



BIBLIOTECA

ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA EN ELECTRICIDAD

**“Análisis de la Obtención de Imágenes Médicas
utilizando Resonancia Magnética Nuclear (NMR)”**

TESIS DE GRADO

Previa a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRICIDAD

Especialización: ELECTRONICA

Presentada por:

JOSE A. CORREA CORONEL

Guayaquil - Ecuador

1990

A G R A D E C I M I E N T O



AL ING. MIGUEL YAPUR A., DIRECTOR
DE TESIS, POR SU VALIOSA AYUDA EN
LA REALIZACION DE ESTE TRABAJO.

AL DR. XAVIER DELGADO, POR COMPAR
TIR SUS CONOCIMIENTOS EN EL ANALI
SIS DE LAS IMAGENES MEDICAS.

A TODOS LOS PROFESORES DE LA ESPOL,
QUE DE UNA U OTRA FORMA HAN AYUDA
DADO EN MI FORMACION ACADEMICA.

DEDICATORIA

- A MIS PADRES:
POR EL APOYO INCONDICIONAL
QUE ME BRINDAN SIEMPRE.



BIBLIOTECA

DECLARACION EXPRESA

"LA RESPONSABILIDAD POR LOS HECHOS, IDEAS Y DOCTRINAS EXPUESTOS EN ESTA TESIS, ME CORRESPONDEN EXCLUSIVAMENTE; Y, EL PATRIMONIO INTELECTUAL DE LA MISMA, A LA ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL".

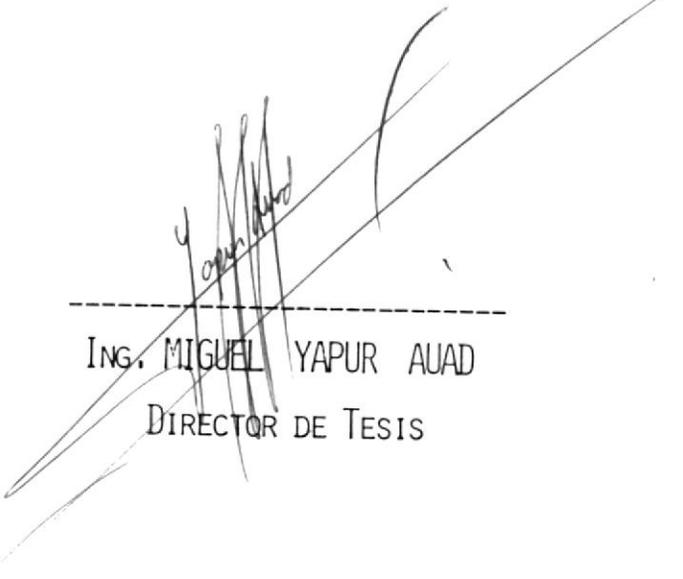
(REGLAMENTO DE EXAMENES Y TITULOS PROFESIONALES DE LA ESPOL).



JOSE A. CORREA CORONEL



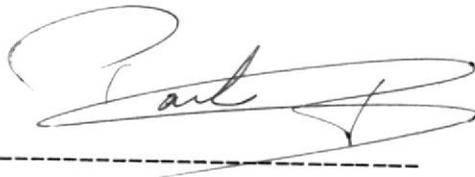
ING. JORGE FLORES MACIAS
PRESIDENTE



ING. MIGUEL YAPUR AUAD
DIRECTOR DE TESIS



ING. GÓMER RUBIO ROLDAN
MIEMBRO DEL TRIBUNAL



ING. PEDRO CARLO PAREDES
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

R E S U M E N

En el Capítulo I, se trata de los conceptos básicos de la magnetización nuclear; se hace un análisis de las partículas que poseen esta propiedad, se describe el concepto de precesión y resonancia nuclear.

En el Capítulo II, se hace énfasis al fenómeno opuesto al de la precesión que es la relajación nuclear; de este análisis obtendremos dos parámetros importantísimos para la formación de imágenes médicas que son t_1 y t_2 .

En el Capítulo III, se ve la incidencia de las ondas electromagnéticas, especialmente las secuencias de pulsos en la precesión nuclear y las técnicas de medición de t_1 y t_2 , mediante estas secuencias de pulsos.

En el Capítulo IV, se hace una breve introducción de la forma como se obtienen las señales, ya sea puntual, lineal, planar o volumétrica, antes de describir los principales métodos de imágenes. Cabe anotar, que cada fabricante desarrolla su propio método particular, por consiguiente sería imposible describir todos los mé

todos de imágenes. Para nuestro estudio vamos a escoger como ejemplo el método 2D FLASH desarrollado por SIEMENS.

En el Capítulo V, se hace una descripción del sistema, de todos sus componentes, su clasificación, para al final mostrar el sistema completo en forma gráfica y en forma de bloques.

En el Capítulo VI, se hace un estudio completo del lugar físico donde se instalará un sistema de NMR; los requerimientos eléctricos y ambientales son muy importantes debido a la sensibilidad del sistema.

En el Capítulo VII, se muestran imágenes médicas de espectroscopias localizadas, del sistema músculo - esquelético y del corazón.



BIBLIOTECA

INDICE GENERAL

	<u>PAGS.</u>
RESUMEN -----	VI
Indice General -----	VIII
Indice de Figuras -----	XII
Indice de Fotografías -----	XVI
INTRODUCCION -----	18
CAPITULO I	
FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR -----	20
1.1. MAGNETIZACION NUCLEAR -----	21
1.2. PRECESION NUCLEAR -----	25
1.3. RESONANCIA NUCLEAR -----	27
1.4. FRECUENCIA DE LARMOR ω -----	30
CAPITULO II	
RELAJACION NUCLEAR: EL RETORNO AL EQUILIBRIO -----	32
2.1. RELAJACION TRANSVERSAL O SPIN - SPIN -----	32
2.1.1. Constante de decaimiento exponencial t_2 ---	36b
2.2. RELAJACION LONGITUDINAL O SPIN-LATTICE-----	36b

	<u>Pags.</u>
2.2.1. Constante de decaimiento exponencial t_1 ---	36c
 CAPITULO III	
ONDAS ELECTROMAGNETICAS:SECUENCIA DE PULSOS-----	37
3.1. SECUENCIA DE PULSO DE RF DE 90°-----	38
3.1.1. Técnica Saturación - Recobro para medir t_1	39
3.2. SECUENCIA DE PULSOS DE RF DE 180°-----	41
3.2.1. Técnica Inversión - Recobro para medir t_1	42
3.2.2. Técnica Spin-Eco para medir t_2 -----	45
 CAPITULO IV	
METODOS DE IMAGENES POR RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR--	51
4.1. GRADIENTES MAGNETICOS -----	54
4.2. EXCITACION SELECTIVA -----	55
4.3. TECNICA DE LA TRANSFORMADA DE FOURIER EN DOS <u>DI</u>	
MENSIONES (2DFT) -----	57
4.3.1. Principio de la codificación espacial en	
frecuencia -----	58
4.3.2. Principio de la codificación espacial en	
fase -----	61
4.3.3. Técnica 2D FLASH (Desarrollada por Siemens)	67
4.3.4. Ejemplo de imágenes por 2D FLASH-----	72
 CAPITULO V	
PARTES CONSTITUTIVAS DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNE-	
TICA NUCLEAR -----	74
5.1. EL MAGNETO -----	75
5.1.1. Magneto Resistivo -----	76

	<u>Pags.</u>
5.1.2. Magneto superproductor -----	80
5.1.3. Magneto permanente -----	83
5.2. BOBINAS DE RF -----	83
5.3. BOBINAS DE GRADIENTES MAGNETICOS -----	86
5.4. EL COMPUTADOR -----	90
5.5. DIAGRAMA DEL EQUIPO -----	90
5.6. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA SEÑAL DE RF TRANSMITIDA Y DE LA SEÑAL RECIBIDA -----	92
 CAPITULO VI	
CRITERIOS PARA LA INSTALACION DE UN EQUIPO DE MRI EN NUESTRO MEDIO -----	94
6.1. REQUERIMIENTOS ELECTRICOS -----	94
6.1.1. Sistemas de Distribución -----	95
6.1.2. Protección contra interferencias en la distribución eléctrica -----	96
6.2. REQUERIMIENTOS FISICOS DEL AMBIENTE HOSPITALARIO	97
6.2.1. Suelo conductor -----	101
6.2.2. Protecciones contra interferencias en la señal de RF; blindaje del ambiente hospitalario -----	104
6.3. REQUERIMIENTOS AMBIENTALES -----	105
6.3.1. Condiciones climáticas para el equipo MRI	105
6.3.2. Condiciones climáticas de la sala de proceso de datos (El computador)-----	107
6.3.3. Humedad del ambiente hospitalario -----	108

CAPITULO VII	
ASPECTOS CLINICOS: APLICACIONES -----	109
7.1. ESPECTROSCOPIA LOCALIZADA -----	114
7.2. IMAGENES DEL SISTEMA MUSCULO - ESQUELETICO -----	120
7.3. CARDIOLOGIA POR RESONANCIA MAGNETICA -----	122
7.4. ANGIOGRAFIA -----	127
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES -----	130
APENDICE -----	132
BIBLIOGRAFIA -----	137

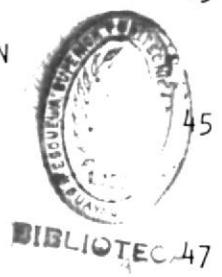


BIBLIOTECA

INDICE DE FIGURAS

<u>Nº</u>		<u>Pags.</u>
1	MAGNETIZACION NUCLEAR -----	22
2	MOMENTO MAGNETICO -----	23
3.a.	NUCLEOS LIBRES -----	24
3.b.	NUCLEOS EN CAMPO MAGNETICO -----	25
4	FIGURA DE GIROSCOPIO O TROMPO-----	26
5	PRECESION NUCLEAR -----	27
6.a.	MAGNETIZACION EN ESTADO DE EQUILIBRIO -----	28
6.b.	MAGNETIZACION BAJO LA INFLUENCIA DE UNA <u>ON</u> DA ELECTROMAGNETICA -----	29
6.c.	MAGNETIZACION GIRANDO EN EL PLANO X,Y.-----	29
7	BOBINA LOCALIZADA EN EL PLANO X,Y PARA <u>DE</u> TECCION DE SEÑAL DE NMR -----	31
8.a.	MAGNETIZACION EN FASE -----	33
8.b.	MAGNETIZACION CON PERDIDA DE FASE -----	33
9.a.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION--	34
9.b.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION--	34
9.c.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION--	35
9.d.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION--	35

<u>Nº</u>		<u>Pags.</u>
9.e.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION	36
9.f.	RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION	36
10	DIAGRAMAS DE TIEMPO DE LA CONSTANTE t_1 Y t_2 -----	36a
11	DEFLEXION DE LA MAGNETIZACION POR MEDIO - DE UN IMAN Y DE UNA ONDA ELECTROMAGNETICA	39
12	DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA <u>SATURA</u> <u>CION</u> - RECOBRO -----	41
13	DIAGRAMA VECTORIAL DE LA TECNICA INVERSION RECOBRO -----	43
14	DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA INVERSION RECOBRO -----	45
15	DIAGRAMA VECTORIAL DE PROTONES LENTOS Y RAPIDOS -----	47
16	DIAGRAMA VECTORIAL DE PROTONES LENTOS Y RAPIDOS DESPUES DE APLICAR EL PULSO DE 180° RF. -----	48
17	DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA SPIN-ECO	49
18.a.	CURVA DE LA RELAJACION TRANSVERSAL (DIAGRA MA DE TIEMPO) -----	50
18.b.	CURVA DE LA RELAJACION LONGITUDINAL (DIA GRAMA DE TIEMPO) -----	50
19.a.	ESQUEMA DE LAS CUATRO CATEGORIAS DE IMAGE NES -----	53



<u>Nº</u>		<u>Pags.</u>
19.b.	ESQUEMA DE LAS CUATRO CATEGORIAS DE <u>IMAG</u> NES -----	53
19.c.	ESQUEMA DE LAS CUATRO CATEGORIAS DE <u>IMAG</u> NES -----	53
19.d.	ESQUEMA DE LAS CUATRO CATEGORIAS DE <u>IMAG</u> NES -----	53
20.	GRAFICO DEL GRADIENTE MAGNETICO APLICADO EN EL EJE Y -----	54
21.	GRAFICA DE LA VARIACION DE LA FRECUENCIA DE LARMOR POR MEDIO DE LA EXCITACION <u>SE</u> LECTIVA -----	55
22.a.	CODIFICACION ESPACIAL EN FRECUENCIA-----	60
22.b.	SEÑALES DE NMR EN TIEMPO CONVERTIDOS EN FRECUENCIAS POR LA T DE FOURIER -----	61
23.	CODIFICACION ESPACIAL EN FASE -----	63
24.	DIAGRAMA DE TIEMPO DE 2DFT -----	66
25.	ESQUEMA SIMPLIFICADO DE TIEMPOS DE LA <u>TEC</u> NICA 2D FLASH -----	67
26.	VECTORES REPRESENTATIVOS DE LA MAGNETIZA- CION LONGITUDINAL Y TRANSVERSAL -----	70
27.	CURVAS DE t_1 PARA ANGULOS DE 90° Y PARA ANGULOS MENORES DE 90° -----	71
28.a.	CAMPOS MAGNETICOS PRODUCIDOS POR EL PASO DE UNA CORRIENTE EN UNA BOBINA Y EN UN - ALAMBRE -----	77

Nº

BIBLIOTECA

Pags.

28. b.	CAMPOS MAGNETICOS PRODUCIDOS POR EL PASO DE UNA CORRIENTE EN UNA BOBINA Y EN UN ALAMBRE -----	77
29	ARO MAGNETICO VERTICAL -----	78
30	AROS MAGNETICOS HORIZONTALES -----	79
31	CONFIGURACION DEL MAGNETO SUPERCONDUCTOR	81
32	BOBINAS DE RF PARA LOS DOS TIPOS DE CAM PO -----	84
33. a.	FORMAS SIMPLES PARA LA BOBINA DEL GRA DIENTE EN Z -----	87
33. b.	FORMAS DE BOBINA PARA EL GRADIENTE EN X	88
33. c.	FORMAS DE BOBINA PARA EL GRADIENTE EN Y	89
34.	DIAGRAMA DEL TIPO DE SUELO -----	103
35.	DIAGRAMA DE BLINDAJE DEL AMBIENTE HOSPI TALARIO -----	104

INDICE DE FOTOGRAFIAS

<u>Nº</u>		<u>Pags.</u>
1	IMAGENES DE LA TECNICA 2D FLASH -----	73
2	EQUIPO DE MRI INSTALADO Y FUNCIONANDO -----	75
3	MAGNETO USADO POR SIEMENS -----	76
4	BOBINA TIPO SILLA DE MONTAR -----	85
5	BOBINA TIPO "SOLENOIDE" -----	86
6	IMAGEN TRIDIMENSIONAL DE UN CORTE EN LA CABEZA (CORTE REALIZADO POR EL SISTEMA DE MRI EN VIVO SIN CIRUGIA) -----	113
7	VISTA DE UN PLANO INCLINADO DE UN CORTE SAGITAL -----	113
8	METASTASIS DE CANCER DEL PECHO -----	115
9	CANCER LLAMADO MENINGIOMA -----	117
10	CANCER LLAMADO MENINGIOMA PARIETO OCCIPITAL - DERECHO -----	119
11	IMAGEN SAGITAL DE LOS HUESOS DE LA RODILLA---	121
12	IMAGEN SATIGAL MUSCULO - ESQUELETICO DE LA RO DILLA -----	121
13	IMAGEN MUSCULO - ESQUELETICO DEL PIE -----	122
14	EJEMPLO DE LA APLICACION DE LA BOBINA DE RF EN EL CORAZON -----	123

<u>Nº</u>		<u>Pags.</u>
15	CICLO COMPLETO DEL CORAZON EN FUNCION - DE RESPIRACION -----	124
16.	VOLUNTARIO NORMAL. IMAGEN CONSECUTIVA OB. TENIDA DE UN CICLO CARDIACO, PERMITE - EVALUAR LA DINAMICA DEL MIOCARDIO-----	125
17	MUESTRA RUPTURA DEL SEPTUM INTERVENTRI- CULAR, ESTA MULTIFOTO MUESTRA UN GRAN - ANEURISMA ARTERO SEPTAL CON UNA DESVIA- CION VENTRICULAR -----	125
18	ANEURISMA AISLADO DEL ARCO AORTICO-----	126
19	FORMA DE LA BOBINA USADA PARA DETERMINAR LAS SEÑALES DE NMR -----	127
20	PROYECCION CORONAL-----	128
21	MUESTRA AXIAL -----	129

I N T R O D U C C I O N

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 y sin agentes de contraste. Puede ser usado las veces que sea necesario en un paciente ya que es completamente inofensivo.

Otra bondad que presenta el sistema es que puede ser usado como prevención en el diagnóstico de enfermedades en cualquier parte del cuerpo humano. Entre sus múltiples aplicaciones tenemos la Espectroscopia localizada, análisis del sistema cardiovascular, imágenes del sistema óseo y muscular, etc.

Debido a lo nuevo del tema y por ende a la falta de información, la presente tesis tiene como objetivo ilustrar en forma clara y

sencilla los conceptos básicos de la RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR (NMR), la forma como se obtienen las imágenes médicas y establecer los criterios de instalación de un sistema de NMR.



BIBLIOTECA

C A P I T U L O I

FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR

Hasta hace unos pocos años, el magnetismo no se lo empleaba en la obtención de imágenes médicas; recién en la década de los 80, se dan las primeras imágenes usando éste método, dando resultados sorprendentes a los investigadores.

Como primer paso, es conveniente recordar algunos conceptos fundamentales acerca del magnetismo. El magneto o imán, es un pedazo de hierro que posee la propiedad de atraer o repeler materiales magnéticos como el hierro o el acero.

Esta propiedad puede ser natural del material, o artificialmente inducida por el paso de una corriente eléctrica por una bobina enrollada en el material. La fuerza magnética es la fuerza, con que el magneto atrae o repele el hierro. El campo magnético es el espacio alrededor del

magneto en el cual esta fuerza es detectada o medida. El gauss es la unidad más común para definir la intensidad de campo magnético y se define como la intensidad de campo magnético producida por el paso de una corriente de cinco amperios por un alambre recto de 1 cm., de longitud.

En resonancia magnética se habla de campos magnéticos de intensidades superiores a los kilogauss (Kg), hasta el tesla, donde un tesla es igual a 10 kilogauss.

Los principios de la Resonancia Magnética fueron originalmente desarrollados en Stanford por BLOCK y en Harvard por PURCELL en 1.946, haciéndose acreedores al premio Nobel de 1.952.

1.1. MAGNETIZACION NUCLEAR

Cualquier objeto que posea carga y velocidad puede crear un campo magnético. Si el cuerpo cargado es tá 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.

Ver figura N^o 1.

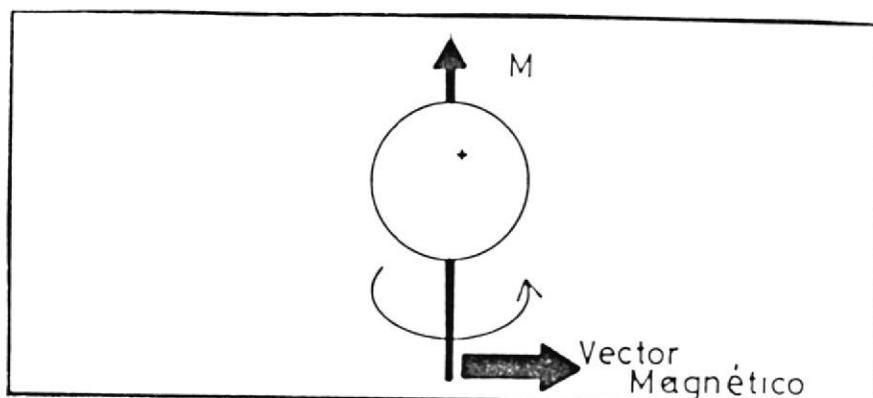


Figura N° 1.- MAGNETIZACION NUCLEAR

(Tomado de Kean David/Smith M. NMR).

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

- a. Poseer la propiedad conocida como giro (Spin).
- b. 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 figura N^o 2.

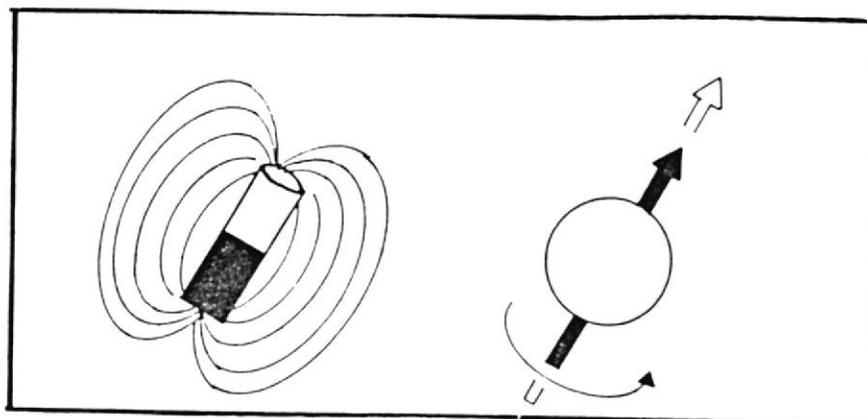


Figura N^o 2. MOMENTO MAGNETICO

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

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.

En el espacio libre, los núcleos atómicos se encuentran orientados al azar. Ver figura N^o 3.a.

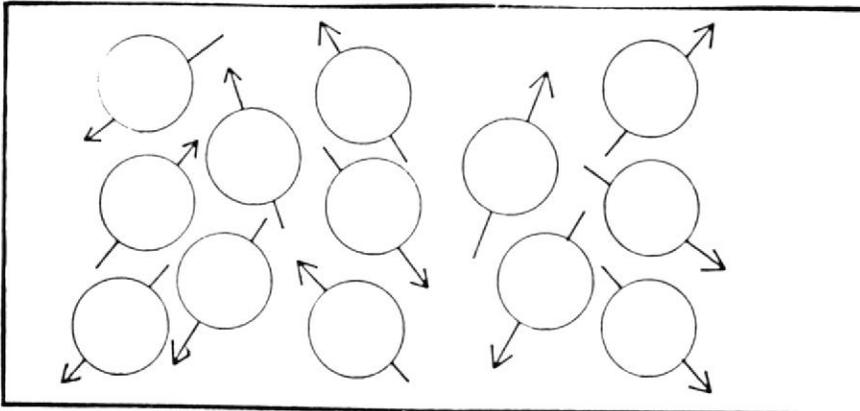


Figura N° 3.a. NUCLEOS LIBRES

(Tomado de SIEMENS NMRI)

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. Ver figura N° 3.b.

Para nuestro estudio no se va a tomar en cuenta la magnetización núcleo por núcleo, sino más 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).

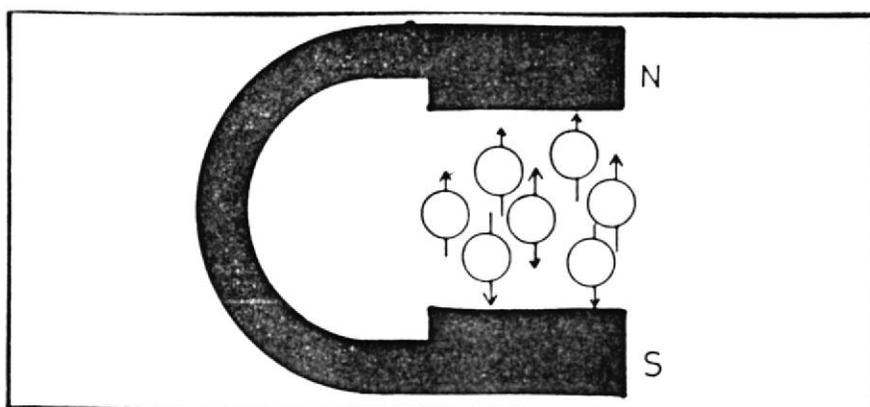


Figura N° 3.b. NUCLEOS EN CAMPO MAGNETICO

1.2. PRECESION NUCLEAR

PRECESION NUCLEAR: Para poder ilustrar el concepto - de precesión, vamos a representar a la magnetización como la figura del giroscopio (o trompo).

Ver figura N° 4.-

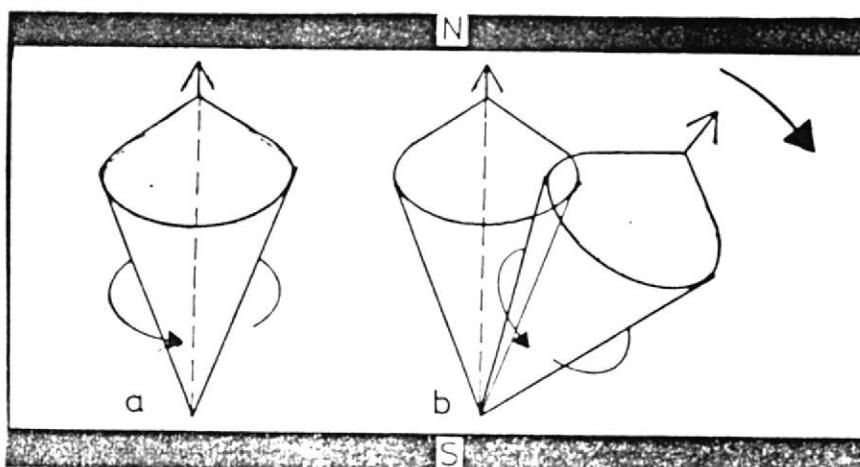


Figura N^o 4.- FIGURA DE GIROSCOPIO O TROMPO

(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 figura N^o 5.-

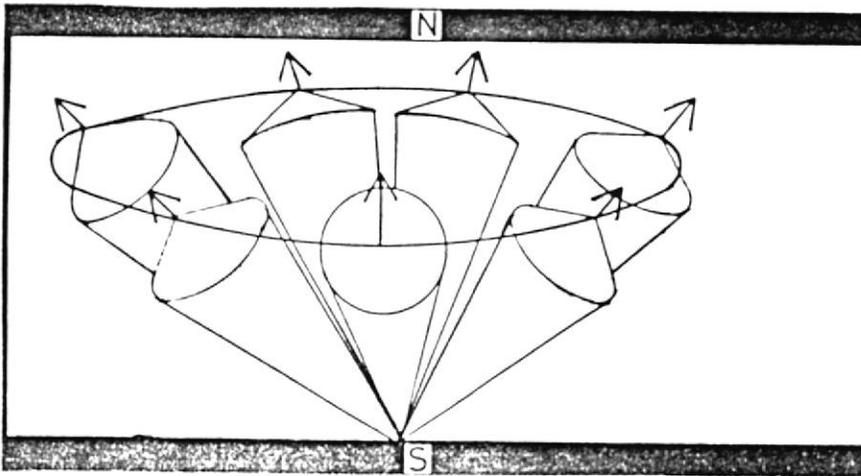


Figura N° 5.- PRECESION NUCLEAR

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

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). Ver detalles en el Capítulo III.

1.3. RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR

Vamos a considerar a la magnetización M , como un vec-

tor sobre el eje Z del plano X,Y,Z, de la figura N^o 6.a.

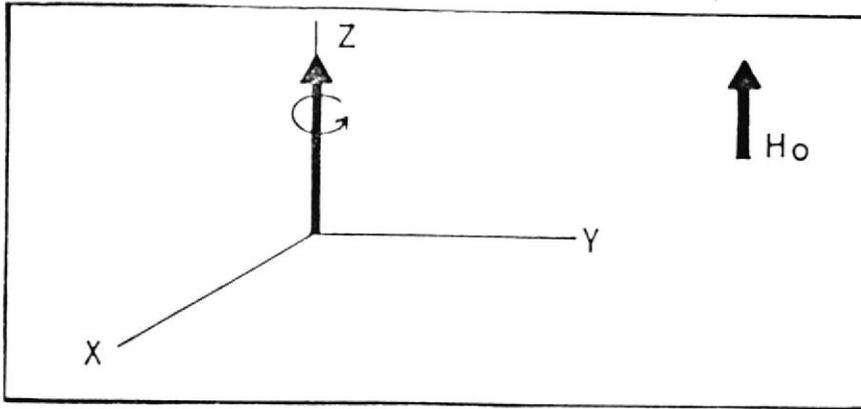


Figura N^o 6.a. MAGNETIZACION EN ESTADO DE EQUILIBRIO

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 deflextará fuera de la dirección del campo magnético H_0 . La base de la Magnetización permanecerá fija mientras que la parte superior describirá círculos. (Ver figura N^o 6.b.), cuyos radios se incrementarán gradualmente, incrementando de esta forma el ángulo de inclinación hasta llegar $\alpha = 90^\circ$. Ver figura N^o 6.c.

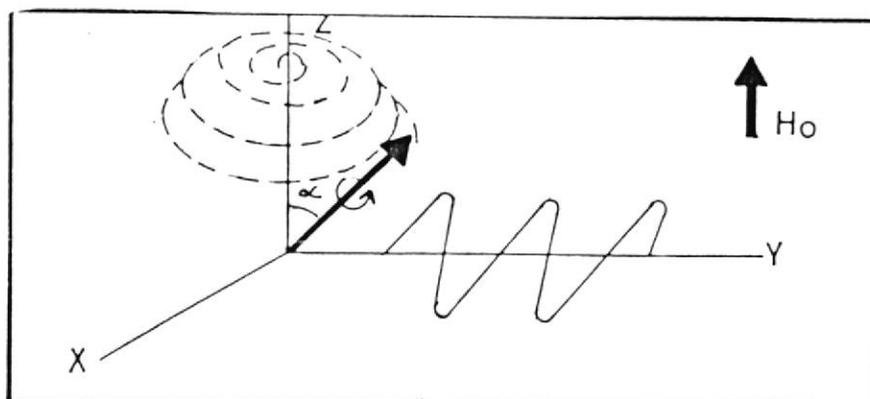


Figura N° 6.b. MAGNETIZACION BAJO LA INFLUENCIA DE UNA ONDA ELECTROMAGNETICA.-

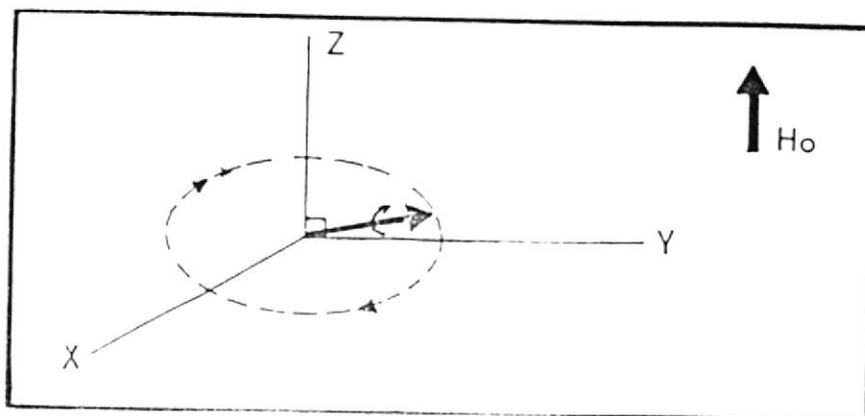


Figura N° 6.c. MAGNETIZACION GIRANDO EN EL PLANO X,Y.

(Tomados de Kean David/Smith M., MRI)



BIBLIOTECA

1.4. FRECUENCIA DE LARMOR

Una vez alcanzado el plano X,Y M rota perpendicularmente al campo H_0 y esta rotación induce una señal alterna que puede ser recibida por una bobina colocada en el eje X. (Ver figura N° 7). Esta señal estará en resonancia con la señal aplicada.

La velocidad angular a la cual gira M viene dada por:

$$W = \gamma H_0$$

Donde:

γ : relación de intensidad del momento magnético para el tipo de núcleo considerado.

γ : 4257 hz/gauss.

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

En la página siguiente podremos apreciar la figura N°7.

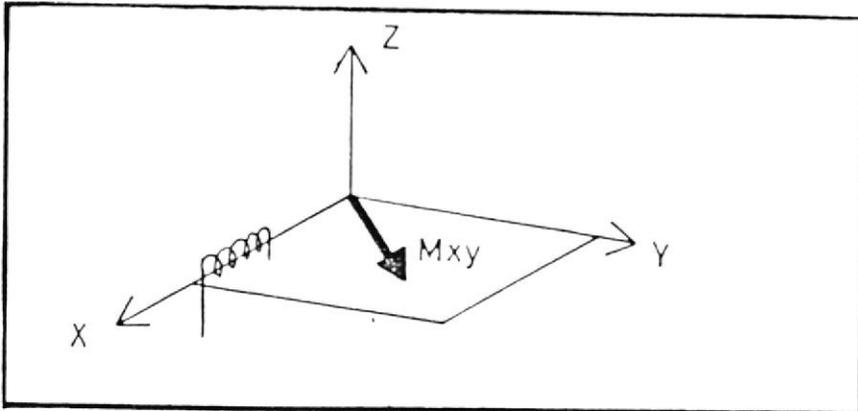


Figura N^o 7.- BOBINA LOCALIZADA EN EL PLANO X,Y PARA DETECCION DE SEÑAL DE NMR.

C A P I T U L O II

RELAJACION NUCLEAR: 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 H_0 , perfectamente uniforme hipotéticamente, así como también consideramos que la posición inicial de equilibrio está en la posición vertical.

2.1. RELAJACION TRANSVERSAL O SPIN-SPIN

Inmediatamente después 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 ángulo de fase \emptyset , el cual indica la coherencia de fase. Ver figura N^o 8.a.

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 ω . Esto dá como resultado que después de un corto tiempo, los núcleos no estén exactamente en fase causando pérdidas en la coherencia de fase ($\Delta\phi$). Ver figura N° 8.b.

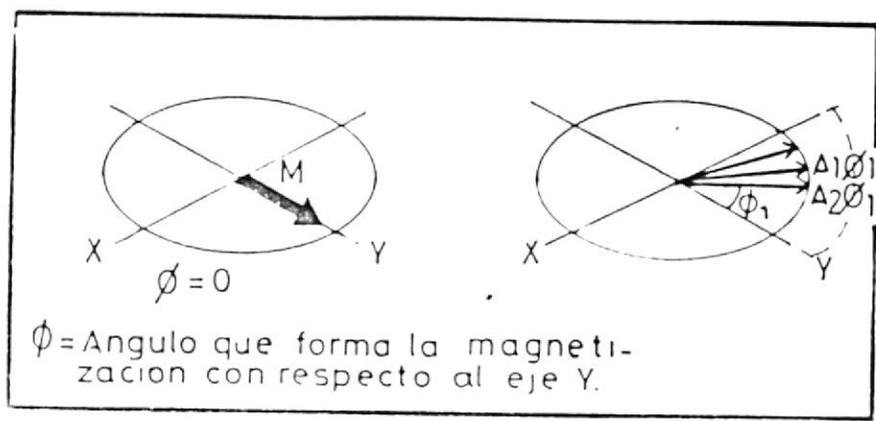


Figura N° 8.a. MAGNETIZACION EN FASE.

Figura N° 8.b. MAGNETIZACION CON PERDIDA DE FASE.

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

Ver figura N° 9.a.

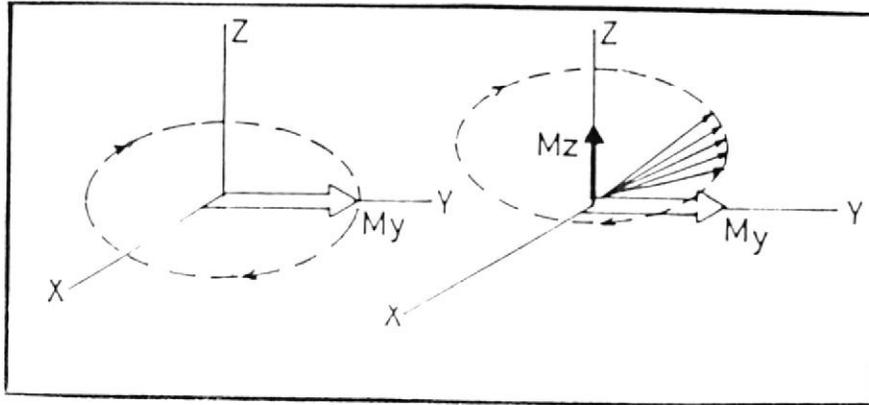


Figura N° 9.a.

Figura N° 9.b.

EL RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION

(Tomado de Kean David/Smith M.)MRI.

Después de un corto tiempo (figura N° 9.b.), debido a las ligeras diferencias de frecuencia, no todos los momentos magnéticos están en línea y como con

BIBLIOTECA

secuencia la magnetización en el plano horizontal X-Y se reduce.

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

Después de otro intervalo de tiempo la magnetización ha precesionado más hacia el estado de equilibrio (Ver figura N^o 9.c.), y ha perdido más coherencia de fase, es así como la componente M_y es menor.

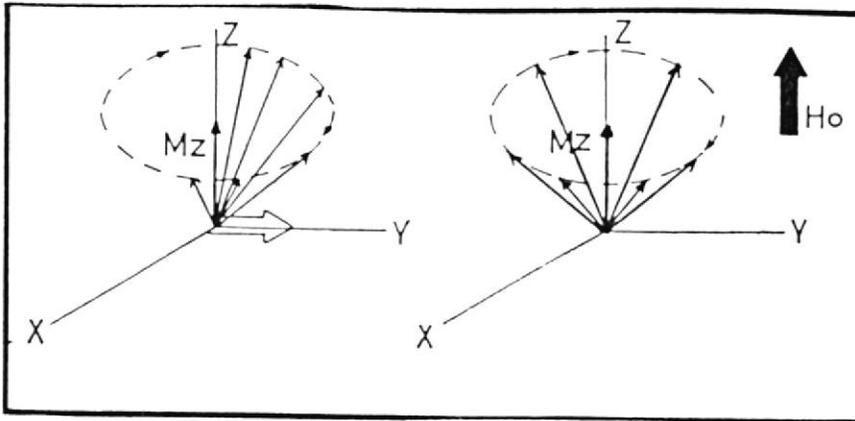


Figura N^o 9.c.

Figura N^o 9.d.

EL RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION

(Tomado de Kean David/Smith M., MRI).

Eventualmente, después de un intervalo mayor de tiempo (Ver figura N^o 9.d), existe una completa pérdida de coherencia de fase y los vectores de la magnetización de los núcleos se encuentran aleatoriamente distribuidos (ver figura N^o 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 figura N^o 9.f., nos muestra la magnetización en el estado de equilibrio.

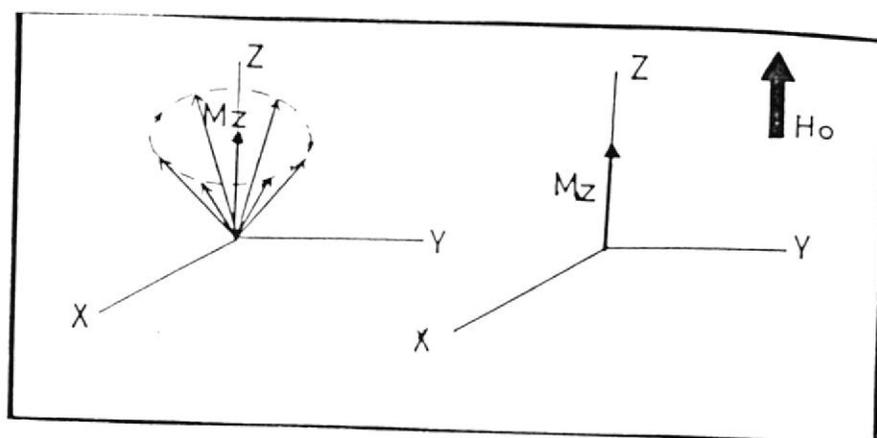


Figura N^o 9.e.

Figura N^o 9.f.

EL RETORNO AL EQUILIBRIO DE LA MAGNETIZACION

La variación de los componentes netos M_y , M_z con

respecto al tiempo se muestran en la figura N° 10.

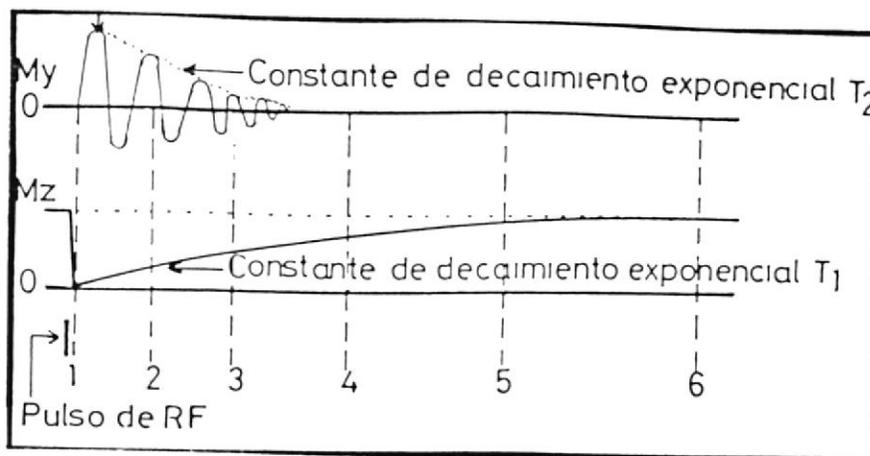


Figura N° 10.- DIAGRAMAS DE TIEMPO DE LA CONSTANTE t_1 y t_2

Observando la figura N° 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 .

2.1.1. Constante de decaimiento exponencial t_2

Esta 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 (ϕ), 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.

2.2. RELAJACION LONGITUDINAL O SPIN-LATTICE

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 reretorno al equilibrio es también una exponencial -

con una constante de decaimiento la cual la vamos a referir como t_1 .

2.2.1. Constante de decaimiento exponencial 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". $t_2 \ll t_1$



3.1. SECUENCIA DE PULSOS DE RF DE 90°

Como se mencionó en el Capítulo I, es necesario de flectar a la magnetización fuera de la dirección - del campo magnético H_0 , para que ocurra el fenómeno de la precesión. Esta deflección sólo puede rea lizarse mediante la presencia de otros campos magné ticos que no se encuentre en la dirección del campo magnético principal; existen dos formas de realizar esta deflección:

La primera es usando un magneto o imán permanente y colocándolo en el eje Y o X, lograremos que la mag netización esté sobre el plano XY.

La segunda forma es usando una secuencia de pulsos de RF en cualquiera de los dos ejes del plano XY a la frecuencia de resonancia de los núcleos de la muestra; es decir, hasta tener un $\alpha = 90^\circ$.

En la siguiente página podremos apreciar claramente la figura N° 11.

C A P I T U L O III

ONDAS ELECTROMAGNETICAS: SECUENCIA DE PULSOS

La señal de NMR generada posee como toda señal electromagnética una 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 sólo 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 .

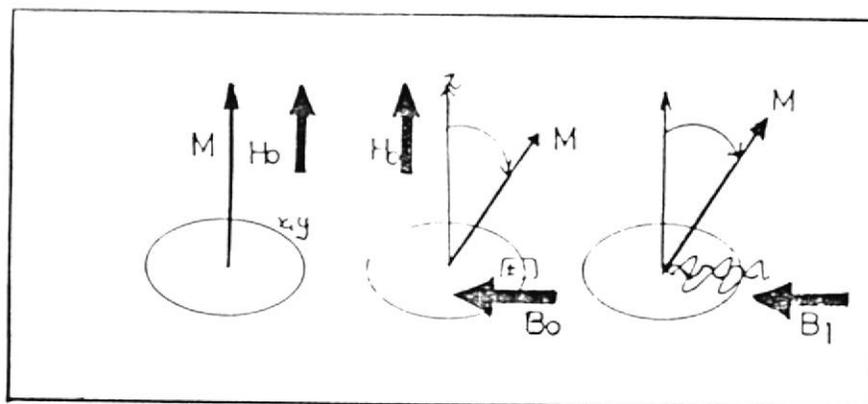


Figura N^o 11. DEFLEXION DE LA MAGNETIZACION POR MEDIO DE UN IMAN Y DE UNA ONDA ELECTROMAGNETICA.-

3.1.1. Técnica saturación - recobro para medir t_1

TECNICA SATURACION - RECOBRO:

La secuencia de pulsos más 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, tal vez 3 a 4 veces t_1 , todos los núcleos tendrán suficiente tiempo para regresar al equilibrio antes del próximo pul



BIBLIOTECA

so de RF; ésto dá como resultado que la ampli
tud de la señal NMR (A_0) después de cada pu
lso contenga solamente la información de la den
sidad del protón. Si el tiempo t_r es mucho
menor, por ejemplo aproximadamente igual a
 t_1 , entonces los núcleos no tendrán el sufi-
ciente tiempo para retornar a la posición de
equilibrio antes del próximo pulso de RF. (Re-
cordemos que t_1 , es la constante de tiempo -
que describe el retorno al equilibrio y no es
el tiempo total hasta el equilibrio). La am
plitud de A_0 de la señal de NMR es función de
la componente vertical M_z previa a la aplica-
ción 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 se
ñal es pequeña. La amplitud A_0 de la señal
en saturación - recobro, será una función de
la densidad del protón de t_r y de t_1 . (Ver fi
gura N° 12).

Seguidamente del pulso de 90° RF la componente
vertical M_z tiene la misma magnitud que la -
componente horizontal M_y ., después de la apli
cación del segundo pulso de 90° RF, las compo-

nentes de M_y y M_z no han regresado a su tamaño original, por consiguiente, la señal de NMR se rá más pequeña, para un corto tiempo t_1 . Si el tiempo t_1 es largo, la señal de NMR será mucho menor.

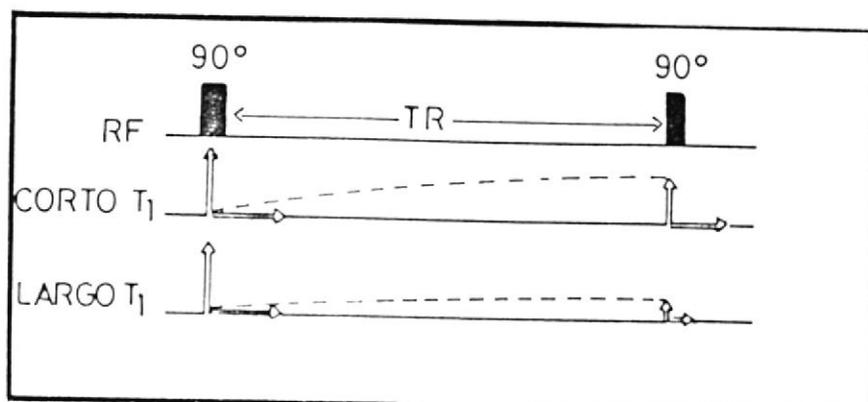


Figura N^o 12.- DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA SATURACION - RECOBRO.-

3.2. SECUENCIA DE PULSOS DE RF DE 180°

El ángulo de inclinación α depende básicamente del producto de la amplitud y de la longitud del pulso de RF aplicado; entonces, es posible mover el vector magnetización M a cualquier ángulo α deseado, de hecho M puede ser completamente invertido de su

posición original; a esta cantidad de energía requerida para lograr esta inversión se la llama pulsos - de 180° RF.

El ángulo de deflección es igual a:

$$\alpha = A_{rf} \times t_p$$

Donde:

A_{rf} : es la amplitud del pulso de RF

t_p : es la longitud del pulso en la amplitud de segundos.

Es común considerar a la amplitud A_{rf} como una constante K , quedando como variable T_p .

$$\alpha = K \cdot T_p$$

3.2.1. Técnica Inversión - Recobro para medir t_1

TECNICA INVERSION RECOBRO:

Las señales de NMR obtenidas por este método contienen más 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 tr. 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. Ver figura N^o 13.

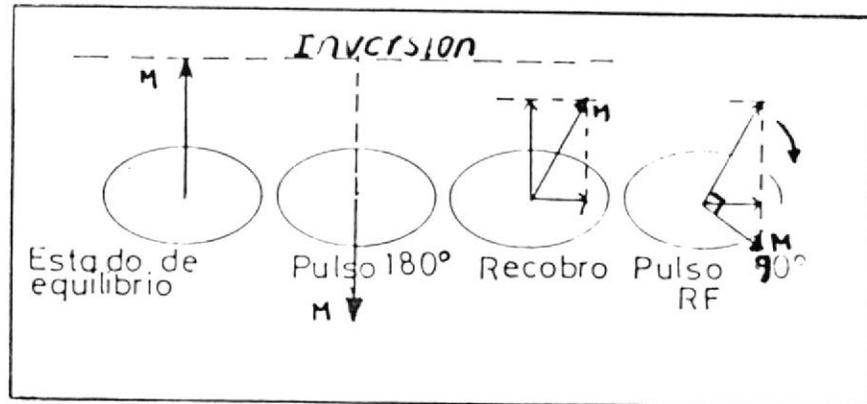


Figura N^o 13.- DIAGRAMA VECTORIAL DE LA TECNICA INVERSION-RECOBRO.
(Tomado de Stuart W. Young. NMR Basic Principles)

La diferencia es que la magnetización M_z es fijada inicialmente a 180° antes que a 90° , co



mo en el primer método.

BIBLIOTECA

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_z es negativo y se va volviendo menor, pasando por cero, incrementándose gradualmente después.

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.



BIBLIOTECA

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_i ó τ (tau).

La amplitud de la señal de NMR será una función de la densidad del protón, de t_1 y de t_2 . Ver figura N° 14.-



BIBLIOTECA

La constante de tiempo t_2 , no se mide con -

ninguno de estos dos métodos.

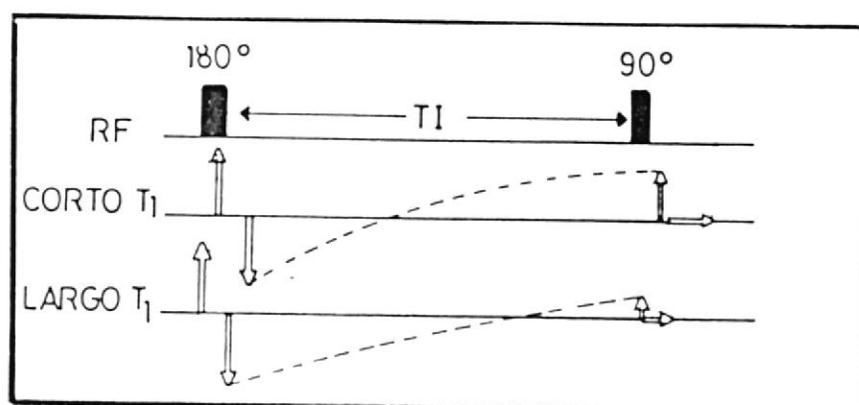


Figura N^o 14.- DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA INVERSION
RECOBRO.-
(Tomado de Kean David/Smith M., NMR).

3.2.2. Técnica SPIN - ECO para medir t_2

Como ya se vió anteriormente el "el decaimiento de libre inducción" (FID), es causado por la pérdida de coherencia de fase de los momen-

tos 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:

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

Donde:

- $1/t_{2\text{magn}}$: es causado por las pequeñas variaciones del campo magnético externo.
- $1/t_2$: es la constante de tiempo que describe la pérdida exponencial de la coherencia de fase.

Estas pequeñas variaciones del campo magnético externo, hacen que ciertos protones experimenten un ligero campo más fuerte y otros un ligero campo más débil. Los protones que experimentan el campo más fuerte (M_h), van a precesionar con una frecuencia un poco mayor que los otros (M_l). Debido a ésto, los pro

tones del campo débil se moverán más despacio y atrás de los protones del campo fuerte. (Mh). Ver figura N° 15.

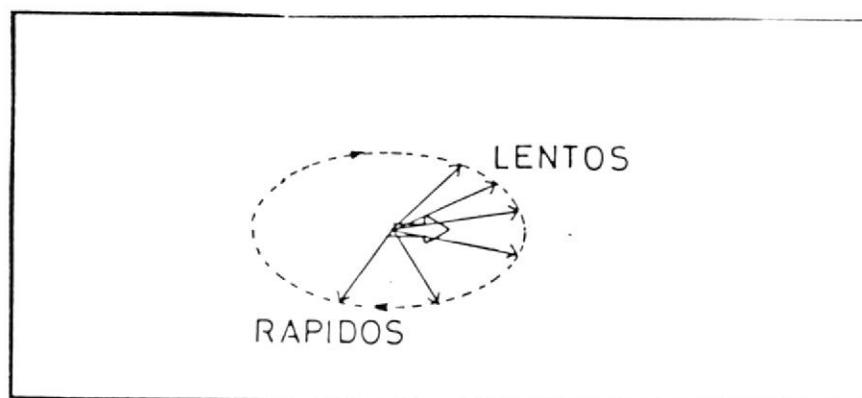


Figura N° 15.- DIAGRAMA VECTORIAL DE PROTONES LENTOS Y RAPIDOS.-

(Tomado de Kean David/Smith M. NMR).

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

Esto dá como resultado que las componentes de Y de la magnetización, cambien de signo, mienu



tras que las componentes en X no se afectan. El efecto del pulso de 180° es tal que los protones del campo débil M1 están adelante de los protones del campo fuerte. (Ver figura N° 16).

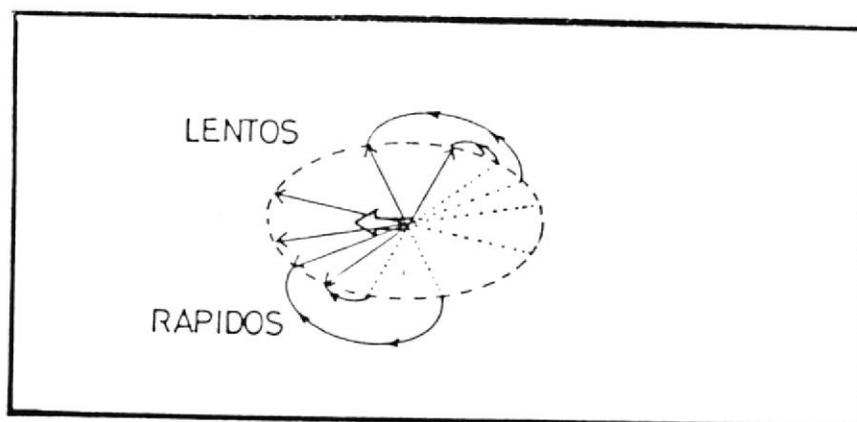


Figura N° 16.- DIAGRAMA VECTORIAL DE PROTONES LENTOS Y RAPIDOS DESPUES DE APLICAR EL PULSO DE 180° RF.

(Tomado de Kean D./Smith M.)

Dando como resultado una señal creciente - de-

creciente. La amplitud de esta señal, es proporcional a la densidad del protón y a t_2 . Ver figura N^o 17.- Para imágenes médicas se usa uno o dos pulsos de 180° .

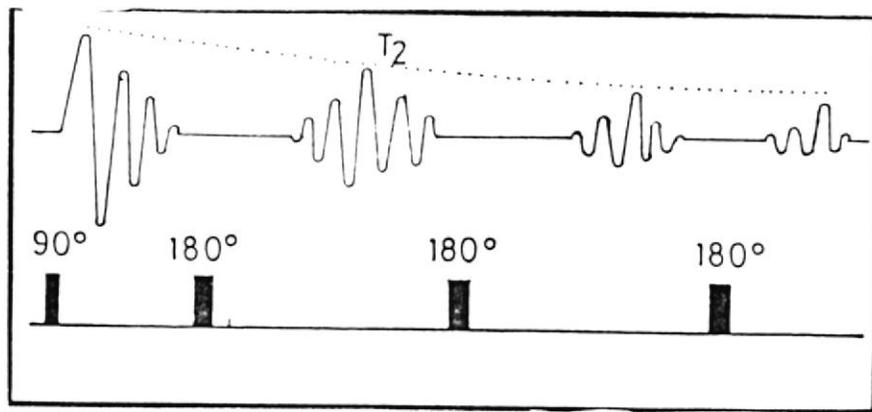


Figura N^o 17.- DIAGRAMA DE TIEMPO DE LA TECNICA SPIN-ECO.

(Tomado de Kean, D./Smith M.)

En la gráfica N^o 18.a., se muestra la curva que describe la relajación transversal, la fórmula que describe este comportamiento es la siguiente:

$$M_{xy} = M_{t=0} e^{-t/t_2}$$



BIBLIOTECA

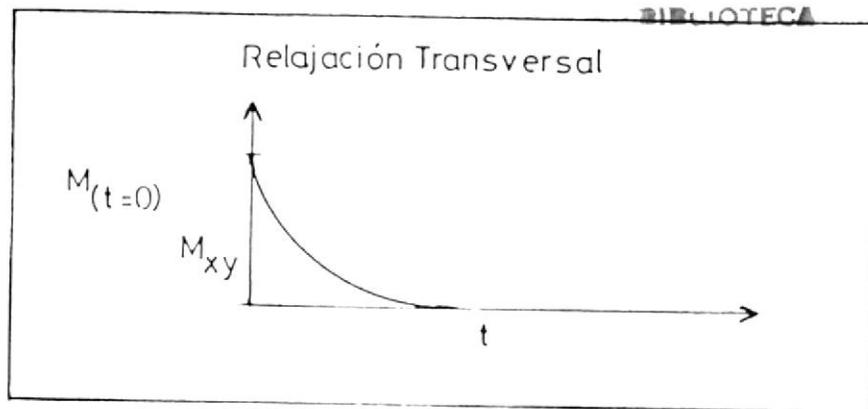


Figura N° 18.a. CURVA DE LA RELAJACION TRANSVERSAL. (DIAGRAMA DE TIEMPO)

(Tomado de Stuart W. Young).

En la figura N° 18.b., se muestra la curva que describe la relajación longitudinal, la fórmula que describe este comportamiento es la siguiente:

$$M_z(t) = M_z (1 - e^{-t/t_1})$$

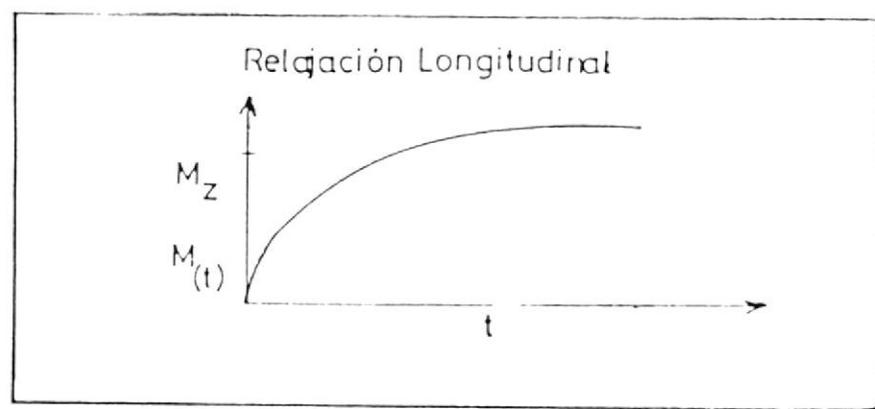


Figura N° 18.b. CURVA DE LA RELAJACION LONGITUDINAL. - (DIAGRAMA DE TIEMPO)

C A P I T U L O IV

METODOS DE IMAGENES POR RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR (MRI)

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

El primer camino, 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 camino, es más sensitivo 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.



BIBLIOTECA

Imaginémonos el cubo ilustrado en la figura N° 19.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 figura N° 19.b.

Estas dos primeras técnicas son un poco ineficientes de bido 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 figura N° 19.c.

La cuarta es la técnica del volumen de imágenes donde la señal es obtenida de un volumen de n^3 voxels. Ver figura N° 19.d.

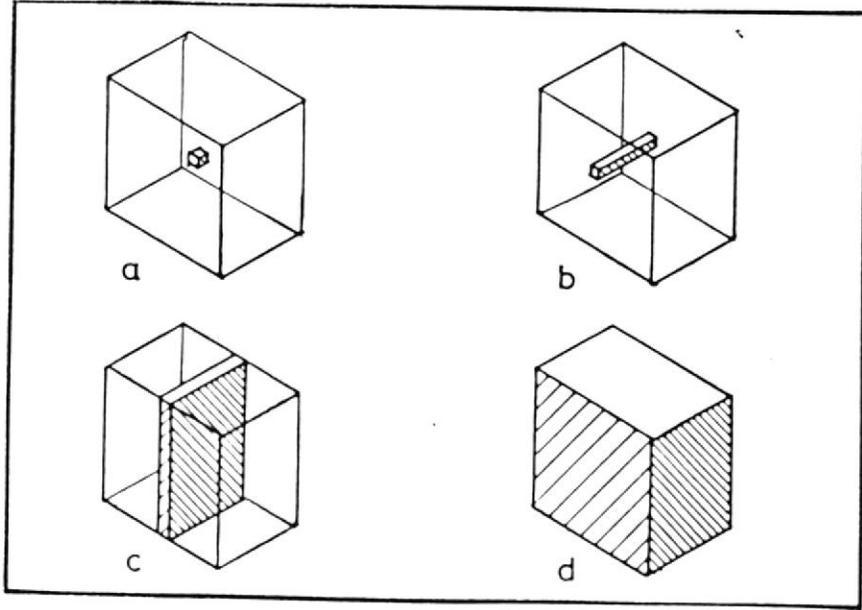


Figura N^o 19.- a.b.c. y d.- ESQUEMA DE LAS CUATRO CATEGORIAS DE IMAGENES.-

4.1. GRADIENTES MAGNETICOS

Hasta ahora sólo hemos considerado un campo magnético fuerte, constante y uniforme; sin embargo, para todas las técnicas de imágenes por resonancia magnética, 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 varíen 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 figura N° 20.

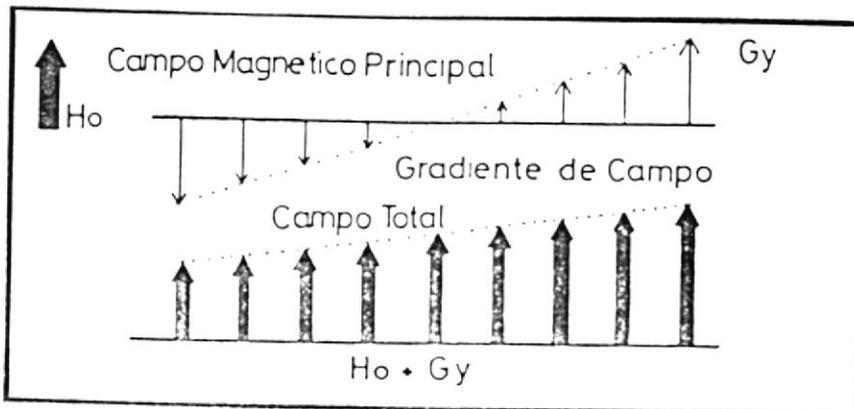


Figura N° 20.- GRAFICO DEL GRADIENTE MAGNETICO APLICADO EN EL EJE Y.-



4.2. EXCITACION SELECTIVA

BIBLIOTECA

Como su nombre lo indica, ésta es una técnica por la cual la resonancia puede ser producida en una región seleccionada de una gran muestra. Imaginémonos que la muestra es el cuerpo humano y está colocado en un fuerte campo magnético. Este campo H_0 es constante a todo lo largo de la longitud del cuerpo. Un gradiante de campo es aplicado en la misma dirección pero varía a lo largo del cuerpo. Ver figura N° 21.

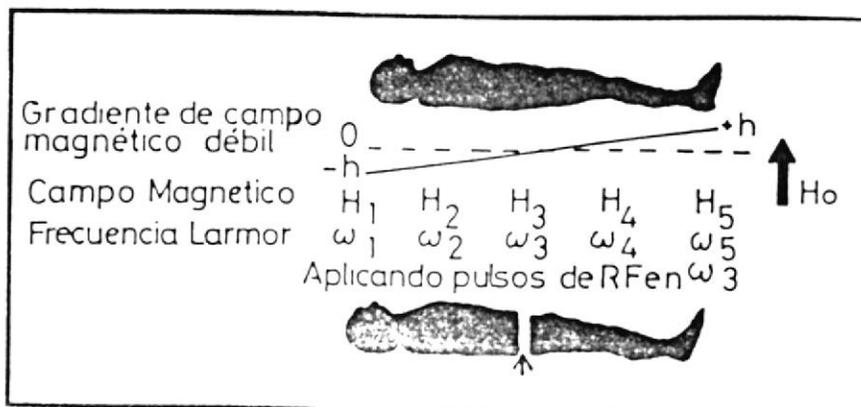


Figura N° 21.- GRAFICA DE LA VARIACION DE LA FRECUENCIA DE LARMOR POR MEDIO DE LA EXCITACION SELECTIVA.-

(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 mag

nético total experimentado por el cuerpo es la suma de los dos campos, variando a lo largo de la longitud del paciente desde H1 en la cabeza hasta H5 en los pies. Se sabe que la frecuencia de resonancia, está relacionada directamente con el campo magnético H_0 siendo menor en la cabeza (W_1) y mayor en los pies (W_5).

Ahora tenemos diferentes frecuencias que pueden ser aplicadas para producir resonancia en diferentes partes del cuerpo. Si aplicamos una frecuencia W_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.

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

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 es los pulsos se repiten.

Estas opciones son usadas para determinar las diferentes características de los tejidos.

Las transformadas de Fourier, son importantes en la reconstrucción de imágenes de resonancia magnética. Es te 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 Vs. frecuencia. Es ta 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.

4.3. TECNICA DE LA TRANSFORMADA DE FOURIER EN DOS DIMENSIONES (2DFT)

La técnica que se a vuelto común para la producción de imágenes de secciones planares o "tajadas" de una muestra es la técnica de la transformada de Fourier - en dos dimensiones, la cual se abrevia como 2DFT, que

son las siglas del nombre en Inglés.

Este método de imágenes usa la frecuencia de la señal NMR para almacenar información espacial, en una dimensión de una sección tomográfica y usa la fase de la señal de NMR para almacenar la información espacial de la otra dimensión.

Hasta ahora sólo se ha visto la forma como se almacena t_1 y t_2 en base a la amplitud de la señal de NMR, por acción de una secuencia de pulsos. La fase y la frecuencia de la señal de NMR no han sido usadas en ninguno de los métodos anteriores.

Una de las principales herramientas para la obtención de imágenes médicas por medio de resonancia magnética nuclear (MRI) ha sido el uso de estas dos componentes: la fase y la frecuencia. Es conveniente revisar los principios de la codificación espacial de información en frecuencia y en fase.

4.3.1. Principio de la codificación espacial en frecuencia

La codificación espacial en frecuencia depende

**BIBLIOTECA**

de la relación líneal entre la frecuencia de resonancia y el campo magnético; esto significa que a pesar de que todos los núcleos en una sección de la muestra estén preseccionando a la misma frecuencia, inmediatamente después de la frecuencia de excitación selectiva; y si el campo magnético total es variado en cualquier dirección, luego las frecuencias de resonancia de los núcleos de la muestra - variarán de acuerdo con la variación del campo.

Se va a aplicar resonancia a una sección transversal o "tajada" usando excitación selectiva a lo largo del paciente, mediante el uso del gradiente G_y . Ver figura N° 22.a.

Inmediatamente después de ser aplicado G_y , aplicamos el gradiente G_x , que es perpendicular a G_y . Vamos a suponer que "la tajada" - contiene dos círculos de núcleos resonantes. El gradiente de campo G_x es aplicado en el período de detección de la señal de NMR; esto hace que los dos círculos de núcleos resonantes experimenten frecuencias ligeramente diferentes. Así la señal de NMR detectada,

contendrá las frecuencias correspondientes a los dos círculos de núcleos resonantes.

La información de la frecuencia de cualquier señal detectada puede ser extraída usando el proceso matemático llamado la Transformada de Fourier. En la figura N^o 22.a., se puede observar que la frecuencia mayor está superpuesta a la menor en la señal de NMR. Aplicando la transformada de Fourier a esta señal de NMR, dará como resultado dos picos correspondientes a las frecuencias ω_1 y ω_2 .

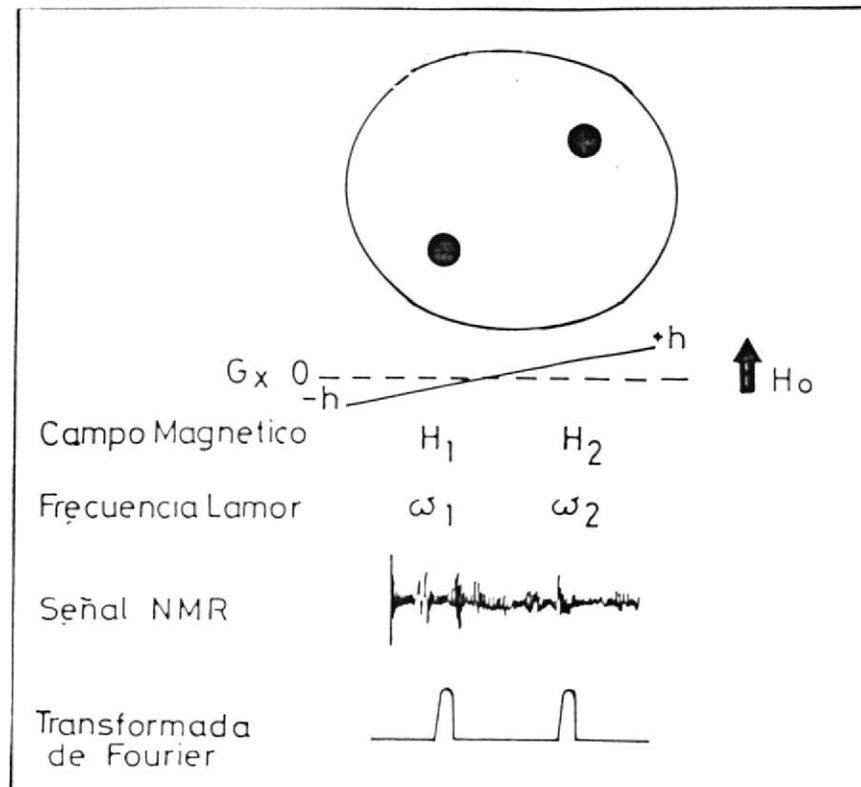


Figura N^o 22.a. CODIFICACION ESPACIAL EN FRECUENCIA

En la parte superior de la figura N^o 22.b., se

muestra una señal de NMR cuya amplitud contiene la información de una frecuencia en el dominio del tiempo, en la parte inferior se observa una señal cuya amplitud es la suma de algunas señales de NMR, también en el dominio del tiempo. La transformada rápida de Fourier (FFT) convierte esta amplitud en picos de frecuencia.

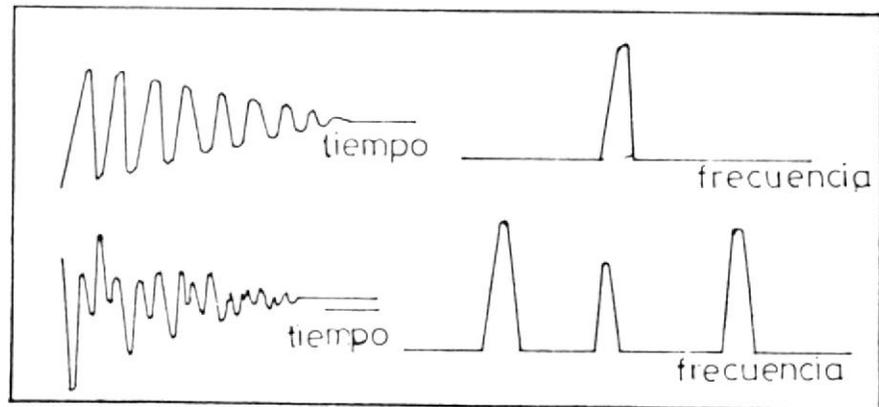


Figura N^o 22.b. SEÑALES DE NMR EN TIEMPO CONVERTIDOS EN FRECUENCIAS POR LA T DE FOURIER.-
(Tomado de Kean, D./Smith, M.)

4.3.2. Principio de la codificación espacial en fase

La codificación espacial en fase siempre se usa en conjunción con la codificación espa

cial en frecuencia. (Hay que hacer énfasis en recordar que la dirección del eje Z es la dirección del campo magnético principal.

Para hacer la codificación en fase partimos - de la codificación en frecuencias; es decir , que realizamos primero la excitación selectiva con el gradiente G_y para obtener primera-mente una tajada (este gradiente es aplicado en el período de excitación), luego se aplica el gradiente G_x perpendicular a G_y en el período de detección de la señal de NMR. Entre el período de excitación y el período de detección existe un intervalo de tiempo llamado período de evolución; y es en este período - de evolución donde se aplica el gradiente G_z para realizar la codificación espacial en fase en la dirección del eje Z.

Durante la aplicación del gradiente G_z , los núcleos precesionan a diferentes frecuencias; los que están en la parte superior tendrán - una mayor frecuencia de larmor, debido a la intensidad total de campo magnético mayor en la parte superior de la muestra, mientras que

los núcleos que están en la base de la muestra o tajada, están precesionando a una frecuencia de Larmor menor. Ver figura N°23

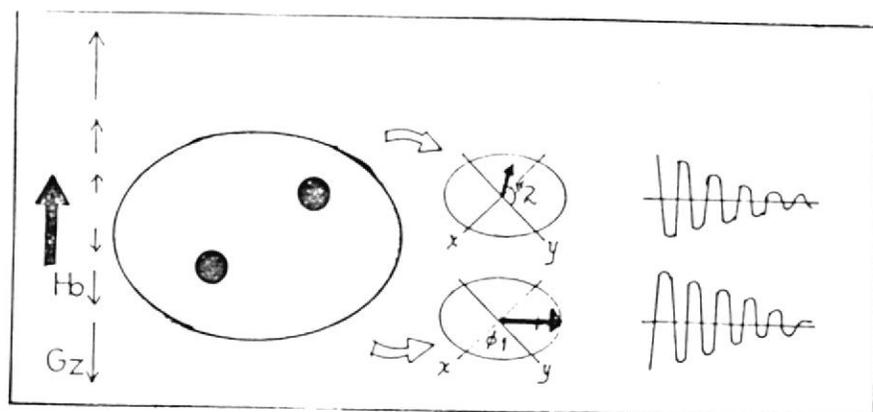


Figura N° 23.- CODIFICACION ESPACIAL EN FASE
(Tomado de Kean, D/Smith M.)

En cualquier instante el ángulo de fase de los núcleos de la parte superior de la muestra será mayor que el ángulo de fase de los núcleos de la parte inferior de la muestra. Es importante resaltar el hecho de que los núcleos conservan su respectivo ángulo de fase después de que Gz sea apagado, a pesar de que estén girando todos a la misma frecuencia.

Con los conceptos claros, de como se almacena

información espacial, en base a la frecuencia y a la fase, el siguiente paso será extraer - la información codificada para luego ser usa da en la creación de imágenes. No es difícil darse cuenta que es muy sencillo extraer la información espacial codificada en frecuencia debido a que cada señal de NMR detectada al ser transformada por Fourier mostrará todas las frecuencias de resonancias de la muestra. El problema es como determinar la información espacial codificada en fase ya que para un mismo círculo de núcleos resonantes vamos a tener diferentes ángulos de fase dependiendo, de su posición en el eje Z. Recordemos que en el Capítulo anterior usabamos una secuencia - de pulsos para de esta forma determinar en base a la amplitud de la señal de NMR los pa rámetros t_1 y t_2 .

Para determinar la información espacial codificada en fase, vamos a tomar una serie de di ferentes valores de G_z de tal forma que se pueda hacer un arreglo ordenado de arriba ha cia abajo de cada señal de NMR detectada. A las variaciones del ángulo de fase con respecto a su posición en el eje Z le corresponde-



BIBLIOTECA

rán variaciones de frecuencia. Estas variaciones de frecuencia están relacionadas linealmente con la posición espacial en el eje Z.

Consecuentemente, se puede extraer la información por medio de la transformada de Fourier. Cada señal de cada valor del gradiente G_z es almacenada una sobre la otra en forma de un arreglo de dos dimensiones, el número de señales de NMR empleadas para este arreglo varía en 64, 128, ó - 256 y el número de los diferentes valores del gradiente G_z varía también - en 64, 128, 256, de tal forma que es este arreglo de dos dimensiones es simétrico para los ejes X y Z.

En la página siguiente podemos observar la figura N^o 24., la cual nos muestra el sistema 2DFT.

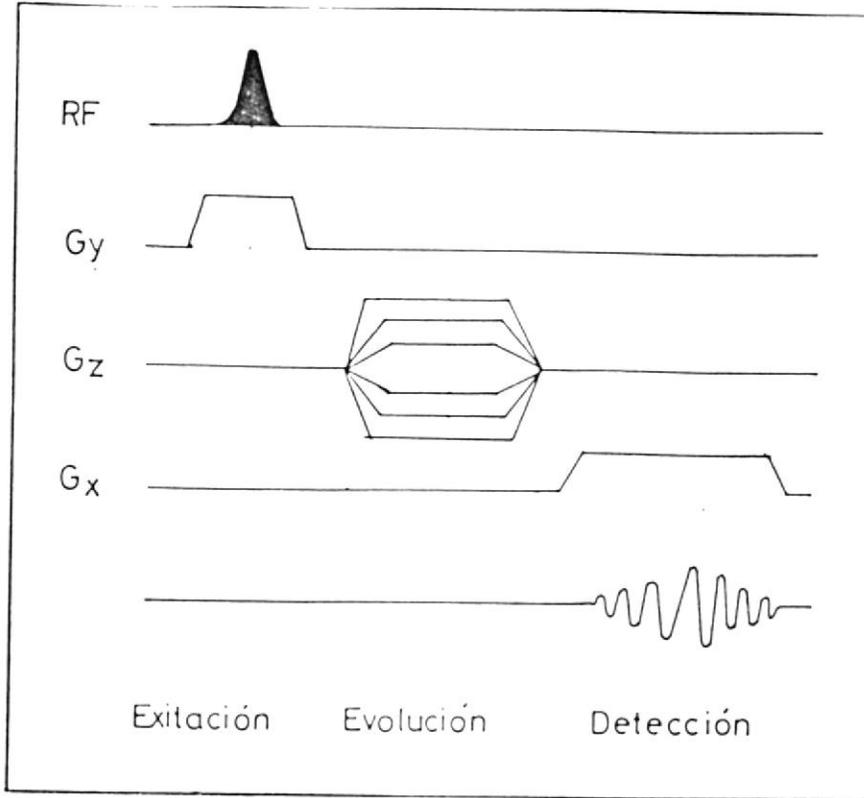


Figura N° 24.- DIAGRAMA DE TIEMPO DE 2DFT



4.3.3. Técnica 2D FLASH (Desarrollada por SIEMENS)

La técnica 2D FLASH, desarrollada por SIEMENS, es una derivación de la técnica de dos dimensiones de la transformada de Fourier (2DFT). El distintivo de la técnica 2D FLASH de la técnica 2DFT es un pulso de gradiente de amplitud variable llamado ESPOILER que se lo aplica después de la detección de la señal de NMR y en la dirección del gradiente de excitación selectiva, Gy. La figura N° 25., nos muestra un esquema simplificado de tiempos de la técnica 2D FLASH.

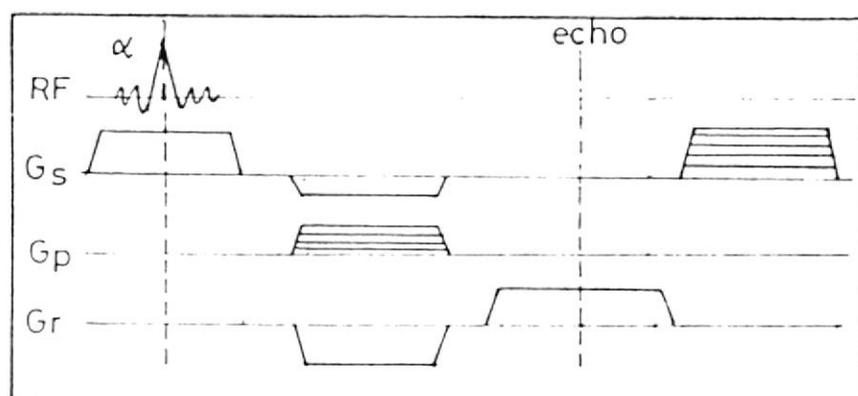


Figura N° 25.- ESQUEMA SIMPLIFICADO DE TIEMPOS DE LA TECNICA 2D FLASH.

DETALLE DE LA FIGURA N° 25:

Del gráfico se puede observar la similitud del esquema de tiempo con el del 2DFT con la variante que en la etapa de detección de la señal se ha aplicado un pulso adicional de gradiente en G_s . Cabe distinguir la diferencia en la terminología usada por SIEMENS, con respecto a la 2DFT., cuya analogía es la siguiente:

- G_s : es el gradiente aplicado en la excitación selectiva donde el subíndice s significa "selection", equivale a G_y que es el gradiente que usamos para hacer la excitación selectiva.
- G_p : Es el gradiente usado para la codificación en fase de una dimensión y es aplicado en el período de evolución en el eje Z, su equivalente es el gradiente G_z , el subíndice p significa fase(phase).
- G_r : Es el gradiente usado para la codificación en frecuencia de una dimensión en el eje X y es aplicado en el período de detección de la señal de NMR, su equiva

lente en el gradiente G_x .

Con la técnica 2D FLASH, la magnetización transversal residual es destruída por el spoiler, aplicado después de la detección de la señal. La amplitud del spoiler es varia da con cada repetición para evitar formar una coherencia transversal entre ciclos.

Desde que la magnetización transversal se desfasa previa a la aplicación de un nuevo pulso de RF y tiende a cancelarse, sólo la magnetización longitudinal alcanza el estado estable. El estado estable de la señal es dependiente de t_1 y no de t_2 .

La figura N° 26., muestra a los vectores representativos de la magnetización lon gitudinal y transversal en 2D FLASH.

Vemos que inicialmente se ha aplicado un pulso de RF con un ángulo menor que 90° , moviendo la magnetización M con amplitud M_0 fuera de la dirección del eje Z . Después del pulso de RF la magnetización tendrá una componente transversal igual a $M_0 \sin \alpha$, y una composo

nente longitudinal reducida a $M_0 \cos \alpha$. Aplicamos luego el spoiler en dirección del gradiente G_y (o G_s) el cual va a anular la componente transversal de la magnetización, quedando solamente la componente longitudinal reducida.

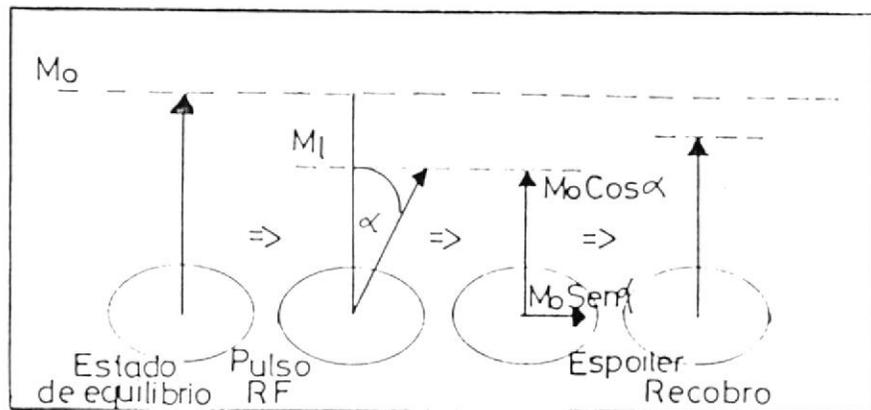


Figura N° 26.- VECTORES REPRESENTATIVOS DE LA MAGNETIZACION LONGITUDINAL Y TRANSVERSAL.-

En la técnica 2D FLASH, la densidad del proton o t_2 será el parámetro para la formación de imágenes; esto requiere que el parámetro t_1 -

sea eliminado. Por esta razón se trabaja con tr cortos y para lograr este objetivo se trabaja con ángulos mucho menores de 90° . Con esto logramos obtener tr , relativamente cortos, comparándolos con los de otras técnicas, a pesar de que la señal obtenida sea pequeña de amplitud.

La figura N° 27, nos muestra las curvas de t_1 para ángulos de 90° y para ángulos menores de 90° :

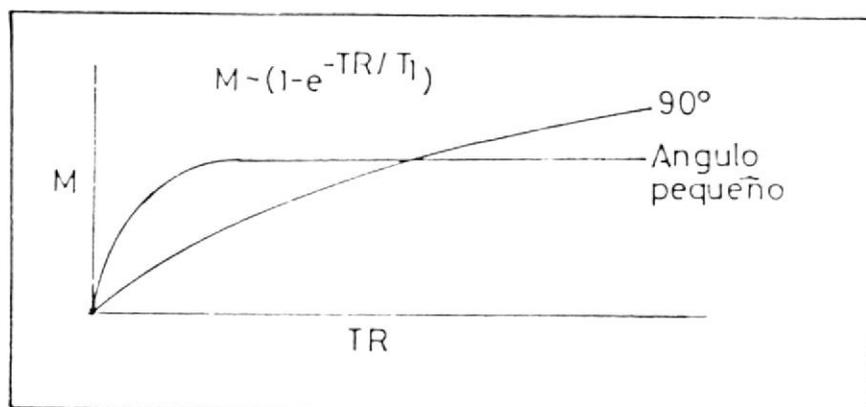


Figura N° 27.-CURVAS DE t_1 PARA ANGULOS DE 90°
Y PARA ANGULOS MENORES DE 90° .



BIBLIOTECA

4.3.4. Ejemplos de imágenes por 2D FLASH

Las siguientes imágenes han sido producidas - variando el ángulo de inclinación α y el tiempo de repetición tr . Cada fila representa el mismo ángulo de inclinación incrementando solamente el tr de izquierda a derecha, mientras que cada columna presenta el mismo tr con incrementos del ángulo de inclinación, de menor a mayor; el resto de parámetros permanecen constantes.

Parámetros constantes:

tiempo de eco : 10 ms

factor de ZOOM : 1.0

adquisiciones : 2

tamaño de la matriz: 256

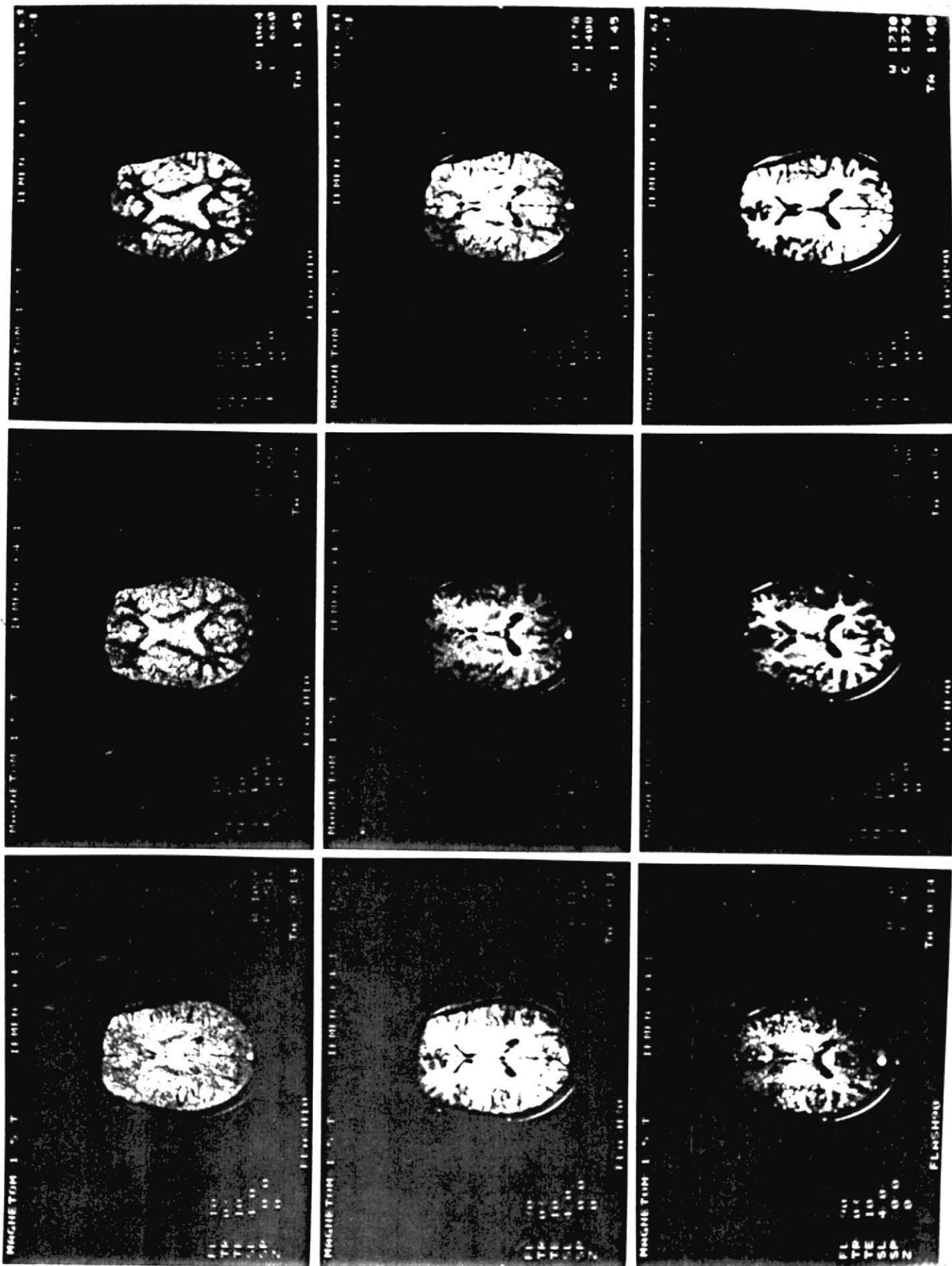
espesor de muestra : 4 mm.

ángulo : 10°	ángulo : 10°	ángulo : 10°
tr : 30 ms.	tr : 70 ms.	tr : 200 ms.

ángulo : 30°	ángulo : 30°	ángulo : 30°
tr : 30 ms.	tr : 70 ms.	tr : 200 ms.

ángulo: 90°	ángulo : 90°	ángulo : 90°
tr : 30 ms.	tr : 70 ms.	tr : 200 ms.





Fotografía N° 1.-- IMAGENES DE LA TECNICA 2D FLASH

C A P Í T U L O V

PARTES CONSTITUTIVAS DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR

Básicamente, todos los equipos de imágenes por resonancia magnética nuclear (MRI) están formados por los mismos componentes, variando únicamente el tipo de magneto de acuerdo a la técnica empleada. Otra variante que se encuentra entre los equipos de MRI es el método de obtención de las imágenes médicas. Todas estas variantes son objeto de análisis económico y técnico por parte de los fabricantes inclusive la instalación de un equipo de MRI de una marca es diferente a la instalación de un equipo de MRI de otra marca.

En el Capítulo VI, veremos los criterios básicos para la instalación de un equipo de MRI, siendo estos criterios - aplicables a la instalación de cualquier marca de equipo. La fotografía N^o 2, muestra un equipo de MRI instalado y funcionando.

La resonancia magnética nuclear se encuentra en constante

estudio por ciertos centros especializados. Así como también por parte de cada fabricante de equipos.



Fotografía N^o 2.- EQUIPO DE MRI INSTALADO Y FUNCIONANDO

5.1. EL MAGNETO

El objeto más grande empleado en un equipo de MRI es el magneto, cuya función es crear un campo magnético constante a través de un plano o un volumen. En la práctica, resulta imposible crear un magneto que nos proporcione un campo magnético perfectamente uniforme. La homogeneidad del magneto está definida en partes por millón (ppm), y llega a rangos de 200 ppm.

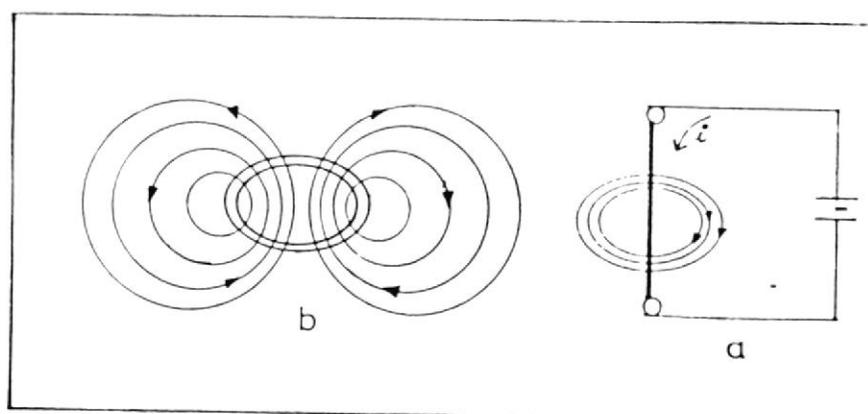
Esta homogeneidad puede ser mejorada de acuerdo al tipo de magneto que se esté usando y a ciertos ajustes mecánicos y eléctricos realizados gradualmente en el magneto. La fotografía N° 3, nos muestra el magneto usado por Siemens.



Fotografía N° 3.- MAGNETO USADO POR SIEMENS.

5.1.1. Magneto resistivo

El magneto resistivo se basa en el principio de que se puede generar un campo magnético en un alambre conductor por el paso de una corriente. Ver figura N° 28.a.

Figura N^o 28.aFigura N^o 28.b.

CAMPOS MAGNETICOS PRODUCIDOS POR EL PASO DE UNA CORRIENTE EN UNA BOBINA Y EN UN ALAMBRE.-

Si a este conductor le damos la forma circular de una bobina, entonces el campo magnético al centro de la bobina será perpendicular al plano de la bobina. Ver figura N^o 28.b.

En resonancia magnética se usan algunas bobinas dispuestas en forma de aros como se ve en la figura N^o 29.

Con estas bobinas en forma de aros se obtiene un campo magnético fuerte y homogéneo para un

volumen grande. Estos aros magnéticos están -
construïdos con delgadas bandas de aluminio en
rolladas unas sobre otra debidamente aisladas.
Estas bandas son de 2 mm., de espesor; se esco
ge al aluminio del resto de los metales conduc
tores, debido a las ventajas que este material
presenta con respecto al peso, costo y resisti
vidad.

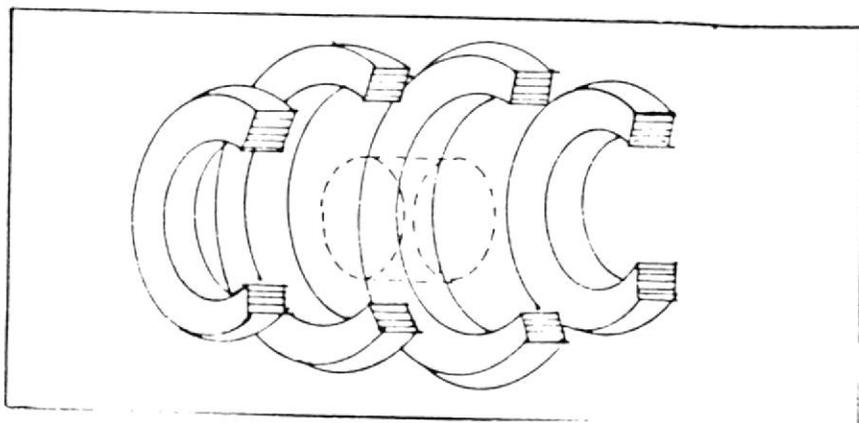


Figura N^o 29.- ARO MAGNETICO VERTICAL

Con el magneto resistivo se puede obtener cam
pos magnéticos de hasta 0.15 T; el consumo -
eléctrico para producir 0,1 T es aproximada-
mente 30 KW. Entre aro y aro se colocan tu

bos de enfriamiento para disipar el calor generado por los aros.

Estos aros pueden orientarse en forma vertical (ver figura N^o 29), produciendo un campo magnético horizontal, ó pueden orientarse en forma horizontal creando un campo magnético vertical.

La mayoría de los magnetos resistivos usan los aros en posición vertical y el paciente es colocado a través de los aros. En los magnetos que usan los aros horizontales el paciente es colocado entre los dos aros centrales. Ver figura N^o 30.

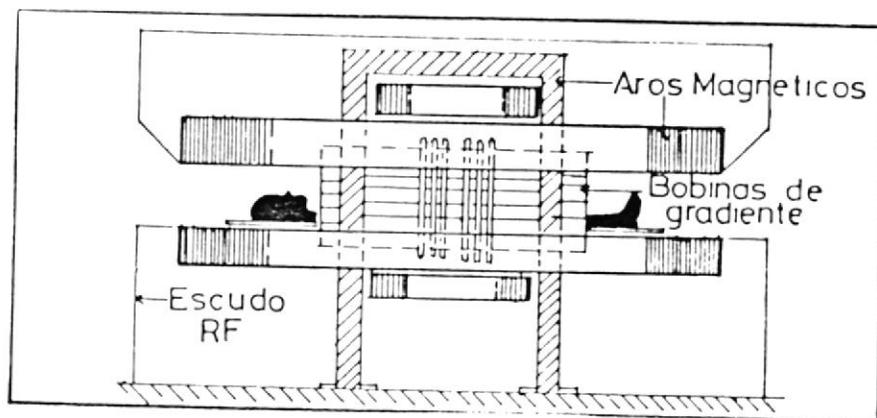


Figura N^o 30.- AROS MAGNETICOS HORIZONTALES
(Tomado de Kean, D./Smith, M.)

La homogeneidad del campo está en el rango de 50 a 200 ppm en una región de 45 cm. de diámetro.

5.1.2. Magneto superconductor

El magneto resistivo presenta dos problemas - para campos magnéticos superiores a 0.2 T. El primer problema es la inestabilidad térmica y el segundo es la disipación de la energía en forma de calor; entonces, surge la necesidad de trabajar con materiales conductores que - presenten baja resistencia para evitar la pérdida de potencia por calor.

Existen materiales conductores que a medida - que la temperatura desciende, su resistencia también desciende hasta llegar a cero ohmios, convirtiéndose en superconductores.

Este es el principio del magneto superconductor; al tener resistencia cero la pérdida de potencia por calor será cero también. Al - igual que el magneto resistivo, el magneto superconductor también está formado por aros, sólo cambia el tipo de material usado. El magne

to superconductor usa una mezcla de niobio-ti-
 tanio en una matriz de cobre; todo ésto se
 encapsula en helio líquido para bajar la tem-
 peratura de la bobina a 4°K ó -269°C ., luego
 este encapsulamiento es sumergido en una cáma-
 ra de nitrógeno líquido a $77,4^{\circ}\text{K}$ ó -196°C pa-
 ra reducir el punto de gasificación del helio
 líquido debido a que éste es mucho más caro
 que el nitrógeno líquido. Ver figura N^o 31.-

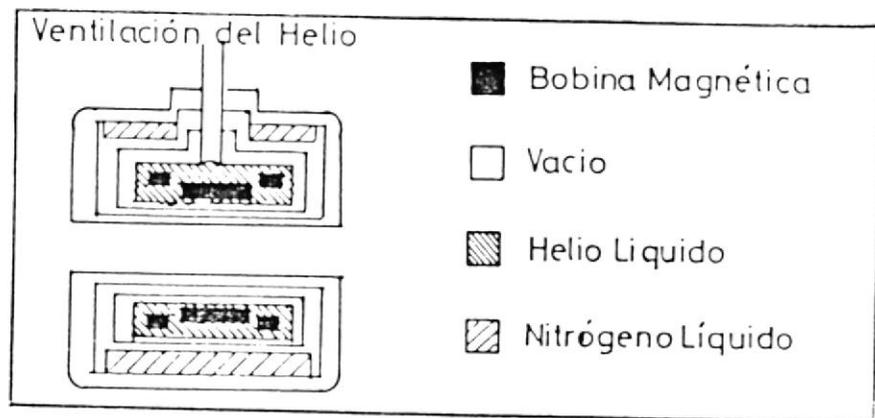


Figura N^o 31.- CONFIGURACION DEL MAGNETO SUPERCONDUCTOR
 (Tomado de Kean, D/Smith, M.)

Bajo estas condiciones de operación, si se apli-
 ca una corriente eléctrica y luego se quita la
 fuente de poder, la corriente continúa circulan-

do por la bobina generando un campo magnético estable constante sin la necesidad de tener una fuente de energía eléctrica. El ahorro en el costo de la energía eléctrica está balanceado por el costo del helio y del nitrógeno líquido que constantemente tienden a gasificarse y tienen que ser reemplazados con cierta regularidad.

Si por cualquier razón existiese una falla en el magneto, provocando un aumento en el valor de la resistencia de la bobina, la corriente eléctrica circulante se disiparía en forma de calor; ésto alterará la temperatura del helio elevándola sobre el punto de gasificación. Como no existe una fuente conectada al sistema para que mantenga la corriente eléctrica, el campo magnético se pierde.

Con este tipo de magneto se obtienen campos magnéticos entre 0.15 T hasta 2 T; el campo es más uniforme que el campo producido por el magneto resistivo, su homogeneidad está entre 10 ppm y 50 ppm en una región de 45 cm. de diámetro.

5.1.3. Magneto permanente

Una alternativa bastante atractiva para evitar los altos costos de los magnetos resistivo y superconductor es el magneto permanente. La única desventaja que presenta el magneto permanente es su excesivo peso; por ejemplo, un magneto permanente que genere un campo de 0.3T pesa 100 toneladas. El problema es adecuar o construir un ambiente hospitalario para esta condición de peso. Una ligera ventaja que presenta este magneto sobre los otros es que el campo magnético circundante es de menor intensidad que el de los otros dos tipos de magnetos. Hasta hace unos 6 años todavía se trabajaba con campos magnéticos pequeños del orden de 0.1 a 0.3 T, pero en la actualidad se emplean campos magnéticos entre 1 T y 2 T, lo cual hace que sea inconveniente el uso del magneto permanente.

5.2. BOBINAS DE RF

Como ya se vió anteriormente, para que exista resonancia del núcleo, es necesario deflecarlo de su posición

ción de equilibrio a la frecuencia correcta. Esta deflección se la realiza por medio de los pulsos de RF en las bobinas de RF colocadas de tal forma que siempre produzcan una señal de RF en un plano perpendicular al campo principal. Debido a que existen dos tipos de orientación de campo principal existen también dos tipos de bobinas de RF; la figura N° 32., nos muestra los dos tipos de bobinas.

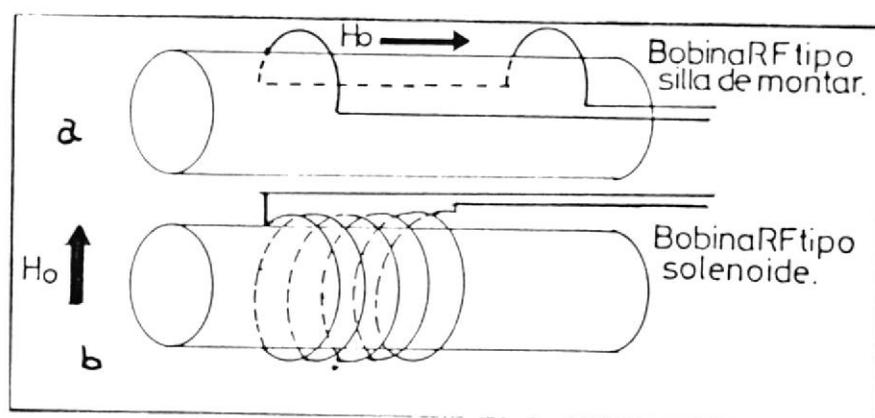
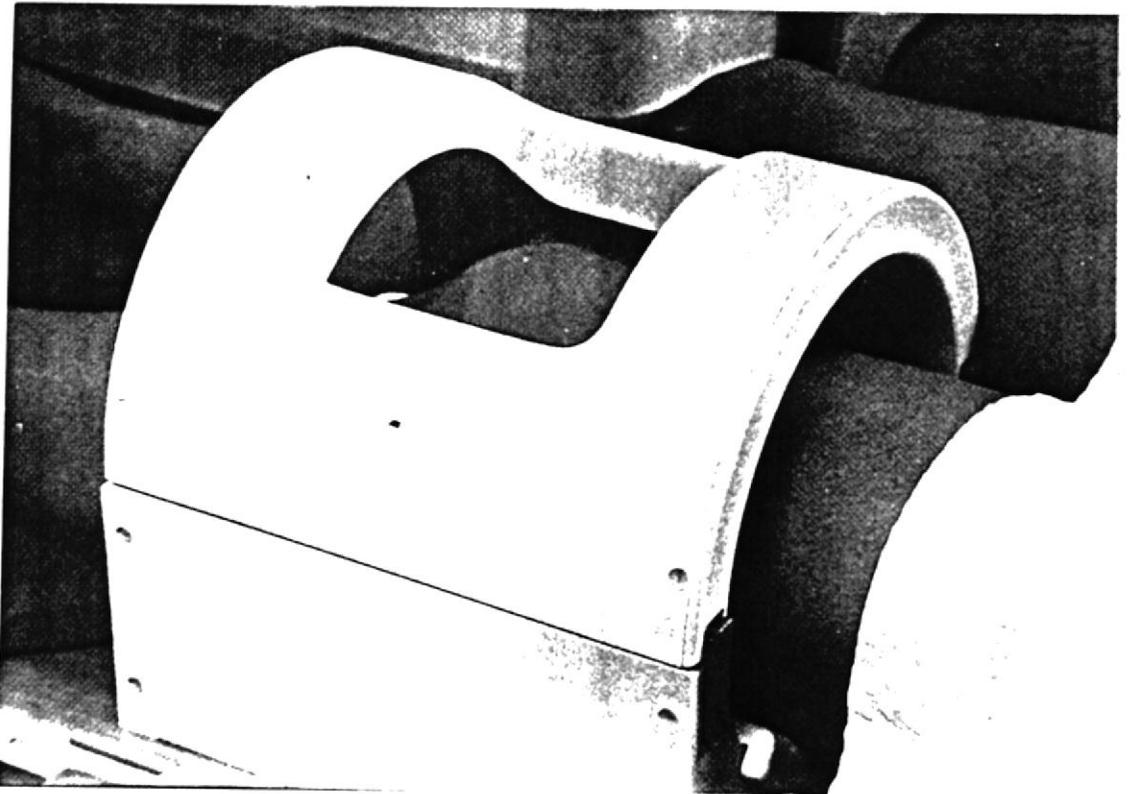


Figura N° 32.-- BOBINAS DE RF PARA LOS DOS TIPOS DE CAMPO

La figura N^o 32.a., es la bobina tipo "silla de montar" y se la usa para campos magnéticos horizontales producidos por aros magnéticos verticales. La figura N^o 32.b., nos muestra la bobina tipo "solenoid", y se la usa para campos magnéticos verticales producidos por aros magnéticos horizontales. Las fotos N^o 4 y N^o 5, nos muestran una aplicación de estos tipos de bobinas.



Fotografía N^o 4.- Bobina tipo "silla de montar"

(Tomado de SIEMENS)



Fotografía N^o 5.- Bobina tipo "Solenoides"

(Tomado de SIEMENS)

5.3. BOBINAS PARA LOS GRADIENTES MAGNETICOS

Los diferentes gradientes magnéticos se aplican por medio de bobinas dispuestas en la dirección de los ejes de coordenadas X, Y, Z; sin embargo, la amplitud de estos gradientes varía en forma lineal en la dirección del campo magnético principal. Al igual que los magnetos resistivo y superconductor, el campo magnético de los gradientes es producido por el paso de una corriente por un alambre de una forma de

terminada. La forma de estas bobinas y la dirección de la corriente dependen de la orientación del campo principal. El campo magnético experimentado por el paciente será la suma del campo principal más el campo del gradiente.

La figura N^o 33., muestra los diferentes tipos de bobinas para los gradientes con las respectivas direcciones de las corrientes. La figura N^o 33.a., muestra la forma más simple para las bobinas del gradiente; son dos bobinas dispuestas a lo largo del eje Z con corrientes opuestas entre sí, se las conoce como bobinas de MAXWELL; el resultado es un campo magnético que varía a lo largo del eje Z. Al gradiente en Z se lo denota como G_z .

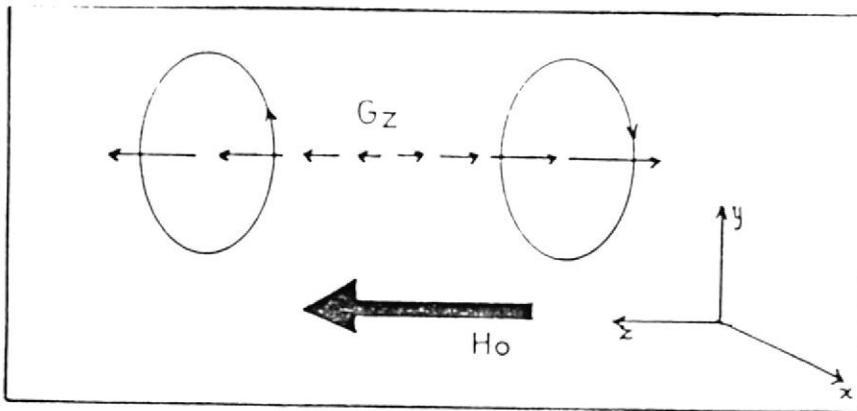


Figura N^o 33.a. FORMAS SIMPLES PARA LA BOBINA DEL GRADIENTE EN Z.-

La configuración de las bobinas para los gradientes



BIBLIOTECA

en X y Y , es más compleja que para el gradiente en Z, inclusive pueden ser usadas indistintamente.

La figura N° 33.b., nos muestra la forma de las bobinas para el gradiente en X; se lo denota como G_x y consta de dos pares de bobinas espaciadas apropiadamente entre sí en forma rectangular, formando 90° una de la otra; la dirección de la corriente es la misma para todas las bobinas.

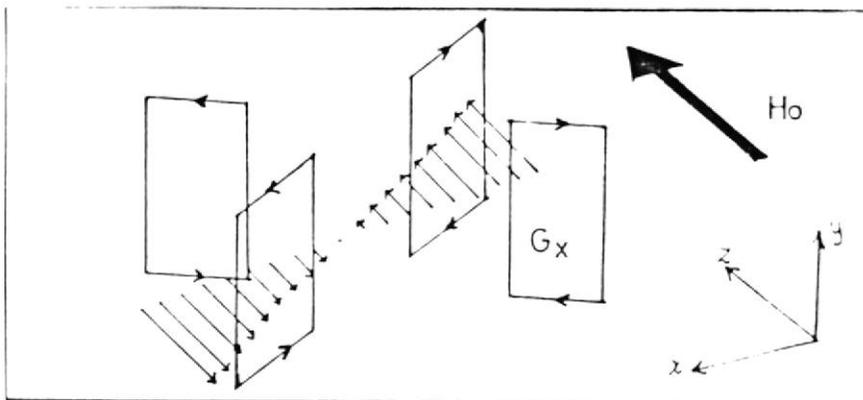


Figura N° 33.b. FORMAS DE BOBINA PARA EL GRADIENTE EN X.-

(Tomado de Kean, D/Smith, M.)

El tercer tipo de bobinas es el mostrado en la figura N^o 33.c., que es el tipo más usado en la actualidad y se lo conoce como la configuración de GOLAY.

Ver figura N^o 33.c. a continuación:

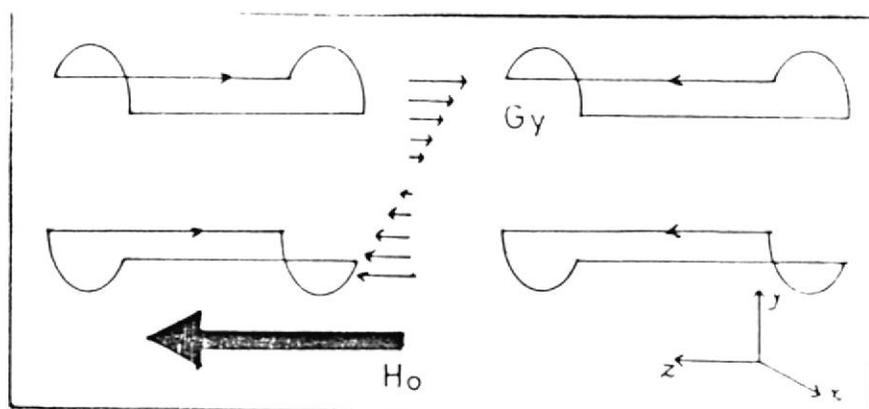


Figura N^o 33.c. FORMAS DE BOBINA PARA EL GRADIENTE EN Y.

(Tomado de Kean, D/Smith, M.).

La amplitud del campo magnético producido por los gradientes está en el rango de dos órdenes de magnitud -

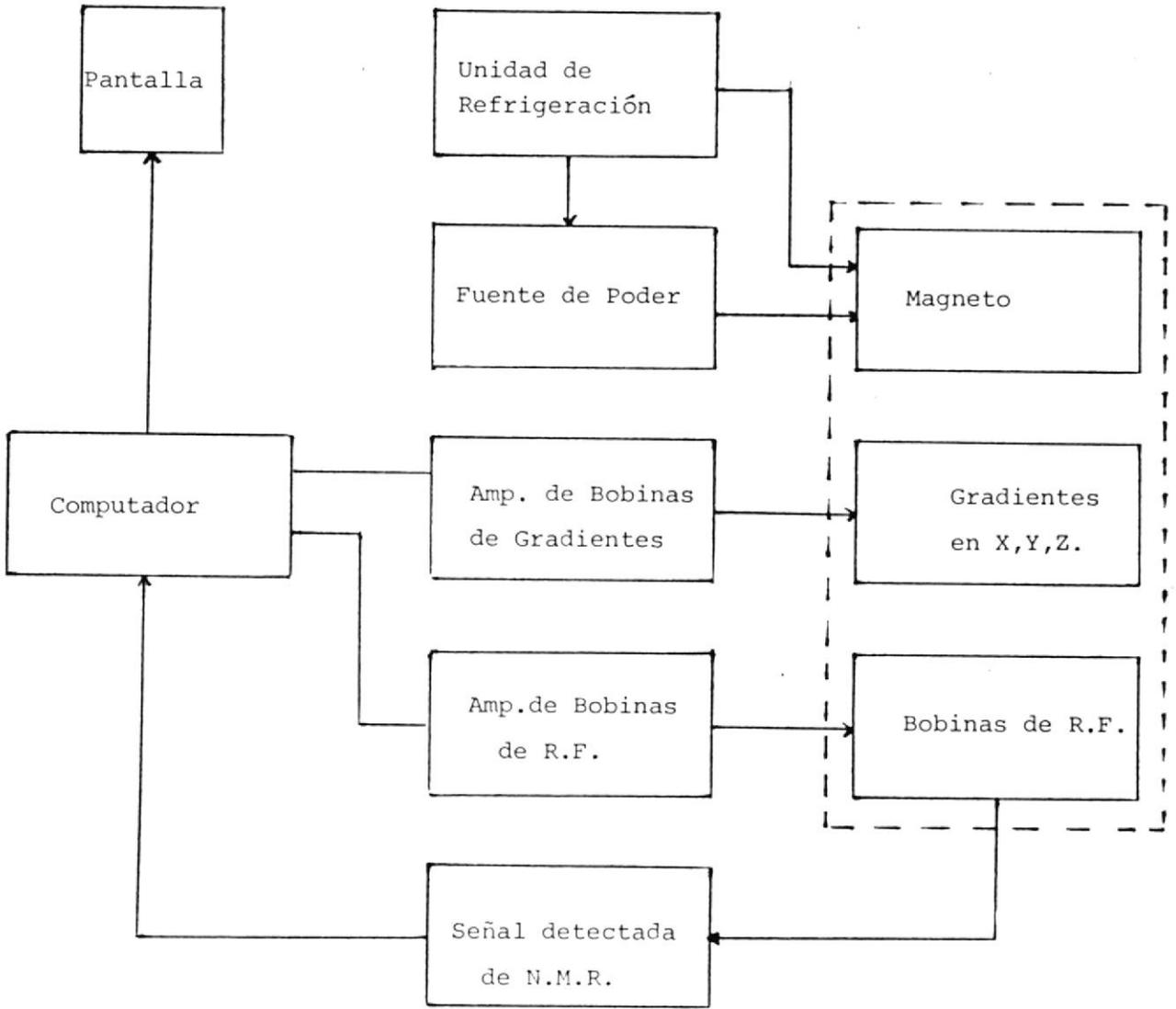
inferior que el campo principal; es decir aproximadamente 100 veces menor.

5.4. EL COMPUTADOR

El computador empleado para la obtención de las imágenes médicas por resonancia magnética no es de mayor complejidad que el usado en la tomografía computarizada excepto por algunas funciones de control como el tiempo de las secuencias de pulsos, el envío de señales para manejar el amplificador de Rf y el amplificador de los gradientes; la señal de NMR generada se ingresa, al computador y éste se encarga de realizar la conversión A/D de esta señal para luego convertir la información digital en imágenes médicas.

5.5. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO

En la página siguiente podemos apreciar un diagrama completo del equipo materia de este trabajo.



5.6. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA SEÑAL DE RF TRANSMITIDA

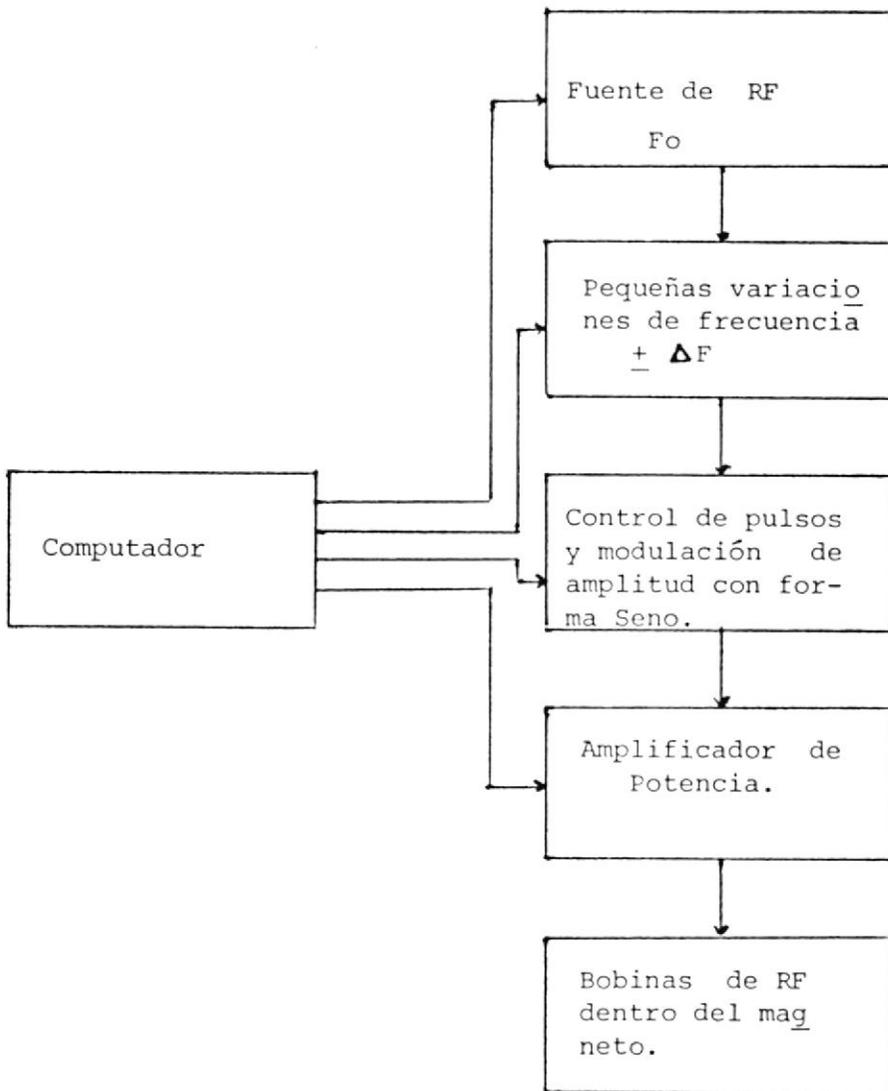
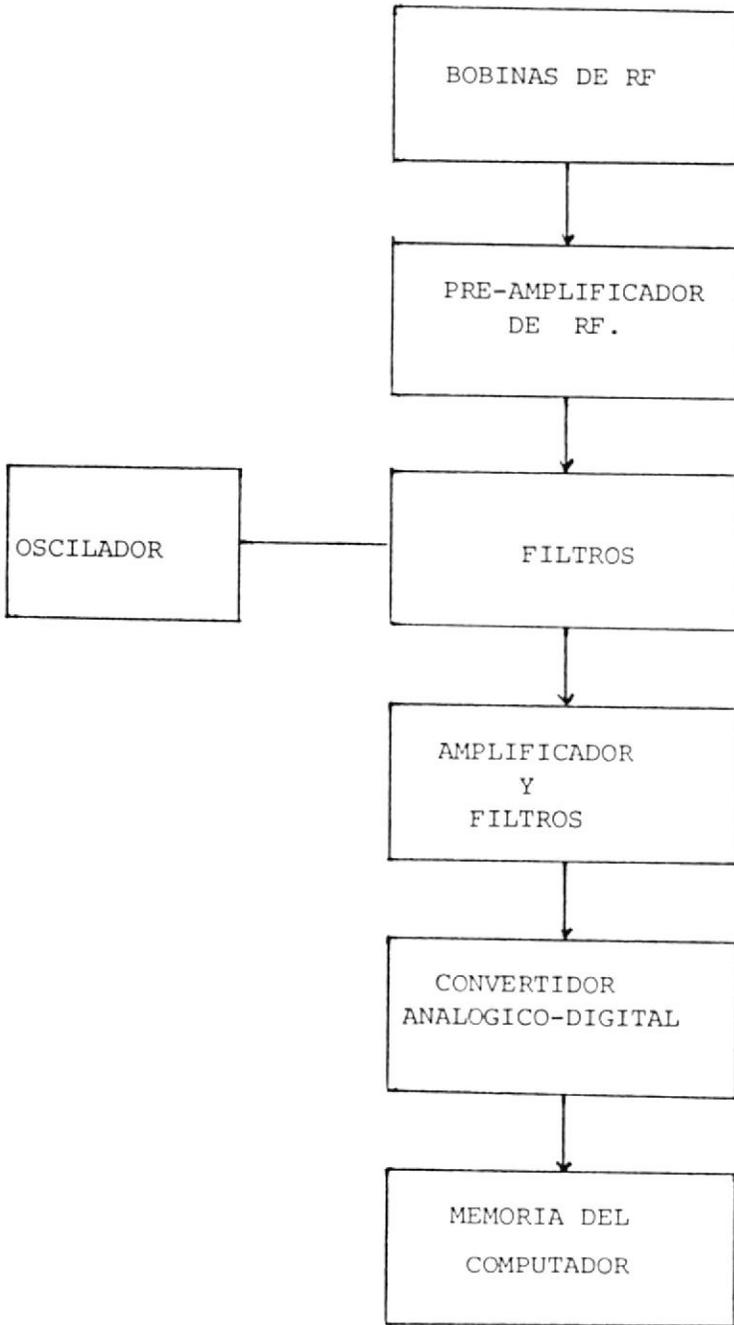


DIAGRAMA DE LA SEÑAL DE NNR RECIBIDA



C A P I T U L O VI

CRITERIOS PARA LA INSTALACION DE UN EQUIPO DE MRI EN NUESTRO MEDIO

La instalación de los equipos de resonancia magnética nuclear, ha sufrido vertiginosos cambios en los últimos años; antes, en los E.E.U.U., sólo se permitía un número limitado de estos equipos por estado, ya que el funcionamiento de estos aparatos tenía efectos secundarios como borrar la información de las tarjetas magnéticas, mal funcionamiento de los computadores, e inclusive generaba fallas en el funcionamiento de los marcapasos de pacientes. Los ambientes hospitalarios eran aislados para estos sistemas, debido a la intensidad del campo magnético. En la actualidad, se ha podido solucionar en gran parte todos estos inconvenientes mediante el seguimiento de ciertas normas generales, aunque cada fabricante desarrolle sus propios criterios de instalación.

6.1. REQUERIMIENTOS ELECTRICOS

Es conveniente resaltar que nuestro interés se cen

trará en la fuente de alimentación del magneto ya que la fuente empleada por el computador no es más compleja que la de cualquier otro computador.

6.1.1. Sistema de Distribución

En la planificación del sistema de distribución se tiene que tomar en cuenta futuras instalaciones de equipos.

Se recomienda tener una acometida independiente con el fin de evitar perturbaciones y sobrecargas en la red.

Por ningún motivo se deben conectar otros artefactor eléctricos como: motores eléctricos, - sistemas de climatización, etc., a la acometida de la red de este sistema.

La acometida debe tenderse directamente desde el distribuidor o transformador más cercano al distribuidor del sistema.

Al distribuidor del sistema se le intercalan fusibles principales, un interruptor de corriente de avería y el contactor del equipo.

**BIBLIOTECA**

Debido a los elevados picos de corrientes, se deben usar supresores y fusibles lentos para evitar daños en los componentes.

Se debe de incluir en el esquema eléctrico - del sistema de distribución, las secciones de los conductores, valores de los fusibles y se deben de poner todos los elementos intercalados como transformadores, filtros, etc.

6.1.2. Protecciones contra interferencias en la distribución eléctrica

Para los sistemas de redes muy propensas a interferencias eléctricas o parásitas, se puede recurrir a distintas medidas de protección como:

- a. Independencia de las vías de alimentación respecto a fuentes de interferencia de alta frecuencia, tales como copiadoras, ascensores, equipos de termoterapia, etc.
- b. Instalación de transformadores de aislamiento, estabilizadores magnéticos, etc.

6.2. REQUERIMIENTOS FISICOS DEL AMBIENTE HOSPITALARIO

La adecuación o la construcción del lugar físico donde va a funcionar un sistema de resonancia magnética depende basicamente del tipo de magneto a usarse y de la marca del fabricante; magnetos de baja intensidad de campo hasta 0.5 T no tienen mayor problema para su instalación, se emplea un blindaje tipo jaula de faraday que consiste en construir, como su nombre lo indica, una jaula con tiras de cobre de 1 cm. de ancho por 0.1 mm., de espesor, espaciadas entre sí de 20 a 30 cm.

Es muy importante tener en cuenta que el sistema de resonancia magnética puede ser peligroso: para el operador si no se toman las debidas precauciones ; cualquier objeto metálico y que sea magnético puede convertirse en un proyectil en potencia, ya que el campo externo es tan fuerte que éste lo atraerá hacia él, con una gran velocidad, pudiendo llegar a causar severos daños en el operador.

No sólo el campo magnético causa daños como el borrar la información de una tarjeta magnética, ó convertir en proyectiles a ciertos objetos, mal funcionamiento de pantallas de monitores o de computadores, fallas

en los marcapasos, etc., sino que también el campo magnético puede recibir perturbaciones externas, afectando la homogeneidad del campo, dando como resultado malas imágenes médicas.

Existen tablas donde se indican las distancias mínimas entre el magneto y los objetos; ya sea por interferencias que reciba el magneto. Con el propósito de ilustrar estas distancias se ha realizado el gráfico N° 6.1. Hay que tomar en cuenta que el campo magnético es tridimensional y que las distancias a que haremos mención en las tablas N° 1 y N° 2, sirven para todas las dimensiones de longitud, ancho y profundidad, ya sea que estos aparatos, equipos u objetos se encuentren en el mismo nivel, en un nivel inferior o en un nivel superior.

A continuación podemos apreciar las tablas mencionadas.

TABLA N^o 1.
 INFLUENCIAS EXTERNAS SOBRE EL CAMPO MAGNETICO.
 DISTANCIAS MINIMAS PARA
 UN CAMPO DE 0,5 t

DISTANCIA(m)	OBJETOS, EQUIPOS
1	REFUERZOS DE ACERO EN TECHO Y PISO: 15 Kg/m ² .
2	VIGAS DE ACERO
12	SISTEMAS DE TRANSPORTACION HOSPITALARIO
12	GENERADORES POTENTES DE ALTA FRECUENCIA.
15	ASCENSORES, CAMIONES, VEHICULOS
15	LINEAS DE TRANSMISION DE ALTA - POTENCIA. TRANSFORMADORES DE ALTA POTEN <u>CIA</u> . CIA.



TABLA N° 2.

BIBLIOTECA

INFLUENCIAS DEL CAMPO MAGNETO SOBRE EQUIPOS
CERCANOS
DISTANCIAS MINIMAS PARA UN CAMPO DE 0,5t

DISTANCIA (m)	EQUIPOS
5	COMPUTADORES
7	EQUIPOS DE TELEVISION, PANTALLAS DE COMPUTADORES, MONITORES.
6	MARCAPASOS EN DIRECCION PERPENDI CULAR AL EJE DEL MAGNETO.
8.3	MARCAPASOS EN DIRECCION DEL EJE DEL MAGNETO.
15	UNIDAD DE RAYOS X UNIDAD DE MEDICINA NUCLEAR: CAMARA DE RAYOS GAMMA

Tomado de Stuart , Young.

6.2.1. Suelo conductor

Para garantizar un funcionamiento seguro de los sistemas y para prevenir cualquier daño por cargas electrostáticas es necesario verificar si el suelo satisface o no las exigencias de las especificaciones indicadas.

La formación de la electricidad electrostática depende principalmente de la humedad del medio ambiente, también depende del tipo de piso. Para protegerse de la electricidad electrostática es necesario observar las siguientes normas:

- a. Mantener la humedad relativa del aire. (Ver 6.3.3.).
- b. Reducir la resistencia eléctrica del recubrimiento del suelo.
- c. Poner a tierra todas las partes conductoras.

El recubrimiento del suelo debe evitar el peligro de elevada carga electrostática no permisible para personas ni equipos; por otro lado de

be tener el suficiente aislamiento eléctrico para prevenir accidentes como consecuencia de un contacto involuntario - con fuentes de corriente eléctrica.

No son permisibles las tensiones electrostáticas mayores de 1.3 Kv. El recubrimiento del suelo debe poder eliminar las cargas electrostáticas con suficiente rapidez, aproximadamente ≤ 3 segundos, según norma DIN 54345.

En la figura N° 34, se muestra un diagrama completo del tipo de suelo, de la forma como debe ser instalado y se muestra el blindaje usando las tiras de cobre.

Ver figura N° 34.- en la página siguiente.-

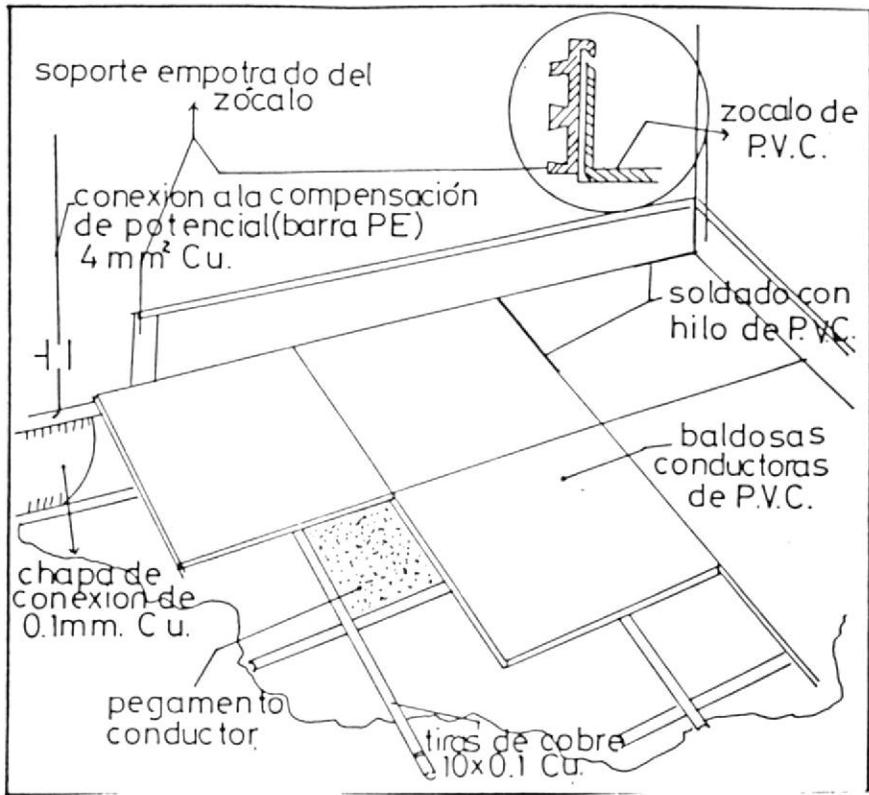


Figura N^o 34.- DIAGRAMA DEL TIPO DE SUELO

6.2.2. Protecciones contra interferencias en la señal de RF; blindaje del ambiente hospitalario

Para poder obtener imágenes de buena calidad, no sólo es necesario tener un campo homogéneo, sino que también es importante evitar las interferencias a las señales de RF y a la señal de NMR recibida. Esto se logra siguiendo las normas de distancias de la tabla N° 1.

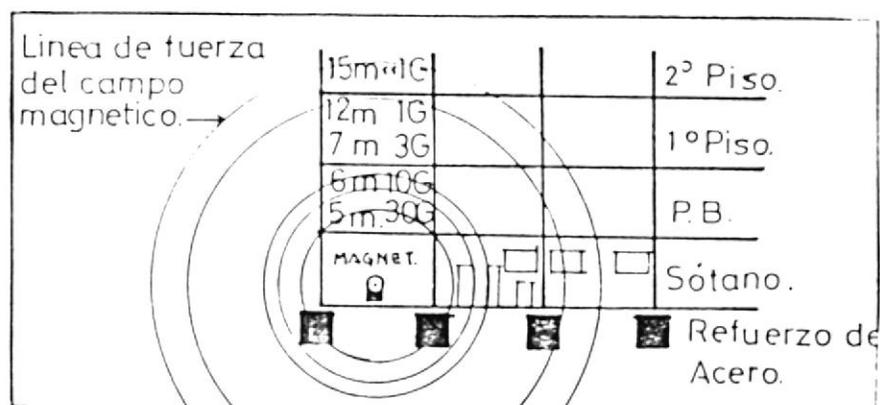


Figura N° 35.- DIAGRAMA DE BLINDAJE DEL AMBIENTE HOSPITALARIO.-

También se obtienen imágenes de buena calidad, realizando el blindaje como se indica en la figura N° 35., que está en la página anterior.

6.3. REQUERIMIENTOS AMBIENTALES

El estudio de los requerimientos ambientales se basa en las condiciones del sistema de enfriamiento y en la humedad.

Es muy importante el papel del sistema de enfriamiento; de él depende las condiciones óptimas de trabajo, tanto para el operador, médicos, computador y especialmente del equipo de resonancia magnética.

6.3.1. Condiciones climáticas para el equipo de MRI

Para las condiciones climáticas de este equipo el diseño del sistema de climatización se de

termina según la emisión térmica del equipo - de MRI; dependerá si estamos trabajando con - un magneto resistivo, superconductor o permanente; también dependerá del fabricante del equipo.

Para un equipo, con magneto permanente no ha brá necesidad de realizar ningún cálculo ya que este equipo no tiene pérdida de potencia por disipación térmica. Es importante considerar a la fuente de poder para efectos del - diseño del sistema de climatización, la poten cia aproximada requerida es de 40 Kw.

Para un equipo con magneto resistivo que gene re un campo 0.15 T disipará 350.000 BTU/hr , con un requerimiento de energía de 85 KVA tri fásico. El sistema de enfriamiento para este tipo de equipo requerirá: 95 Lt de agua/min. Para un equipo con magneto superconductor que genere un campo de 0.3 T disipará 100.000 BTU/hr, con un requerimiento de energía de 25 KVA max. trifásico. El sistema de enfriamiento - para este tipo de equipo requerirá: 2 Lt/hr - de nitrógeno líquido, 0.5 Lt/hr de helio lí

quido y 3Lt/min de agua para la fuente de poder.

Estos datos son generales y estarán sujetos a cambios dependiendo de la tecnología de cada fabricante. El rango promedio para estos ambientes hospitalarios está entre +15°C a +24°C.

6.3.2. Condiciones climáticas de la sala de proceso de datos (el computador)

Por razones vistas anteriormente, los ambientes de la sala de datos y del sitio del equipo son ambientes separados, por lo tanto, tendrán diferentes parámetros para el diseño del sistema de climatización de la sala de datos.

Para este diseño hay que incluir la emisión térmica de las personas promedio que permanezcan en la sala de datos; también se debe incluir la disipación térmica de la iluminación de la sala, la temperatura del medio ambiente exterior, y la irradiación solar a través de las ventanas si fuera el caso. Resulta aconsejable dejar un margen de seguridad de por lo -



BIBLIOTECA

menos de un 25 % por encima de las exigencias estimadas.

El sistema de acondicionamiento de aire ha de estar provisto de dispositivos de control de tal manera que se desconecte automáticamente, en caso de avería.

El sistema de climatización no se debe de conectar a la acometida eléctrica del equipo de MRI.

6.3.3. Humedad del ambiente hospitalario

La humedad relativa permisible del aire es - del 50 %, sin condensación, con un rango en tre 40 % y 60 %.

C A P I T U L O V I I

ASPECTOS CLINICOS : APLICACIONES

En el capítulo VI, se ha hecho hincapie en los daños que puede causar el campo magnético sobre tarjetas magnéticas, discos magnéticos, marcapasos, etc. También de la incidencia del campo magnético sobre objetos ferro-magnéticos sueltos, convirtiéndolos en proyectiles en potencia. Ahora tenemos que hablar de otros tipos de daños que puede causar el campo magnético.

Pacientes con marcapasos no pueden ser sujetos a examinarse por un equipo de MRI.

Pacientes con historial de cirugía de aneurisma intracranial deben ser considerados cuidadosamente antes de ser examinados en un equipo de MRI; este tipo de operación usa unos clips, los cuales en su mayoría son ferromagnéticos, causando dos tipos de daños:

El primero es que el clip experimenta una gran fuerza -

**BIBLIOTECA**

de tracción hacia el magneto, llegando a causar serios daños internos y externos en el paciente.

El segundo daño ocurre si es que la resonancia tiene lugar en el área donde está el clip, la señal de NMR que emite el cuerpo se ve atraída por este pequeño clip causando pérdida de señal en las bobinas de RF que son las que detectan esta señal.

Esta porción de señal que llega a nuestra pequeña "antena", produce un patrón de onda estacionaria, la cual originará un aumento de temperatura en el clip con el consiguiente daño para el paciente. La deficiencia de la señal recibida por las bobinas de Rf se manifiesta en la degradación de la imagen.

Existen otros objetos metálicos como las joyas, anillos, aretes, etc., los cuales no presentan riesgo para el campo magnético, pero sí presentan molestias para la calidad de la imagen, inclusive estos objetos pueden ser de fantasía, los cuales podrían ser fácilmente magnetizables, disparándose hacia el interior del magneto. En estos casos para recuperar estos objetos hay que apagar el magneto con las consiguientes molestias en tiempo y dinero debido a los materiales criogénicos como el he

lio y el nitrógeno.

El metal usado en los calces, también produce degradación en la imagen.

Para solucionar estos problemas de los objetos metálicos, se colocan detectores de metales en la antesala del sistema.

Pacientes con problemas de epilepsia, tienen un especial cuidado debido a que el acceso al área donde se examinan es restringida.

Es común el síntoma de claustrofobia, en la mayoría de los pacientes; los doctores y las enfermeras tienen que tener paciencia para calmar a los pacientes; en casos extremos se puede usar sedantes.

Actualmente se está comenzando a usar agentes de contraste en ciertos tipos de patologías; por ejemplo para tumores muy pequeños donde la resolución de la pantalla dificulta la evaluación de éstos se emplean agentes de contraste los cuales nos determinan las características de estos tumores; como ejemplo tenemos el conducto auditivo interno.



El agente de contraste más usado es el Gd-DPTA que es un compuesto de gadolínico. Este agente produce un aumento de la temperatura y dolores de cabeza.

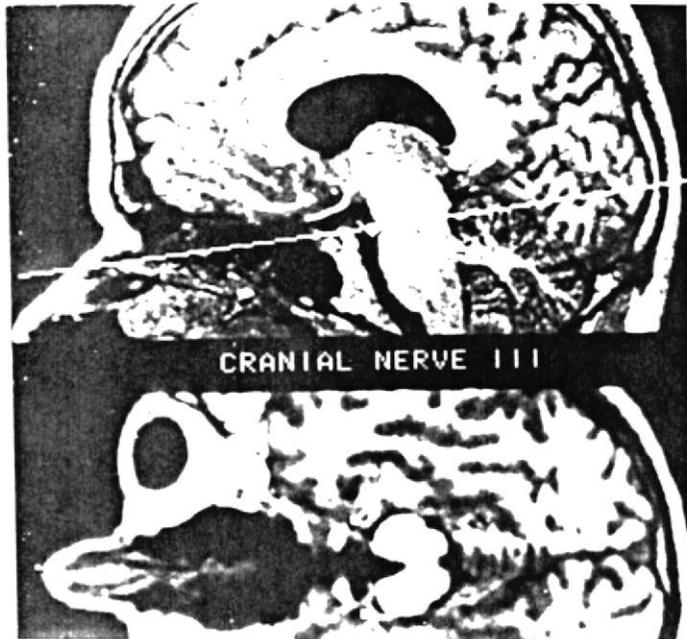
Existe otro agente de contraste el cual todavía está en pruebas; es el ácido ferrilínico, se lo está probando en la detección de tumores en los ganglios linfáticos.

Cada día las aplicaciones de la resonancia magnética nuclear son mayores; no cabe duda que el mejor diagnóstico, de cualquier parte del cuerpo humano, se lo realiza con la resonancia magnética nuclear, las imágenes en vivo del cuerpo humano son como si pudiéramos ver adentro del cuerpo humano; las tomas de las imágenes se pueden realizar en dos y tres dimensiones y en cualquier plano o corte. Las fotos N° 6 y N° 7, son un ejemplo de la capacidad del sistema.

Ver fotos N° 6 y N° 7., en la siguiente página.-



Fotografía N° 6 .- IMAGEN TRIDIMENSIONAL DE UN CORTE EN LA CABEZA (CORTE REALIZADO POR EL SISTEMA - DE MRI EN VIVO SIN CIRUGIA).CORT.SIEMENS.



Fotografía N° 7.- VISTA DE UN PLANO INCLINADO DE UN CORTE SAGITAL DE LA CABEZA.-

7.1. ESPECTROSCOPIA LOCALIZADA

Hoy en día la resonancia magnética ofrece una gran ven
taja en la determinación de tejidos patológicos y te
jidos sanos.

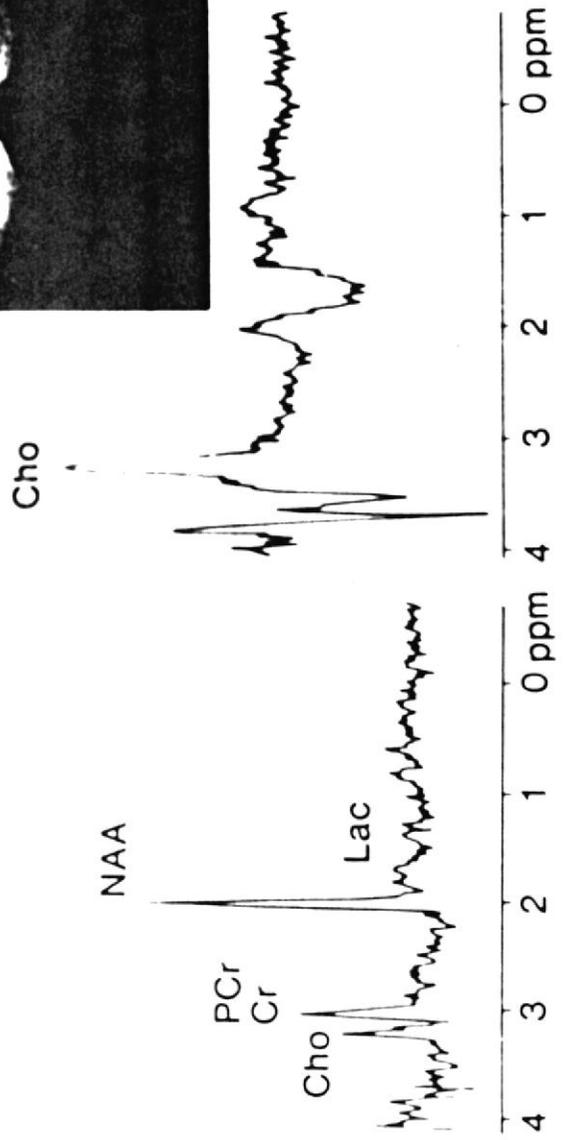
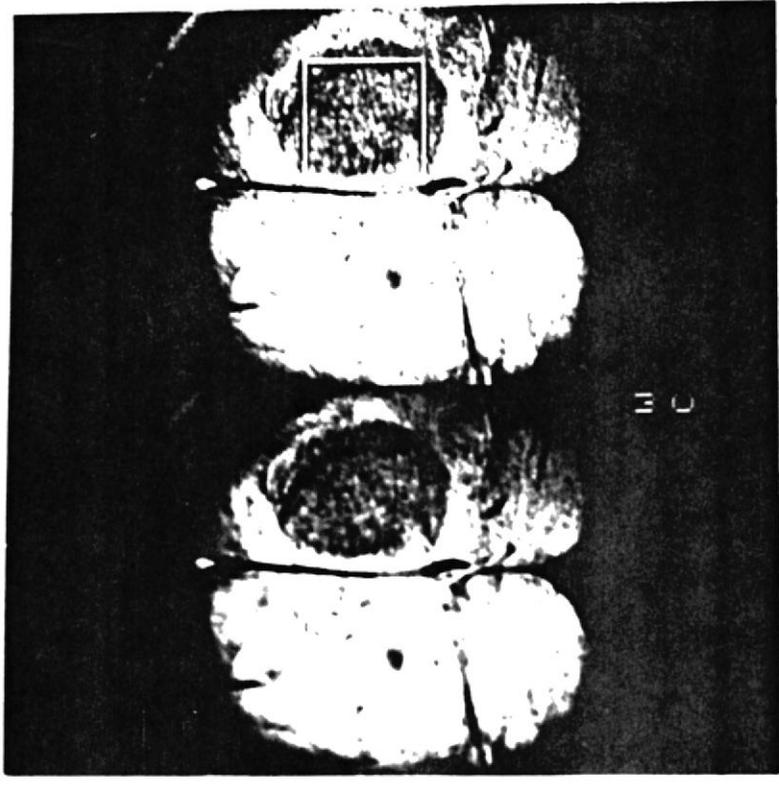
Esta determinación entre los diferentes tipos de pa
tologías siempre será difícil de diagnosticar; en nu
merosos casos de tumores de cerebro es necesario ha
cer una biopsia para confirmar el diagnóstico.

La espectroscopía tiene como objetivo el análisis -
bioquímico de los tejidos; para ésto se hace uso -
de aminoácidos libres, neurotransmisores, metaboliza
dores de energía, membranas constitutivas, etc. Es
te análisis bioquímico nos determinará la patología
de los tejidos. Como ejemplos de estos agentes tene
mos: cho = coline, lac = ácido láctico, NAA = ácido
nalidíxico, cr = citocromo, etc. Los cuales siempre
resuenan en rangos específicos.

La fotografía N^o 8, nos muestra un tipo de cáncer al
cerebro producido por cáncer al pecho, llamado METAS
TASIS DE CANCER DEL PECHO.

Ver en la siguiente página.-

Metastasis (breast cancer)
Left: Contralateral control
Right: Metastasis



TR 1500 ms / TE 270 ms / AC 128

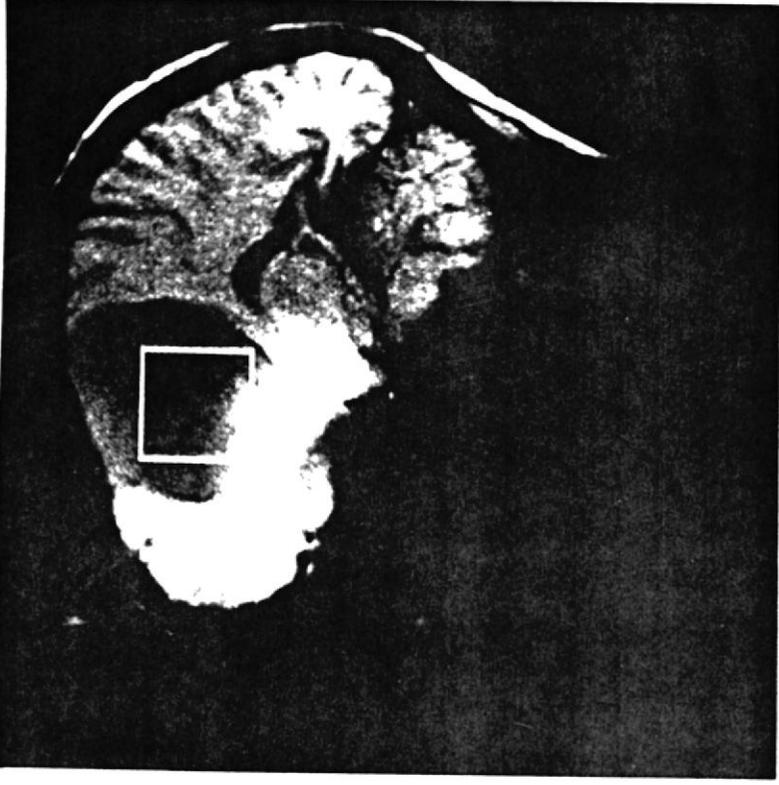
En la fotografía N° 8, encontramos una me
tastasis de cáncer del pecho (ver página
anterior).

Este cáncer está localizado en el cerebro
y ha sido producido por el cáncer del
pecho.

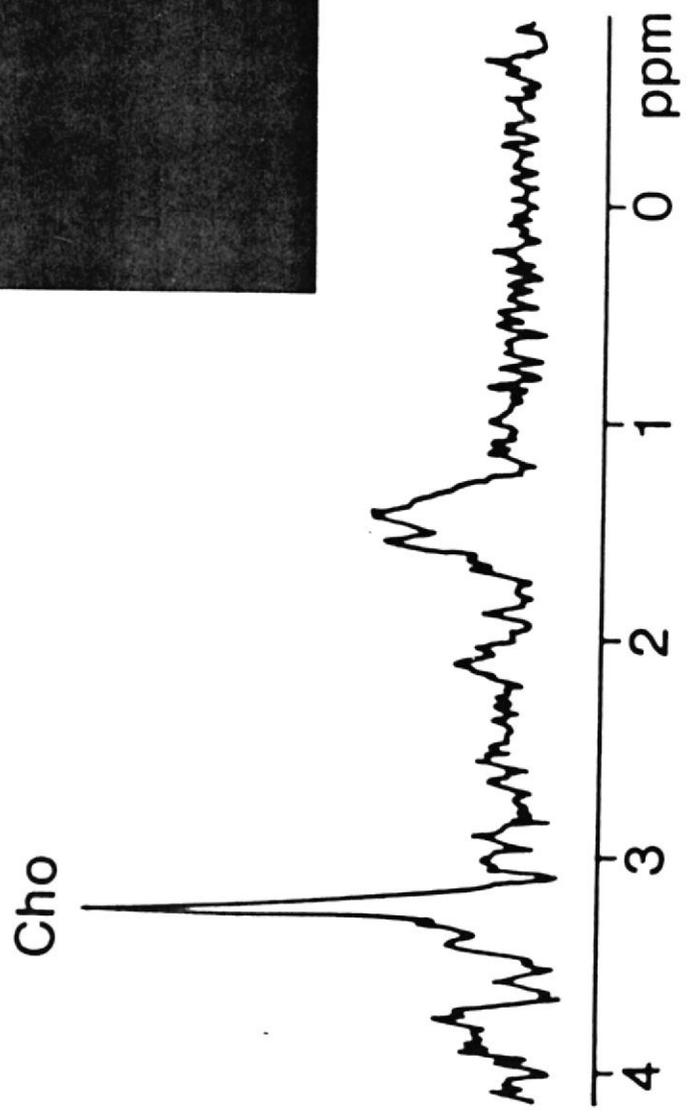
En la foto izquierda, el espectro de la se-
ña es de tejido sacro, donde todos los
agentes transmisores resuenan a sus fre
cuencias específicas, mientras que el -
espectro de la derecha muestra el gran
porcentaje de Coline en el tumor, opau
cando las otras señales.

Además del cáncer que acabamos de conocer,
existen otros tipos de cáncer, tal como lo
observaremos en las fotografía N° 9 y N°
10, la cual nos muestra otro tipo de
cáncer llamado en este caso Meningioma.

Ver en la siguiente página.-



Meningioma



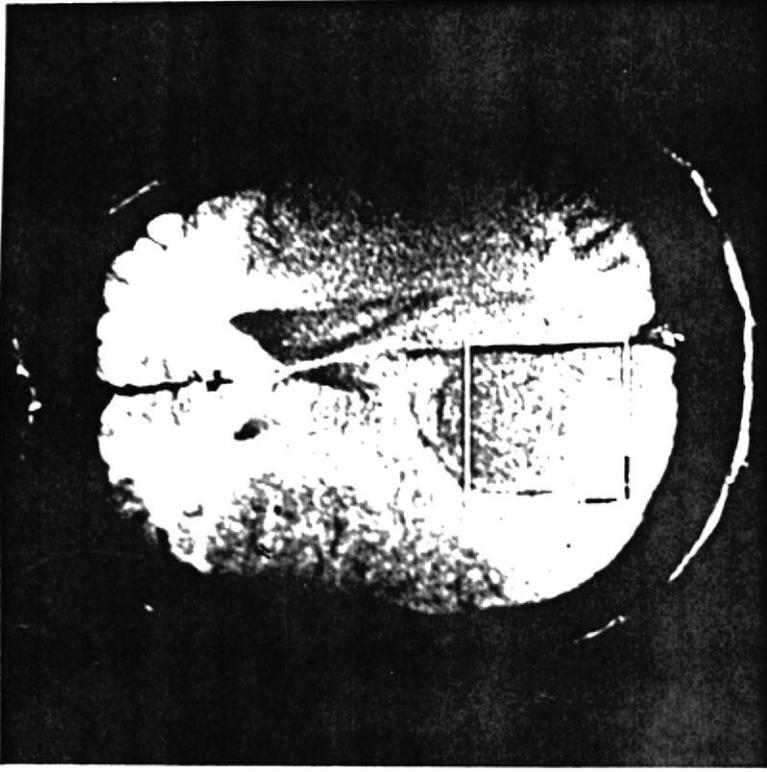
TR 1500 ms / TE 270 ms / AC 512

Vemos claramente en la fotografía N^o 9, un corte axial del cerebro de una mujer de 34 - años con un meningioma en el parietal izquierdo, produciendo VISION BORROSA en el ojo izquierdo.

Otro de los casos que presentamos en fotografías, tenemos en la N^o 10, a un hombre de aproximadamente 57 años, con un meningioma parieto - occipital derecho.

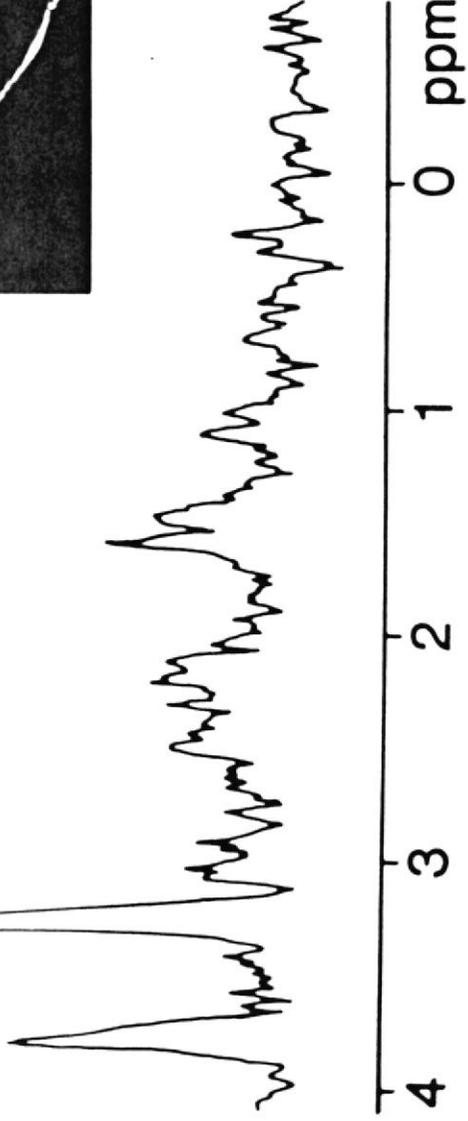
Este señor presenta un problema motor central de la pierna izquierda, el mismo que hace su manifestación con retardo en el movimiento del pie izquierdo, así como de sus dedos.

Ver fotografía N^o 10, en la siguiente página.-



Menin-
gioma

Cho



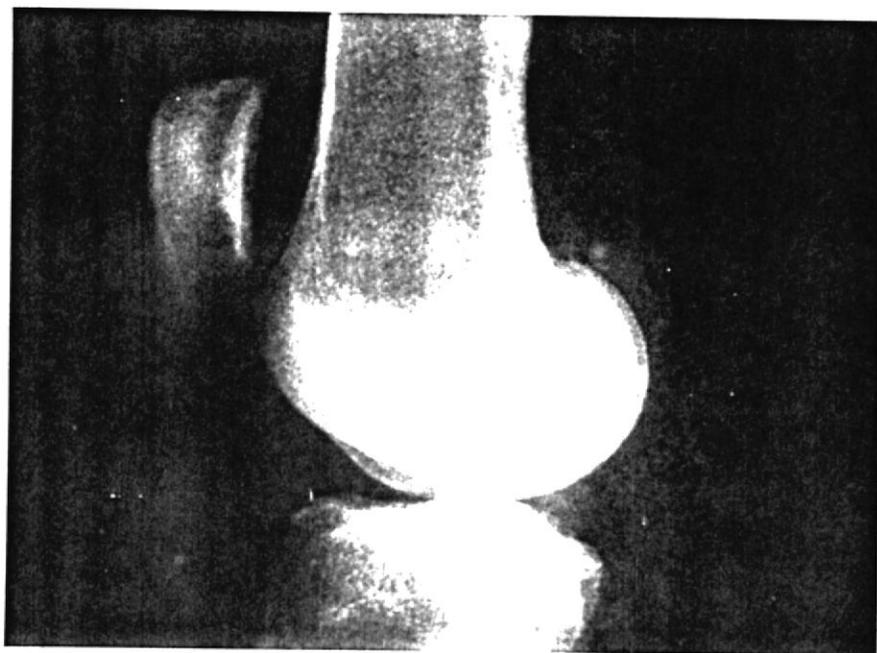
TR 3000 ms / TE 270 ms / AC 128

7.2. IMAGENES DEL SISTEMA MUSCULO - ESQUELETICO

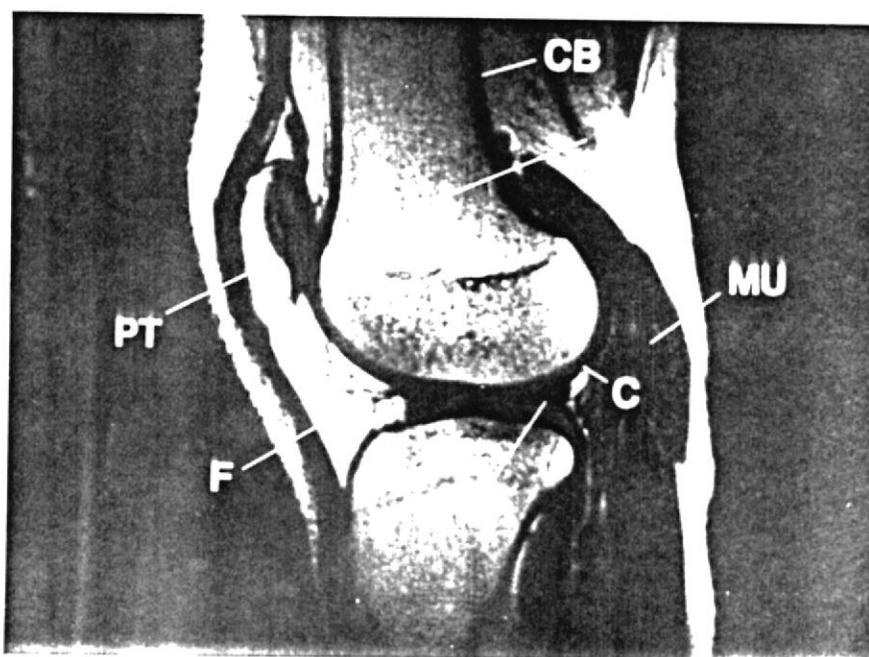
La resonancia magnética está revolucionando la práctica radiológica del sistema músculo - esquelético ; la sensibilidad del contraste de los tejidos, la capacidad multiplanar y la alta resolución de las bobinas de Rf proveen imágenes claras y rápidas del sistema músculo - esquelético.

Es necesario resaltar el hecho de que la resonancia magnética no muestra imágenes tan claras de los huesos solos, como lo muestra la tomografía computarizada. Esto se debe a que la estructura interna de los huesos posee muy pocos electrones libres de hidrógeno. En cambio, las imágenes del sistema músculo - esquelético no tienen igual; las fotos - N° 11, N° 12, N° 13, nos muestran la diferencia de las imágenes del sistema óseo sólo y del sistema músculo - esquelético.

En la página siguiente podremos apreciar las fotografías N° 11 y N° 12.-



Fotografía N^o 11.- IMAGEN SAGITAL DE LOS HUESOS DE LA RODILLA.-

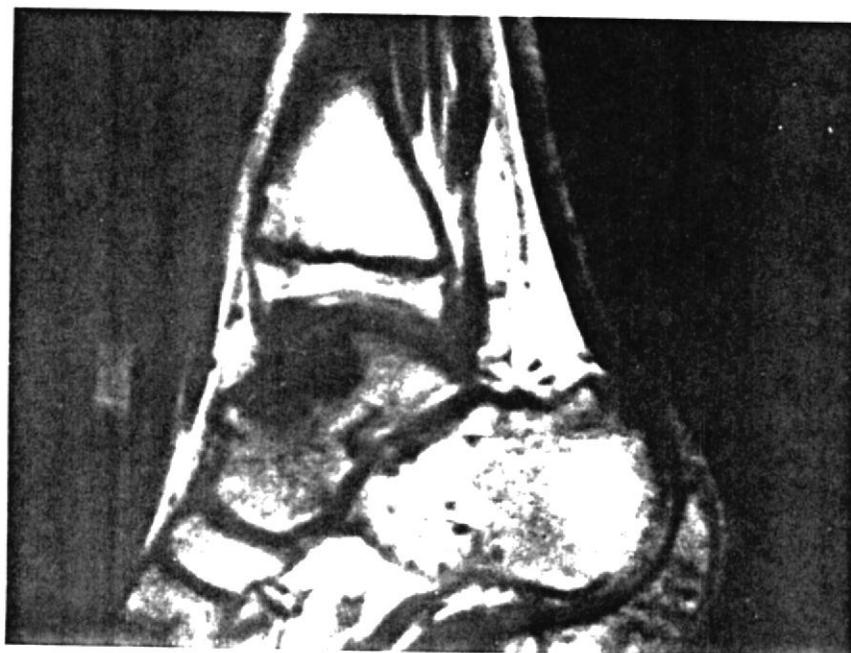


Fotografía N^o 12.- IMAGEN SAGITAL MUSCULO-ESQUELETICO DE LA RODILLA.-

t.B : hueso trabecular

cB w hueso cortical

MU : músculo



Fotografía N° 13.- IMAGEN MUSCULO - ESQUELETICO DEL
PIE.-

7.3. CARDIOLOGIA POR RESONANCIA MAGNETICA

El estudio del corazón por medio de la resonancia magnética se ve beneficiado por el contraste natural entre el flujo sanguíneo y el tejido suave del corazón, permitiendo una evaluación clara de las

aurículas, ventrículos y de las arterias sin el uso de agentes de contraste.

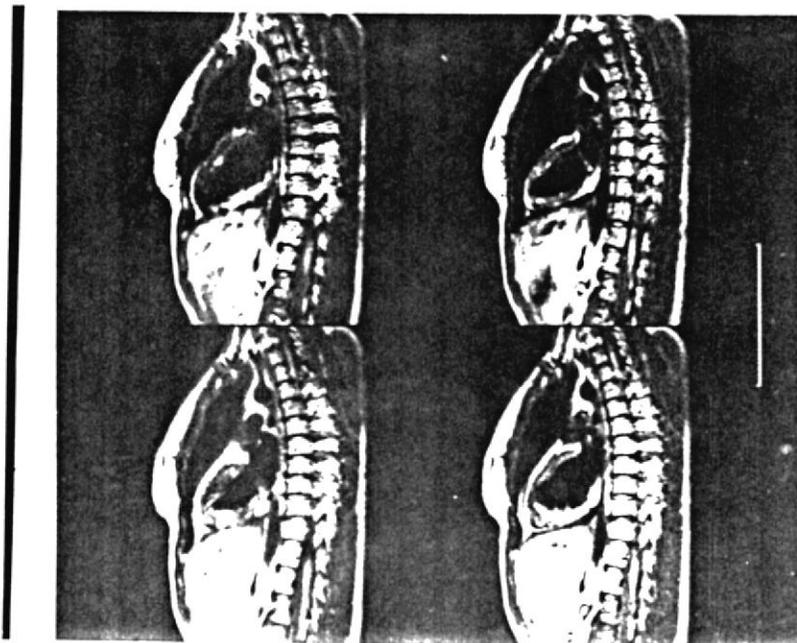
Además del análisis multiplanar que ofrece la resonancia magnética se puede hacer un estudio dinámico de las funciones del corazón en función de la respiración o de alguna señal de un electrocardiógrafo.

Como ejemplo, para ilustrar la manera como se detectan las señales del corazón, la fotografía N^o 14, nos muestra una paciente con una bobina tipo solenoide.



Fotografía N^o 14.- EJEMPLO DE LA APLICACION DE LA BOBINA DE RF EN EL CORAZON.-

-Las fotografías N^o 15, nos muestra un ciclo completo del corazón en función respiración.



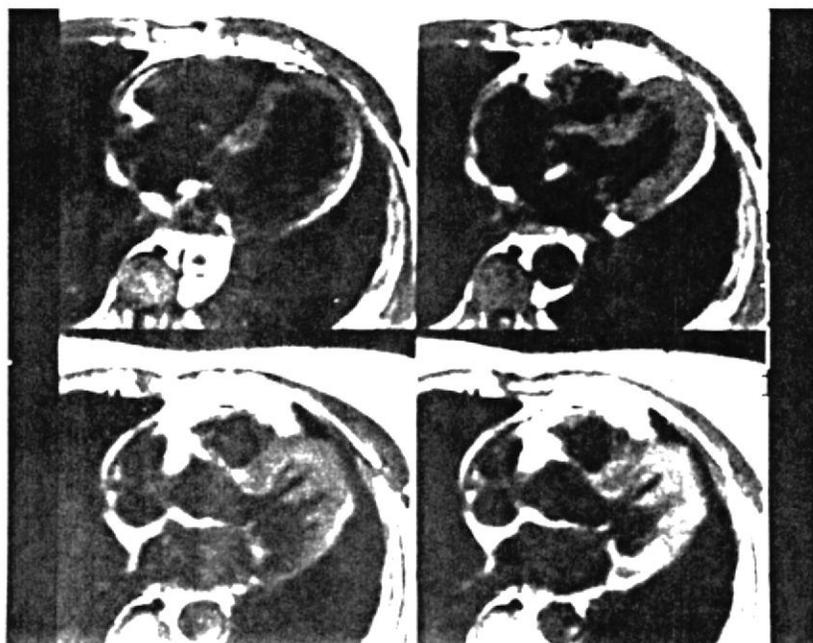
Fotografía N^o 15.- CICLO COMPLETO DEL CORAZON
EN FUNCION DE RESPIRACION.-

Las fotografías N^o 16, N^o 17 y N^o 18, son ejemplos de estudios dinámicos del corazón.

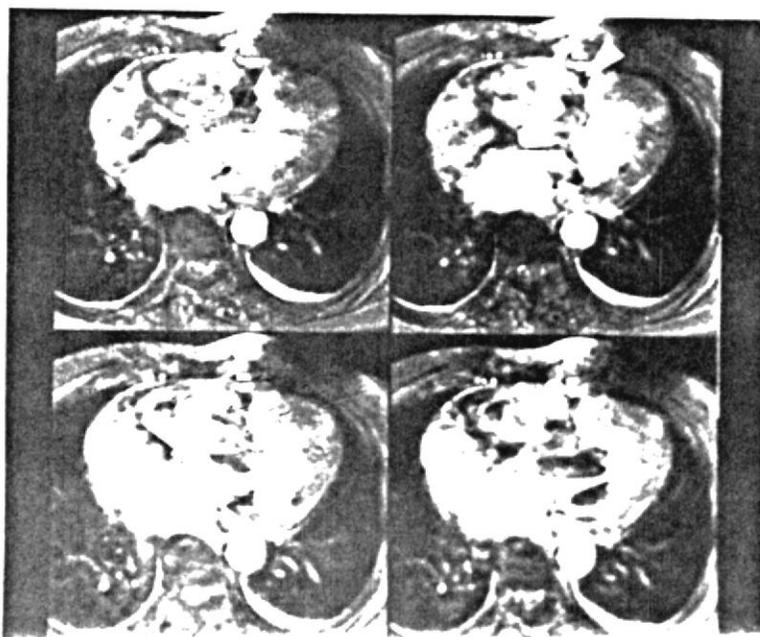
Ver en la siguiente página.-



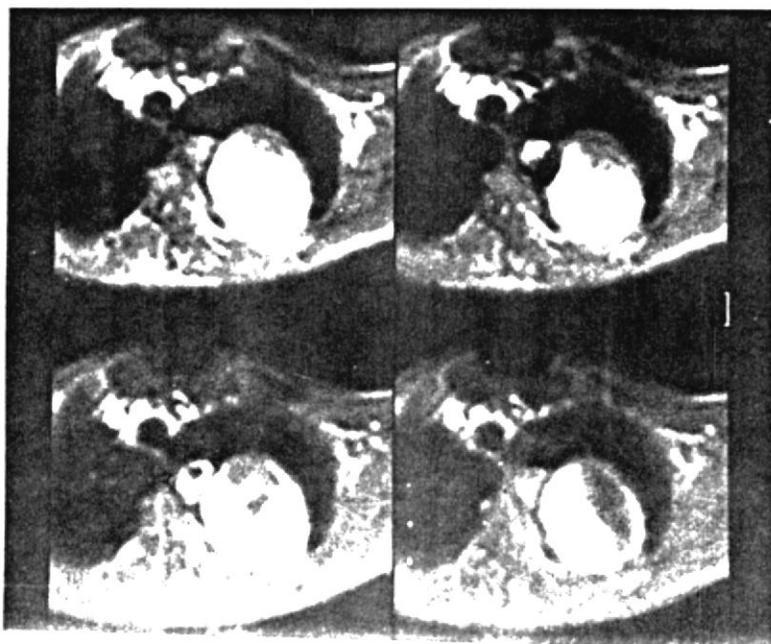
BIBLIOTECA



Fotografía N° 16.- VOLUNTARIO NORMAL. IMAGEN CONSECUTIVA OBTENIDA DE UN CICLO CARDIACO, PERMITE EVALUAR LA DINAMICA DEL MIOCARDIO.



Fotografía N° 17.- MUESTRA RUPTURA DEL SEPTUM INTERVENCULAR. ANEURISMA ARTERO SEPTAL CON DESVIACION VENTRICULAR. -



Fotografía N^o 18.- ANEURIMA AISLADO DEL ARCO
AORTICO.-



7.4. ANGIOGRAFIA

Una de las nuevas aplicaciones de la resonancia magnética es la angiografía. Por primera vez se puede observar con clara definición al sistema de venas y arterias del cerebro, el cual permite diagnósticos como aneurismas, oclusiones, estenosis, y malformaciones atrio - ventriculares.

La fotografía N° 19, nos muestra la forma de la bobina usada para determinar las señales de NMR.



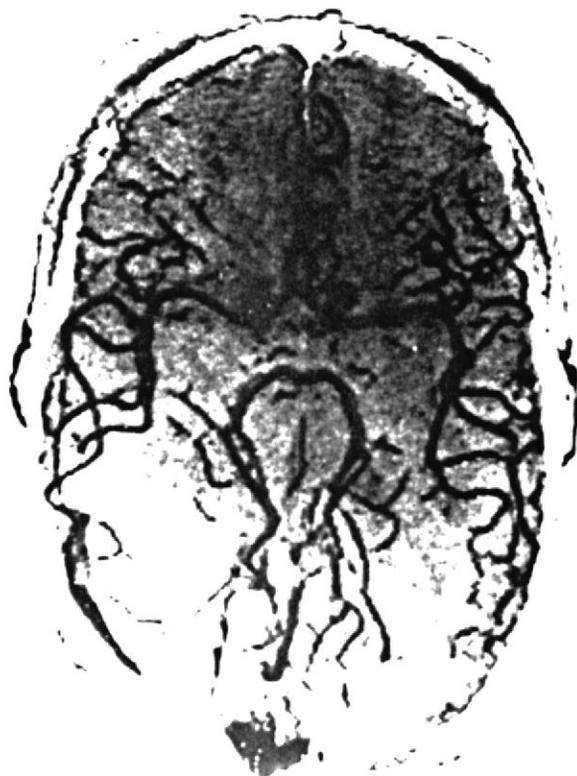
Fotografía N° 19.- FORMA DE LA BOBINA USADA PARA DETERMINAR LAS SEÑALES DE NMR.-

La fotografía N^o 20., nos muestra una proyec_
ción coronal.



Figura N^o 20.- PROYECCION CORONAL

La fotografía N^o 21., nos presenta claramente una muestra axial.



Fotografía N^o 21.- MUESTRA AXIAL



BIBLIOTECA

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Hemos visto la superioridad de la técnica de la Resonancia Magnética Nuclear (NMR), sobre las otras técnicas convencionales como rayos X, tomografía computarizada, ultrasonido, etc., en la obtención de imágenes médicas y su potencial en el diagnóstico médico.

Se ha descrito el procedimiento completo de la resonancia magnética nuclear , desde la magnetización nuclear hasta los principales métodos para la obtención de imágenes médicas, tomando como ejemplo el método 2D FLASH desarrollado por SIEMENS. Se han descrito las partes constitutivas de un sistema de resonancia magnética nuclear , así como también se han detallado los criterios básicos para la instalación de un sistema de resonancia magnética . Y como complemento se han mostrado imágenes de espectroscopia localizada, cardiología, sistema músculo - esquelético y angiografía, que son las aplicaciones más importantes de la resonancia magnética nuclear.

Quedan sentados los principios básicos de la resonancia magnética nuclear, sus componentes, los criterios básicos para su instalación , pudiendo ser utilizados como medio de consulta en cualquiera de las áreas que se describen.

La presente tesis es pionera en la difusión de la resonancia magnética nuclear, y es un importante medio de consulta debido a la falta de información que existe en nuestro medio .

APENDICE A

La transformada rápida de Fourier (FFT)

La transformada rápida de Fourier es un algoritmo computacional que reduce el número de multiplicaciones y adiciones requeridas para la determinación de los coeficientes de la transformada discreta de Fourier (DFT).

El método de la FFT, fue desarrollado por Cooley y Tukey, produciendo grandes cambios en las técnicas computacionales usadas en el análisis digital espectral (como ejemplo: son usadas en la reconstrucción de imágenes por NMR), simulación de filtros.

Tome en cuenta que el número de Algoritmos tiene que ser programado.

Para propósitos computacionales es conveniente definir la cantidad.

$$W = e^{-j\Omega T} = e^{-j2\pi/N}$$

La cual denota una unidad de distancia en el ángulo $-2\pi/N$. Con esta notación el par DFT dado en 10.4, se escribe



$$F(n) = \sum_{K=0}^{N-1} f(K) W^{nk} \quad (a)$$

$$f(K) = \frac{1}{N} \sum_{h=0}^{N-1} F(n) W^{-nh} \quad (b)$$

Observe que W^{nk} denota N puntos igualmente espaciados sobre el círculo unitario.

Para apreciar estas ideas de la FFT, vamos a examinar el proceso conocido como "Decimación en tiempo".

Supongamos que el número de muestras N es divisible para 2, en este caso es ventajoso considerar la DFT de dos secuencias cortas: una conteniendo muestras $f(2l)$ (PAR) y la otra conteniendo muestras $f(2l + 1)$ (IMPAR); donde:

$$l = 0, 1, \dots, (N/2 - 1)$$

$$F(K) = \sum_{l=0}^{N-1} f(l) W^{lk} \quad l = 0, 1, \dots, (N-1)$$

$$F(K) = f(0)W^0 + f(1)(W^k)^1 + f(2)(W^k)^2 + \dots + f(N-1)(W^k)^{N-1}$$

En el proceso PAR, los términos estarán en un arreglo de dos su
mas.

$$\begin{aligned}
 F(K) &= (f(0)W^0 + f(2)(W^k)^2 + \dots) \\
 &+ (f(1)(W^k)^1 + f(3)(W^k)^3 + \dots) \\
 &= \sum_{l=0}^{N/2-1} f(2l)(W^k)^{2l} + \sum_{l=0}^{N/2-1} f(2l+1)(W^k)^{(2l+1)}
 \end{aligned}$$

Observe que estas dos sumas pueden ser combinadas en una expresión simple.

$$\begin{aligned}
 F(K) &= \sum_{m=0}^1 \sum_{l=0}^{N/2-1} f(2l+m)(W^k)^{(2l+m)} \\
 &= \sum_{m=0}^1 \sum_{l=0}^{N/2-1} f(2l+m)(W^k)^{2l} (W^k)^m
 \end{aligned}$$

Si ahora hacemos una segunda división para dos sobre:

$$\sum_{t=0}^{N/2-1} f(2l+m)(W^k)^{2l}, \text{ esta operación nos lleva a:}$$

$$\sum_{l=0}^{N/2-1} f(2l+m)(W^k)^{2l} = \sum_{l=0}^{N/4-1} f(4l+m)(W^k)^{4l} + \sum_{l=0}^{N/4-1} f(4l+2+m)(W^k)^{(4l+2)}$$

Pero este resultado puede ser combinado en una expresión simple

$$= \sum_{r=0}^1 \sum_{l=0}^{N/4-1} f(4l+2r+m) (W^k)^{4l+2r}$$

el resultado para $f(k)$ después del proceso de las divisiones por dos es:

$$F(K) = \sum_{m=0}^1 \sum_{r=0}^1 \sum_{l=0}^{N/4-1} f(4l+2r+m) (W^k)^{4l} (W^k)^{2r} (W^k)^m$$

El proceso de la decimación continua hasta que los límites sobre l sea cero y uno. Así para $N=8$, se puede denotar el proceso de la decimación.

$$F(K) = F(l, m, r) = f_3(4, 2, 1)$$

$$F(K) = \sum_{m=0}^1 \sum_{r=0}^1 \sum_{l=0}^1 f(4l + 2r + m) (W^k)^{4l} (W^k)^{2r} (W^k)^m$$

$\underbrace{\hspace{10em}}_{f_1(4, 0, 0)}$
 $\underbrace{\hspace{10em}}_{f_2(4, 2, 0)}$
 $\underbrace{\hspace{10em}}_{f_3(4, 2, 1)}$

10.4. LA MATRIZ FFT

La ecuación 10.35, puede ser escrita en forma de matriz.

$$F(n) = W^{nk} \times f(k)$$

Donde:

$F(n)$ y $f(k)$ son matrices de $N \times 1$ columnas, mientras que W^{nk} es una matriz cuadrada $N \times N$.

Si consideramos el caso especial de $N=4$, tendremos:

$$\begin{array}{cccccc}
 F(0) & & W^0 & W^0 & W^0 & & W^0 & & f(0) \\
 F(1) & & W^0 & W^1 & W^2 & & W^3 & & f(1) \\
 F(2) & = & W^0 & W^2 & W^4 & & W^6 & \times & f(2) \\
 F(3) & & W^0 & W^3 & W^6 & & W^9 & & f(3)
 \end{array}$$



BIBLIOTECA

BIBLIOGRAFIA

1. SUART W., YOUNG M.D., "NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE IMAGINS BASIC PRINCIPLES", RAVEN PRESS, NEW YORK, 1982.
2. KEAN, DAVID/SMITH, MICHAEL, "MAGNETIC RESONANCE IMAGINS PRINCIPLES AND APPLICATIONS", WILLIAMS & WILKINS, BALTIMORE, 1986.
3. MACOVSKI, ALBERT, "MEDICAL IMAGING SYSTEMS", PRENTICE-HALL, NEW JERSEY, 1.983.
4. KELLER, PAUL, "BASIC PRINCIPLES OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING" , GENERAL ELECTRIC, WINSCONSI, 1.988.
5. MODIC T., MICHAEL, "3D IMAGING", SIEMENS, CLEVELAND, 1.988.
6. YAPUR, M./CORREA, J. "FUNDAMENTOS TEORICOS DE LA FORMACION DE IMAGENES POR RESONANCIA NUCLEAR", XI JIEE, VOL.11, ESCUELA POLITECNICA NACIONAL, QUITO, 1.990.
7. SIGNALS AND SYSTEMS, Alexander D. POULARIKAS, Samuel SEELY. PWS-Kent Publishing Company, Boston, 1.985.-



A.F. 141871