pulso de RF a 90° las componentes de M_z , M_y no han regresado a su tamaño original por consiguiente la señal de NMR será mas pequeña, para un corto tiempo t_1 . Si el tiempo t_1 es largo la señal de NMR será mucho menor.

Técnica Inversión-recobro: Las señales de NMR obtenidas por este método contienen mas información de t_1 que el método saturación-recobro.

Dos pulsos diferentes de RF (180° y 90°) son aplicados antes de que se produzca la señal de NMR; este par de pulsos es repetido cada t_r . El principio de la técnica Inversión-recobro es similar al de Saturación-recobro; en ambas no se da suficiente tiempo al núcleo para que retorne al equilibrio antes de que el pulso de 90° RF sea aplicado.

La diferencia es que la Magnetización M_z es fijada inicialmente a 180° antes que a 90° como en el primer método.

Después de aplicar el pulso de 180° de RF existe un retardo durante el cual M_z retornará al estado de equilibrio; el valor inicial de M es negativo y se va volviendo menor pasando por cero, incrementándose gradualmente despues.

La aplicación del pulso de 90° RF durante este retorno al equilibrio produce una señal de NMR cuya amplitud contiene la

información de t_1 como en el caso de la técnica Saturación-recobro.

El retardo de tiempo entre los pulsos de 180° y 90° determina la cantidad de información t_1 contenida en la amplitud de la señal de NMR. El tiempo entre los pulsos de 180° y 90° es llamado tiempo de Inversión t_1 ó τ (tau). **ver Fig #12**

La amplitud de la señal de NMR será una función de la densidad del protón, de t_r y de t_1 .

La constante de tiempo t_2 no se mide con ninguno de estos dos métodos.

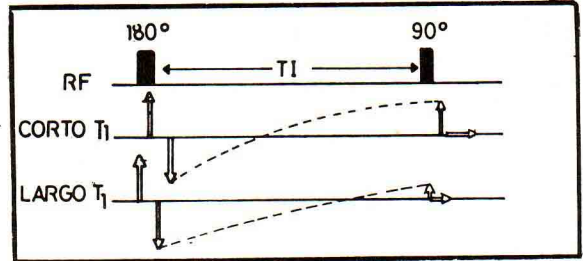


FIG. N° 12

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Técnica del Spin - Eco : Medición de t_2

Como ya se vio anteriormente el FID es causado por la pérdida de coherencia de fase de los momentos magnéticos. En la práctica esta señal de NMR obtenida se ve afectada también por las pequeñas variaciones constantes del campo Magnético H_0 aplicado. Combinando estos dos efectos vamos a tener un t_2^* igual a :

$$\frac{1}{t_2^*} = \frac{1}{t_2} + \frac{1}{t_{2magn}}$$

Donde $1/t_{2magn}$ es causado por las pequeñas variaciones del campo Magnético externo y $1/t_2$ es la constante de tiempo que describe la pérdida exponencial de la coherencia de fase [11].

Estas pequeñas variaciones del campo magnético externo hacen que ciertos protones experimenten un ligero campo mas fuerte y otros un ligero campo mas débil. Los protones que experimentan el campo mas fuerte (Mh) van a precesionar con una frecuencia un poco mayor que los otros (ML). Debido a esto los protones del campo débil se moverán mas despacio y atrás de los protones del campo fuerte. (Mn) **Ver Fig.13.**

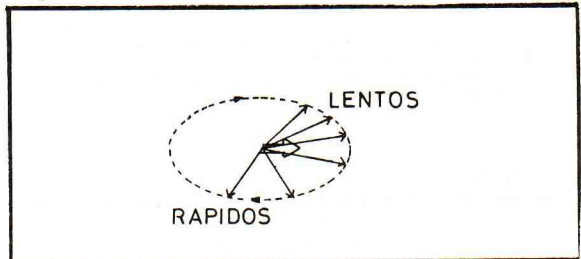


FIG. N° 13

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Si la muestra es expuesta a un pulso de 180° , esto produce, una rotación adicional de 180° alrededor del eje X.

Esto da como resultado que las componentes de Y de la magnetización cambien de signo, mientras que las componentes en X no se afectan. El efecto del pulso de 180° es tal que los protones del campo débil ML están adelante de los protones del campo fuerte. (Ver Fig.14).

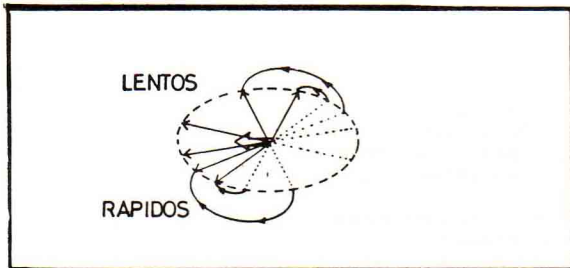


FIG. Nº 14

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Dando como resultado una señal creciente-decreciente. La amplitud de esta señal es proporcional a la densidad del protón y a t_2 y es llamada Spin-eco. Ver Fig.15. [12]

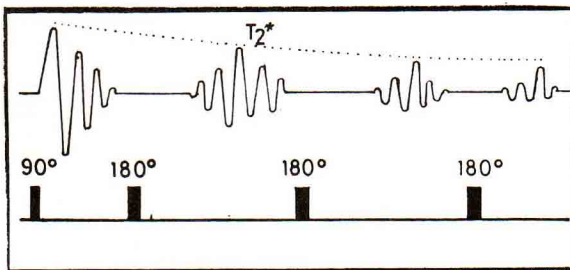


FIG. Nº 15

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

OBTENCION DE IMAGENES

Para obtener imágenes de secciones de grandes muestras como es el cuerpo humano usando NMR se pueden adoptar dos caminos diferentes:

El primero es cuando la resonancia es producida por una pequeña muestra de volumen; por ejemplo, un cubo de 1 cm^3 , y así cualquier señal detectada viene de esta pequeña región cuya posición es conocida. Esta pequeña región puede ser movida de tal forma que las señales de NMR detectadas podrían formar un mapa de la sección tomográfica punto a punto.

El segundo es más sensible y es cuando la resonancia es producida en un volumen mucho mayor y la información es almacenada en la señal misma.

Un aspecto fundamental en las diferentes técnicas de imágenes es la dimensión de la muestra de la cual la señal NMR es adquirida. Imaginémoslo el cubo ilustrado en la Fig.16-a, el cual contiene n voxels (Un voxel es una unidad de volumen, el equivalente tridimensional de un Pixel) en cada lado cuyo volumen total será n^3 .

Existen cuatro categorías de imágenes:

La primera proviene de un solo punto llamado también punto secuencial, donde la señal de NMR viene de un voxel.

La segunda es la técnica de líneas donde la señal proviene de una línea de n voxels. Ver Fig.16-b.

Estas dos primeras técnicas son un poco ineficientes debido a que la señal proviene de pocos núcleos.

La tercera es el método más común, usado en la producción de imágenes y es la técnica planar donde la señal de NMR es obtenida de un plano de n^2 voxels. Ver Fig.16-c.

La cuarta es la técnica del volumen de imágenes donde la señal es obtenida de un volumen de n^3 voxels. Ver Fig.16-d.

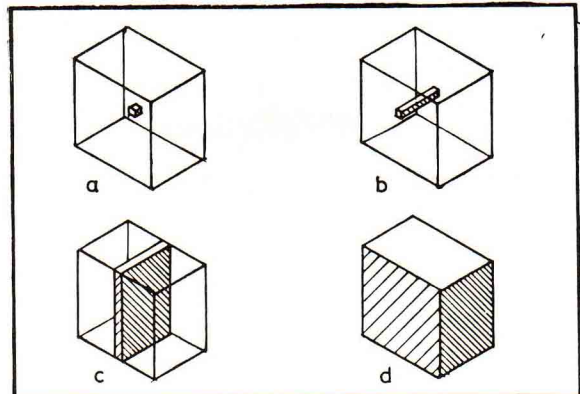


FIG. Nº 16

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Gradientes Magnéticos : Hasta ahora solo hemos considerado un campo magnético fuerte, constante y uniforme; sin embargo, para todas las técnicas de MRI (Magnetic Resonance Imaging), es fundamental el uso de un campo magnético adicional menos fuerte el cual puede ser activado y apagado con cierta rapidez. Este campo magnético adicional toma la forma de gradiente de campo lineal (el gradiente de campo es 100 veces menor aprox. al campo principal) en la dirección de los ejes X, Y, ó Z. Este campo magnético está designado por los términos G_x , G_y , G_z y aunque sus amplitudes varían linealmente en la dirección de las tres coordenadas, la dirección de todos los tres gradientes de campo es la misma que la del campo magnético principal. Ver Fig.17.

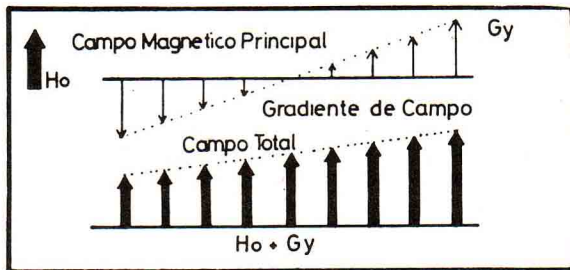


FIG. N° 17

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Excitación Selectiva : Como su nombre lo indica, esta es una técnica por la cual la resonancia puede ser producida en una región seleccionada de una gran muestra. Imaginémoslo que la muestra es el cuerpo humano y esta colocado en un fuerte campo magnético. Este campo H_0 es constante a todo lo largo de la longitud del cuerpo. Un gradiente de campo es aplicado en la misma dirección pero varía a lo largo del cuerpo. Ver Fig.18.

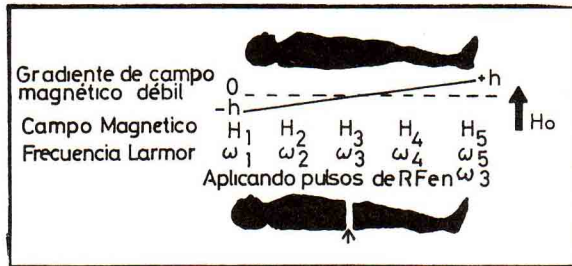


FIG. N° 18

(Tomado de Kean David/Smith Michael NMR Principles and Applications.)

Del gráfico se ve que el gradiente de campo es menor en la cabeza y es mayor en los pies. El campo magnético total experimentado por el cuerpo es la suma de los dos campos, variando a lo largo de la longitud del paciente desde H_1 en la cabeza hasta H_5 en los pies. Se sabe que la frecuencia de resonancia está relacionada directamente con el campo magnético H_0 siendo menor en la cabeza (ω_1) y mayor en los pies (ω_5).

Ahora tenemos diferentes frecuencias que pueden ser aplicadas para producir resonancia en diferentes partes del cuerpo. Si aplicamos una frecuencia ω_3 resonarán solo los núcleos de la sección transversal que se encuentran en esta parte del cuerpo.

Es posible aplicar simultáneamente un gradiente magnético a través del paciente en adición con el gradiente a lo largo de su cuerpo, con esto obtenemos que la resonancia se realice en una línea en vez de un plano. [13]

Para reconstruir una imagen tridimensional se usan los tres gradientes magnéticos los cuales son perpendiculares entre sí. [14]

Básicamente, las técnicas usadas en NMR involucran una serie de opciones considerando la secuencia de pulsos de 90° ó 180° y el tiempo o secuencia con que estos pulsos se repiten. Estas opciones son usadas para determinar las diferentes características de los tejidos.

Inversión-recobro y spin-eco son los métodos de imágenes más comúnmente usados hoy en día. [15]

Existe un gran número de opciones para generar imágenes en términos de manipulación de los gradientes de campo y los pulsos RF:

- 1) Direct Dimensional Imaging
- 2) Echo-Planar
- 3) Field Focusing Nuclear Magnetic Resonance
- 4) Fourier Zeugmatography
- 5) Rotating-Frame Zeugmatography
- 6) Selective Irradiation
- 7) Sensitive-region

Las transformadas de Fourier son importantes en la reconstrucción de imágenes de resonancia magnética. Este es básicamente el método para convertir la forma de onda compleja expresada en rangos de amplitud en un período de tiempo a la componente en frecuencia de esta forma de onda en amplitud versus frecuencia. Esta Transformada de Fourier tiene la desventaja que la computadora toma mucho tiempo en realizar la conversión, pero existe un método abreviado y más rápido que se llama Transformada rápida de Fourier (FFT) que es universalmente usado.

CONCLUSIONES:

Hemos visto la importancia de la NMR en el diagnóstico médico y sus ventajas sobre las otras técnicas de imágenes.

Se ha descrito el procedimiento completo de la resonancia magnética nuclear. Los principios básicos de la obtención de imágenes también han sido detallados, mas no los métodos de reconstrucción de las imágenes ya que este no es el objetivo del presente artículo. Quedan sentados los principios básicos de la NMR en forma clara y sencilla, pudiendo ser utilizados para trabajos posteriores como la recuperación de las imágenes.

A pesar de la dificultad en obtener la información en universidades de los Estados Unidos, se logró conseguir cuatro fuentes de información.

El presente artículo es pionero en la difusión de la técnica de la NMR en la Escuela Superior Politécnica del Litoral.

REFERENCIAS:

- [1] Young, W. Stuart M.D.
Nuclear Magnetic Resonance Imaging
Williams & Wilkins 1986 pag. 16

- [2] Kean, David \ Smith, Michael
Magnetic Resonance Imaging
principles and applications
Raven Press pag. 8
- [3] Keller, j. Paul P.H.D.
Basic Principles of Magnetic
Resonance Imaging
General Electric C. 1988
pag. 5
- [4] Young, W. Stuart M.D. pag. 21
- [5] Siemens
A new diagnostic modality: Nuclear
Magnetic Resonance Imaging
pag. 7
- [6] Kean, David \ Smith, Michael M.D.
pag. 7
- [7] Siemens
pag. 7
- [8] Kean, David \ Smith, Michael M.D.
pag. 14, 15, 16, 17
- [9] Kean, David \ Smith, Michael
pag. 21
- [10] Young, W. Stuart M.D.
pag. 52
- [11] Kean, David \ Smith, Michael
pag. 25
- [12] Young, W. Stuart M.D.
pag. 52, 53
- [13] Kean, David \ Smith, Michael
pag. 35, 36, 37, 38
- [14] Young, W. Stuart M.D.
pag. 77
- [15] Young, W. Stuart M.D.
pag. 58, 59

Yapur, Miguel: VER "ANALISIS EXPERIMENTAL DEL COMPORTAMIENTO INICIAL DEL CIRCUITO DUPLICADOR DE VOLTAGE DE MEDIA ONDA", en esta revista.



José A. Correa Coronel nació en Noviembre 1 de 1962 en Guayaquil obtuvo el título de bachiller en Enero 30 de 1980 en el colegio CLARETIANO ESPIRITU SANTO. Ingresó a la ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL en Enero de 1982. Egresado de la Facultad de Ingeniería Eléctrica en febrero de 1990 Actualmente es asistente técnico de Ingeniería Bioelectrónica.