



94
2 y'
Universidad Nacional
Autónoma de México

FACULTAD DE INGENIERIA

INSTALACION DE UN EQUIPO DE RESONANCIA
MAGNETICA PARA FORMACION DE IMAGENES
DEL CUERPO HUMANO

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
P R E S E N T A N
MATA DELGADO ALEJANDRO
OCHOA GONZALEZ JORGE
VELASCO CASTILLO MIGUEL ANGEL

Director de Tesis:
ING. GERARD KEIL GEIGER

MEXICO, D. F.

1991

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

PREFACIO

El progreso de la medicina ha contribuido entre otros en elevar la expectativa de vida de un ser humano de unos 40 años a principio de siglo a unos 70 años actualmente. Lo anterior se ha podido lograr gracias en primera instancia al médico que sigue siendo la piedra angular de este proceso, pero también y en gran parte gracias a las tecnologías modernas que permiten a nivel del diagnóstico una mayor precisión, rapidez y riqueza de información, a nivel de la terapia una mayor eficiencia, seguridad y unos tratamientos menos peligrosos. El resultado es obvio: nuestra salud ha mejorado en una forma maravillosa. La electromedicina tiene allí una participación primordial.

En Resonancia Magnética las técnicas de "Espectroscopía en Vivo" permiten hoy en día llevar a cabo biopsias sin necesidad de agujas ni punción. El estudio de las arterias y vasos requiere normalmente de la introducción de catéteres en el cuerpo así como de la inyección de medio de contraste: Un procedimiento muy invasivo que requiere la estancia del paciente en hospital. Con la Resonancia Magnética esto se logra como paciente ambulante.

Del marcapaso al tomógrafo de resonancia magnética el abanico de los artefactos electromédicos ha ido creciendo gracias a la tecnología de punta. En la cúspide encontramos a la Resonancia Magnética. Involucra campos tan diversos como:

Magnetismo, Criogénica, Computación, Electrónica, Bioquímica, Técnicas de Instalación, Ingeniería Civil, Física, Matemáticas, Economía y Finanzas y naturalmente todos los campos por haber de la medicina. Que mejor campo de aplicación para un ingeniero mecánico electricista de la Universidad Autónoma de México que la instalación de un equipo de esta categoría. Constituye un excelente matrimonio entre teoría y práctica aunado a la satisfacción y privilegio de contribuir al mejoramiento de la calidad de vida.

Ing. Gerard Keil G.

INDICE

CAPITULO 1

1	ELEMENTOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA	1
1.1	Reseña histórica	1
1.2	El experimento	2
1.3	Estructura de la materia	6
1.4	El campo magnético principal	9
1.5	Las bobinas de radiofrecuencia	15
1.6	Proceso de relajación	10
1.7	Ecuaciones de Bloch	17

CAPITULO 2

2	DESCRIPCION DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNETICA	33
2.1	Configuración básica del equipo	33
2.1.1	Imán	35
2.1.2	Blindaje antimagnético	37
2.1.3	Bobinas de gradientes	39
2.1.4	Cabina de radio frecuencia	39
2.1.5	Sistema de radio frecuencia	42
2.1.6	Sistema de cómputo	43
2.1.7	Diagrama de bloques	44
2.2	Técnicas de formación de imagen	44
2.2.1	Selección del corte	44
2.2.2	Codificación en frecuencia	47
2.2.3	Codificación en fase	50
2.2.4	Cambio de fase	51
2.3	Reconstrucción de imagen	54
2.3.1	Ejemplo de reconstrucción de imagen (por renglón)	54
2.3.2	Ejemplo de reconstrucción de imagen (por columna)	63

CAPITULO 3

3	PREMONTAJE DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNETICA	74
3.1	Transporte del equipo	75
3.2	Planeación y preparación de los cuartos	77
3.3	Cargas del piso para el imán	88
3.4	Instalaciones	88
3.4.1	Instalación hidráulica	88
3.4.2	Instalación eléctrica	90
3.4.3	Aire acondicionado	92
3.4.4	Instalación de la tierra protectora	94
3.4.5	Tubo de desalojo de gases	94
3.5	Ductos y tuberías	98
3.5.1	Tuberías para la instalación hidráulica	98
3.5.2	Ductos para la instalación eléctrica	101
3.5.3	Ductos para el aire acondicionado	101
3.6	Costo estimado del premontaje	101

CAPITULO 4

4	MONTAJE DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNETICA	104
4.1	Montaje de Cabina de Radio Frecuencia	105
4.1.1	Cabinas modulares y cabinas soldadas	105
4.1.2	Montaje	109
4.1.3	Necesidad del blindaje de Radio Frecuencia	109
4.2	Unidad básica del imán	114
4.2.1	Componentes del imán	114
4.2.2	Blindaje antimagnético	114
4.2.3	Refrigeración del imán	116
4.2.4	Bobinas de compensación	122
4.3	Instalación de las bobinas	124

4.3.1	Bobinas de gradientes	123
4.3.2	Bobinas de Radio Frecuencia	126
4.4	Instalaciones mecánicas	129
4.5	Accesorios de paciente	129
4.6	Costo estimado del montaje y operación del equipo	130

CAPITULO 5

5	Puesta en marcha del equipo	134
5.1	Comprobación de la impermeabilidad de la cabina de RF	134
5.2	Suministro general de potencia	137
5.3	Puesta en marcha del imán	138
5.3.1	Carga eléctrica del imán	138
5.3.2	Compensación de campo	138
5.4	Puesta en marcha de gradientes	140
5.5	Componentes del sistema de cómputo	143
5.6	Adquisición de datos	146
5.7	Procesamiento de imagen	148
5.8	Compensación de las corrientes de Foucault	148

CAPITULO 6

6	OPERACION	151
6.1	MANTENIMIENTO	151
6.1.1	Mantenimiento mensual	151
6.1.2	Mantenimiento anual	152
6.2	Generalidades del sistema	155
6.3	Métodos de medición	158
6.3.1	Disparo por ritmo cardiaco	158
6.3.2	Sincronización respiratoria	162

CAPITULO 7

7	Conceptos y técnicas especiales	168
7.1	Bobinas superficiales	168
7.2	Secuencias	169
7.2.1	Metodo espín-eco	171
7.2.2	Método de recuperación de saturación	172
7.2.3	Método multieco	174
7.2.4	Método recuperación de inversión	177
7.2.5	Metodos rápidos de medición	178
7.3	Medios de contraste	186
7.4	Flujos	189

CAPITULO 8

8	Elementos de seguridad aplicada a Resonancia Magnética	196
8.1	Instrucciones de seguridad relacionadas al paciente	196
8.1.1	Campo magnético	196
8.1.2	Fuerza ejercida a objetos ferromagnéticos	197
8.1.3	Efectos magnéticos sobre implantes ferromagnéticos	198
8.1.4	Efectos adversos a implantes activados eléctricamente, magnéticamente y mecánicamente	198
8.1.5	Efectos biomagnéticos	199
8.2	Peligros asociados con criogénicos	199
8.2.1	Manejo de nitrógeno y helio licuados a bajas temperaturas	199
8.2.2	Propiedades de los criogénicos	200
8.2.3	Peligros asociados con refrigerantes	201
8.2.4	Ropa de protección para el manejo de criogénicos	202
8.2.5	Almacenamiento de tanques de criogénicos	203
8.2.6	Instrucciones de manejo para criogénicos	204
8.3	Prevención de accidentes	205
8.3.1	Accidentes asociados al campo magnético	205

8.3.2 Trabajos con componentes vivos	205
8.3.3 Prevención de incendios e instrucciones al trabajar con criogénicos	205
8.3.4 Monitoreo del paciente	207
CONCLUSIONES	209
GLOSARIO	211
BIBLIOGRAFIA	222

INDICE DE FIGURAS

CAPITULO 1

1.1	El experimento	4
1.2	Momento magnético de un proton	8
1.3	Precesión	11
1.4	Efecto del pulso de 90° sobre el proton	13
1.5	Efecto del pulso de 90° sobre el vector magnetización neto	17
1.6	Tiempo T_2	21
1.7	Tiempo de relajación transversal	23
1.8	Curvas de relajación	25
1.9	Relajación de T_1	26
1.10	Relajación longitudinal	28
1.11	Componentes del vector magnetización neto	30

CAPITULO 2

2.1	Configuración básica del equipo	34
2.2	Imán	36
2.3	Blindaje antimagnético	38
2.4	Cabina de Radio Frecuencia	41
2.5	Diagrama de bloques	45
2.6	Selección de un corte	46
2.7	Ancho de un corte	48
2.8	Codificación en frecuencia	49
2.9	Codificación en fase	52
2.10	Corrimiento de fase	53
2.11	Reconstrucción de imagen por renglón	55
2.12	Secuencia espín-eco medición del punto 1	57

2.13	Secuencia espín-eco medición del punto 2	60
2.14	Transformación en renglón (punto 1)	62
2.15	Transformación en renglón (punto 2)	64
2.16	Reconstrucción por columna punto 1	65
2.17	Reconstrucción por columna (punto 2)	66
2.18	Comparación del punto 1 y 2	67
2.19	Transformación de columna punto 1	69
2.20	Transformación de columna punto 2	70
2.21	Transformación en columna (punto 1 y 2)	72
2.22	Cálculo final de imagen	73

CAPITULO 3

3.1	Distribución de los cuartos	78
3.2.a	Detalles en la construcción del cuarto del imán	81
3.2.b	Componentes del cuarto del imán	82
3.2.c	Acceso al cuarto del imán	83
3.3	Cuarto de operación	83
3.4	Cuarto de cómputo	87
3.5	Cargas del imán	89
3.6	Instalación hidráulica	91
3.7	Instalación de suministro de potencia	93
3.8	Sistema de aire acondicionado	95
3.9	Enfriamiento del sistema de gradientes	96
3.10	Tierra protectora	97
3.11.a	Salida para desalajo de gases	99
3.11.b	Tubo para desalajo de gases	100

CAPITULO 4

4. 1. a	Cabina de radio frecuencia	106
4. 1. b	Paneles de la cabina de radio frecuencia	107
4. 2	Cuarto del imán	110
4. 3	Componentes del imán	115
4. 4. a	Acción de las líneas de campo magnético	117
4. 4. b	Campo magnético a 1.0 teslas	118
4. 4. c	Campo magnético a 1.5 teslas	118
4. 5	Autoblindaje	119
4. 6. a	Conexiones para criogénicos	120
4. 6. b	Tanque de helio	121
4. 7. a	Instalación de las bobinas	124
4. 8. a	Secuencia en la instalación de las bobinas	125
4. 8. b	Secuencias en la instalación de las bobinas	127
4. 8. c	Secuencia en la instalación de las bobinas	128

CAPITULO 5

5. 1	Gráfica de la permeabilidad de la cabina	136
------	--	-----

CAPITULO 6

6. 1	Ritmo cardiaco y respiración	159
6. 2	Disparo sincronizado por ritmo cardiaco	161
6. 3	Sincronización respiratoria	164
6. 4	Exploración sincronizada con exhalación	165
6. 5	Exploración sincronizada con inhalación	167

CAPITULO 7

7.1a y b Efecto de un campo magnético inhomogéneo	170
7.2 Metodo espín-eco	173
7.3 Recuperación de saturación	175
7.4 Metodo multiecho	176
7.5 Recuperación de inversión	179
7.6 Técnica Flash	183
7.7 Técnica Fisp	185
7.8 Comparación de técnicas Fisp y Flash	187
7.9 Método espín-eco	192
7.10 Recorrido del flujo sanguíneo en dirección del plano	194
7.11 Recorrido del flujo sanguíneo perpendicular al plano	194

CAPITULO 8

B.1 Seguridad	208
---------------	-----

CAPITULO 1

ELEMENTOS DE RESONANCIA MAGNETICA.

1.1 RESEÑA HISTORICA.

La técnica de resonancia magnética nuclear es descubierta a mediados de los años 40's; la cual, a partir de los 80's, y para aplicaciones médicas, es conocida sólo con el término de resonancia magnética, omitiendo el término nuclear ya que este es casi siempre relacionado con lo bélico, o en otra forma con la radiación por ionización, usada normalmente en la práctica de radiografías por rayos X, y en medicina nuclear. En nuestro texto utilizaremos el término de resonancia magnética o simplemente las iniciales RM. La técnica de RM fue desarrollada en 1946 por E.M. Purcell y sus colaboradores en Harvard. Simultáneamente y en una forma independiente, F. Bloch y sus colaboradores en Stanford descubrieron una técnica muy semejante. Por estos magníficos trabajos los dos físicos recibieron un premio Nobel. En un principio los trabajos desarrollados en este campo fueron sólo de laboratorio y después se fue ampliando la posibilidad de usarlo en aplicaciones médicas. En 1970 una compañía alemana produce la primera máquina para analizar sangre usando el principio de resonancia magnética. En la época de los 70's el fenómeno de resonancia magnética producía imágenes de muy pobre calidad lo

que al principio de los 80's se mejoró con un campo magnético de 0.2 Tesla, aún cuando las imágenes presentaban ciertas limitaciones de calidad. Actualmente con la tecnología de los superconductores, en la creación de campos magnéticos muy fuertes, se le ha dado un gran impulso a la RM' obteniéndose imágenes de gran calidad y la oportunidad de que con un equipo de RM se pueda realizar espectroscopia en el objeto que se este analizando. En nuestros días se diseñan equipos que son capaces de manejar intensidades de campo hasta de 8T, aunque si se quiere un análisis en personas, las legislaciones actuales indican que es posible exponer al cuerpo humano a un campo magnético inferior o igual a 2T; de otra forma se estima que sí se podría provocar algún efecto en el sujeto en análisis.

También es necesario mencionar que a partir de 1.5 T ya es posible efectuar espectroscopia (ver glosario) en vivo. Se espera que en los próximos años sea desarrollada aún más ésta técnica, que promete grandes beneficios para la humanidad.

1.2 EL EXPERIMENTO.

Para poder entender más fácilmente el estudio de la Resonancia Magnética, aquí tratado, es necesario obtener un conocimiento previo acerca de la manera en como es utilizada esta novedosa técnica para obtener imágenes del cuerpo humano. Para tal fin propondremos un experimento descrito en forma muy

sencilla con el cual podremos internarnos al estudio en cuestión. Primeramente describiremos el arreglo mostrado en la figura 1.1 en donde se selecciona una substancia susceptible de RM, por ejemplo, el hidrógeno, el cual se encuentra en el agua y la grasa, substancias más comunes en el cuerpo humano. Acerca de la susceptibilidad a la RM se hablará más ampliamente en el desarrollo del capítulo.

En la figura se muestran algunos elementos necesarios en éste tipo de experimento, como se enlista a continuación:

- * El transmisor de radio frecuencia (RF), que tiene la función de transmitir una señal de radio frecuencia (42MHz).

- * Un embobinado que en nuestro texto lo llamaremos "bobinas de RF", las cuales recibirán la señal del transmisor. Estas bobinas se localizan dentro de un campo magnético intenso y homogéneo.

- * El campo magnético principal que debe ser de gran intensidad (puede ser de 1 Tesla), tendrá una función muy importante como se ampliará posteriormente.

- * El receptor de la radio frecuencia.

- * Un conmutador que permitirá que el receptor obtenga la

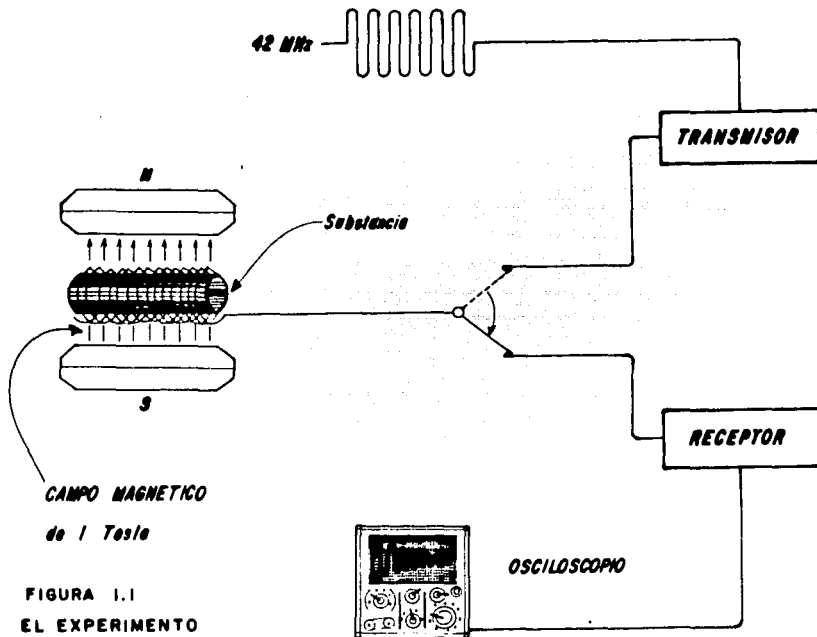


FIGURA 1.1
EL EXPERIMENTO

respuesta del arreglo en el embobinado.

- * Un osciloscopio que nos permitirá observar la respuesta del arreglo.

- * La substancia en análisis.

Si el transmisor imprime al embobinado una señal oscilante que puede ser de 42MHz y después se cambia el conmutador para poder recibir la respuesta de la substancia, se podrá observar en el osciloscopio una señal oscilante que decrece exponencialmente en su amplitud. Es precisamente de ésta señal dada, de donde se obtiene la información que nos permitirá, en lo posterior, formar una imagen de la substancia con características que se describirán más ampliamente a lo largo del texto. Hablando un poco acerca de la frecuencia de 42Mhz, y ya entrando en materia, se puede decir que no es fortuita, sino que es la frecuencia que el átomo de hidrógeno necesita para entrar en resonancia. Esta frecuencia es bien definida y es llamada frecuencia de resonancia, la cual es diferente para cada átomo. Además es directamente proporcional al campo aplicado, es decir, que sería de 84MHz (para el hidrógeno) si el campo magnético principal fuera de 2T. No todos los materiales son susceptibles de RM y para diferentes materiales existen diferentes frecuencias de resonancia con el mismo campo aplicado. Antes de describir como se obtiene la señal

observada en el osciloscopio debemos hablar un poco acerca de la estructura de la materia.

1.3 ESTRUCTURA DE LA MATERIA.

Diversos procedimientos de física y química combinados han llegado a evidenciar que los átomos se encuentran formados de pequeñísimas partículas, que se denominan protones, neutrones y electrones y cuyo número y energía en cada átomo de un elemento dado, determina las características físicas y químicas de cada elemento. Los protones tienen carga positiva y una gran masa. Los neutrones tienen casi la misma masa que los protones pero no están cargados eléctricamente. El núcleo de los átomos se halla constituido por protones y neutrones y alrededor de él giran los electrones, que tienen carga negativa. Además un elemento con un número fijo de protones puede tener en su núcleo diversos números de neutrones.

Estos elementos son llamados isótopos y tienen entre sí, propiedades químicas idénticas diferenciando sólo en su peso atómico. Cada una de las partículas atómicas (protones neutrones y electrones), presentan un momento angular, es decir, que giran sobre su propio eje, lo que nos resulta en la aparición de un vector momento angular cuya dirección se determina por la regla de la mano derecha, (donde suponemos tomar la partícula con la mano, con el pulgar extendido)

entonces los dedos apuntan hacia el movimiento de la partícula y el pulgar proporciona la dirección. Este momento angular está definido como "espín". La magnitud del momento angular $|\vec{L}|$ está dada por:

$$|\vec{L}| = \sqrt{l(l+1)} \frac{h}{2\pi}$$

donde: $\frac{h}{2\pi} = 1.054 \times 10^{-34}$ [Jul seg]

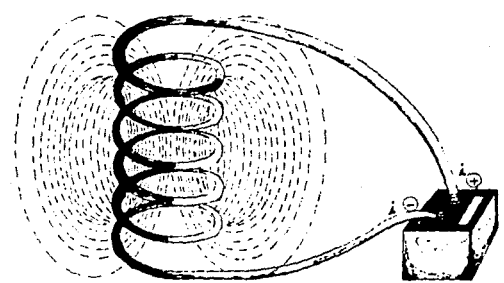
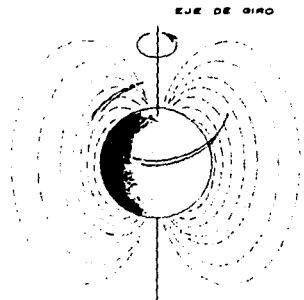
l = Número cuántico orbital $l = 0, 1, 2, 3, \dots (n-1)$

Aquí n es el número cuántico total ($n=1, 2, 3, \dots$) que proporciona la cuantización de la energía, y que para el caso de un electrón en el átomo de hidrógeno está dada por:

$$E_n = - \frac{m e^4}{8 \epsilon_0^2 h^2} \left(\frac{1}{n^2} \right) \text{ [Jul seg]}$$

Donde m es la masa del electrón. Muy importante en nuestro estudio es hacer notar que debido al momento angular de las partículas cargadas eléctricamente, éstas presentan un momento magnético a su alrededor, el cual es parecido al que genera una bobina, por la que circula una corriente eléctrica (ver figura 1.2). Los núcleos con un número impar de protones (o neutrones) tienen un momento magnético medible, como es el caso del hidrógeno, ya que los átomos de hidrógeno tienen en su núcleo un sólo protón.

Estos átomos son los más frecuentes en nuestro cuerpo pues componen en gran parte a las moléculas de agua y grasa. Por



MOMENTO MAGNETICO DE UN
PROTON COMPARADO CON EL GENERADO
POR UNA BOBINA.

FIGURA 1.2

éste motivo, éstos átomos tendrán especial importancia en nuestro estudio. También se puede mencionar que las partículas cargadas en los núcleos, presentan una corriente circular debido a la rotación.

1.4 EL CAMPO MAGNETICO PRINCIPAL. (En el experimento es 1 TESLA).

En este tema se tratarán los siguientes conceptos:

- El vector magnetización neto.
- La frecuencia de Larmor.
- La ecuación de Boltzman.

El campo magnético principal (también nos referiremos a éste, como campo magnético permanente), tiene una función muy importante en un experimento de RM, que es la de imponer un orden en los vectores espín a los protones, de los átomos de hidrógeno, (en la muestra de agua del experimento descrito con anterioridad), esto es, los alinea en una dirección paralela o antiparalela al mismo campo, con una ligera ventaja para la dirección paralela. Por ésta razón es necesario que dicho campo posea una gran intensidad, y entre más fuerte sea éste, se tendrán más espines alineados en ésta forma y así la respuesta del experimento de RM, tendrá una mejor calidad. Acerca de la dirección que toman los vectores espín, se puede decir que pueden estar apuntando sólo en dos posiciones: en la

dirección norte-sur o sur-norte. Sin la presencia del campo magnético aplicado, los vectores espín apuntan aleatoriamente a diferentes direcciones, lo que nos da por resultado que el vector magnetización neto de la muestra, es nulo. En este momento es necesario definir un vector magnetización neto M , como el vector resultante de la suma de todos los vectores de magnetización de cada uno de los protones en cada átomo de hidrógeno. Además este nuevo vector es afectado por ciertos movimientos de precesión en los protones. El vector momento magnético o vector de magnetización de cada proton, aun con la presencia del intenso campo magnético en realidad no es exactamente paralelo al eje del campo sino que se encuentra girando alrededor de él con precesión, es decir, forma un cono como el que se muestra en la figura 1.3.

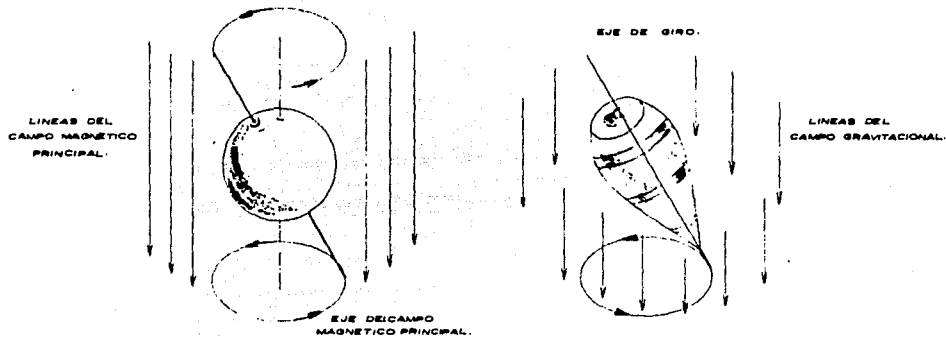
El giro del proton con precesión dentro de un campo magnético externo es parecido al giro de un trompo con precesión en un campo gravitacional.

La frecuencia de precesión para un proton (ω_p) en presencia de un campo magnético B esta dada por:

$$\omega_p = \gamma \cdot B \text{ [rad seg]} \quad \text{o} \quad f_p = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B \text{ [Hz]}$$

donde γ es la constante giromagnética que depende de cada núcleo específico y que está dada por la ecuación:

$$\gamma = \frac{M_p}{L_p} = \frac{\text{Magnitud del Momento Magn. del Proton}}{\text{Magnitud del espín}} = \frac{1.41044 \cdot 10^{-26} \text{ Am}^2}{0.53 \cdot 10^{-34} \text{ Joule} \cdot \text{Seg}}$$



PRECESION DE UN PROTON EN PRESENCIA DE UN CAMPO MAGNETICO COMPARADO
 CON LA PRECESION DE UN TROMPO EN PRESENCIA DE UN CAMPO GRAVITACIONAL.

FIGURA 1.3

Para el caso en el que el campo \vec{B} sea de 1 tesla; la frecuencia de precesión (f_p) de un protón estará dada por:

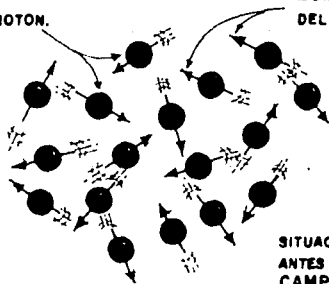
$$f_p = \frac{\omega_p}{2\pi} = \frac{\gamma}{2\pi} B \approx 42 \text{ MHz}$$

La cual es una frecuencia del orden de las radiofrecuencias. Esta frecuencia es llamada frecuencia de Larmor.

La frecuencia de precesión antes descrita afecta al vector de magnetización neto, \vec{M} , de modo que ahora se define como: el vector resultante de la suma de todas las componentes del vector magnético de cada protón, que se encuentran en la dirección del campo magnético principal (componentes en la dirección Z). La figura 1.4 aclarará la acción del campo magnético principal, así como la forma del vector magnetización neto.

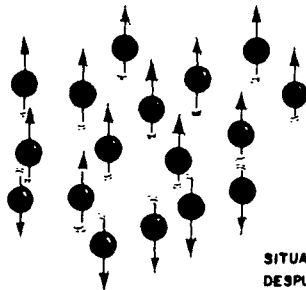
Con la presencia del campo magnético homogéneo, el vector espín de cada protón sólo puede encontrarse en dos sentidos (pero girando alrededor del eje del campo magnético principal): en el sentido del mismo campo o girado 180° con respecto al anterior sentido (Dirección N-S o S-N), como se pudo observar en las figuras anteriores. En equilibrio térmico siempre se tendrán más protones alineados en la dirección del campo, por lo que así se obtiene que la dirección del "vector magnetización neto", se encuentra en la dirección del campo magnético principal. Los protones que se encuentran así

PROTON.



MOMENTO MAGNETICO
DEL PROTON.

SITUACION DE LOS PROTONES
ANTES DE APLICARSE EL
CAMPO MAGNETICO
PRINCIPAL.



SITUACION DE LOS PROTONES
DESPUES DE APLICARSE EL
CAMPO MAGNETICO
PRINCIPAL.

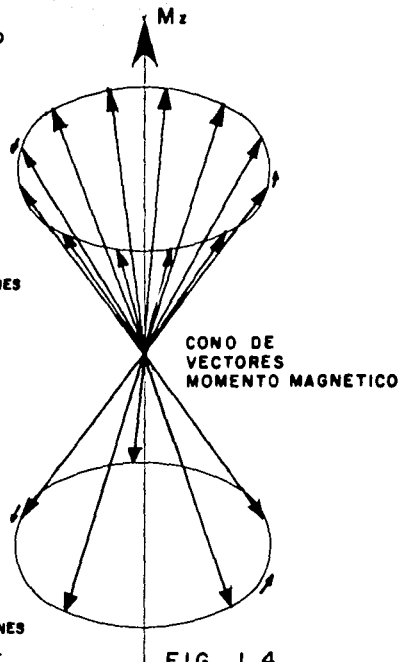


FIG. 1.4

alineados a 180° del eje del campo magnético principal, serán llamados antiparalelos y habrán adquirido más energía que los que se encuentran alineados con dicho campo. Estos últimos los llamaremos paralelos. Esta diferencia de energías ΔE se incrementa linealmente cuando el campo aumenta. La diferencia entre protones paralelos o antiparalelos al campo es interesante para nuestro estudio porque así se podrá obtener el nivel de magnetización neta y por lo tanto la amplitud de la señal del sistema de Resonancia Magnética (RM).

El número de protones alineados en forma paralela o antiparalela se relacionan con la ecuación de Boltzman:

$$\frac{N_{\text{ANTIPARALELOS}}}{N_{\text{PARALELOS}}} = \frac{N_-}{N_+} = e^{-\left(\frac{\Delta E}{kT}\right)}$$

Donde T es la temperatura de la muestra en Kelvin y K es la constante de Boltzman. Posteriormente la temperatura T se referirá a la temperatura del paciente. Por otro lado, se sabe que es posible cambiar la energía de un sistema que se encuentre en movimiento periódico, si hacemos que obre sobre el una influencia externa de igual frecuencia que la de su movimiento. Esta es la condición conocida como "resonancia".

Como "influencia externa", para el protón en precesión usamos un pequeño campo magnético alterno \vec{B}_1 orientado perpendicularmente al campo permanente \vec{B}_0 .

Este campo oscilante se combina vectorialmente con el campo permanente, de tal manera que el campo resultante, actúa sobre el "vector magnetización neto" haciéndolo precesar alrededor del eje del campo magnético permanente. El campo magnético oscilante es creado por un embobinado llamado "Bobinas de RF (Radio Frecuencia)". A continuación se describen los efectos y la forma de dichas bobinas.

1.5 LAS BOBINAS DE RADIO FRECUENCIA

Ya hemos hablado de como se forma el "vector magnetización neto" (\vec{M}), con los vectores campo magnético de cada protón. Ahora trataremos el estudio de los efectos que tienen las bobinas de RF sobre este vector magnetización. Esto nos conducirá a definir ciertos parámetros muy importantes (tiempos T1 y T2) que posteriormente nos servirán en la formación de una imagen del cuerpo humano por resonancia magnética.

En este momento se hace necesario definir la posición en la cual se encuentran situadas las bobinas de RF. Para tal fin, definiremos un marco de referencia; esto es, el eje Z tendrá una dirección paralela al eje del campo principal o campo permanente y en sentido S-N. El plano XY, entonces tendrá una posición perpendicular al eje del mencionado campo. Las bobinas serán situadas de tal manera que el campo magnético oscilante que en ellas se produzca, deberá ser perpendicular al

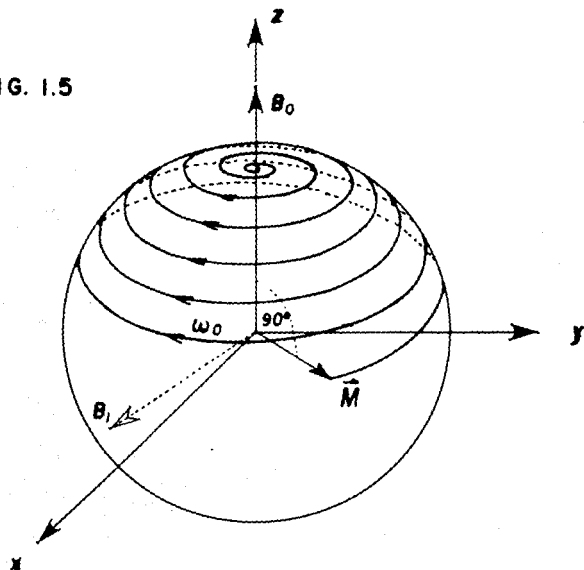
campo permanente.

Las bobinas serán excitadas por una señal proveniente del transmisor, la cual será un pulso senoidal de radio frecuencia de 42 MHz. Esta señal permitirá que las bobinas formen un campo magnético \vec{B}_1 , de amplitud variable sobre el eje Y. El sujeto en estudio será colocado precisamente dentro de las bobinas de RF, por lo que este resentirá una fuerza de carácter magnético.

El vector magnético variable \vec{B}_1 afectará directamente al vector "magnetización neto" de la muestra en estudio. El efecto así provocado logrará que el vector magnetización neto ejecute dos movimientos independientes simultáneamente, los cuales tienden a cambiar su anterior posición. De la posición en que se encontraba con anterioridad (paralelo al campo magnético principal), el vector magnetización neto (\vec{M}) ejecuta un movimiento de precesión alrededor del eje del campo magnético principal, girando a la misma frecuencia en la que oscila \vec{B}_1 (42MHz); y al mismo tiempo tiende a ser abatido hacia el plano XY. La superposición de estos dos movimientos tiende a formar una espiral que viaja sobre una superficie esférica como se muestra a continuación en la figura 1.5.

Hay que recordar que el vector magnetización neto (\vec{M}), esta formado por todos los pequeños vectores magnéticos de cada

FIG. 1.5



EFFECTO DEL VECTOR MAGNETIZACION NETO

protón, por lo que el efecto que resienten estos pequeños vectores, al influir sobre ellos el campo provocado por las bobinas (\vec{B}_1), es tal que todos entran en fase, ejecutando un movimiento de precesión, con el mismo sentido y dirección, y girando a la misma frecuencia de 42MHz. Se ha hablado de que cuando la frecuencia de excitación en las bobinas, coincide con la frecuencia de Larmor, el vector espin de cada protón con precesión puede ser deflecionado (condición de resonancia). Por tal motivo es posible mover al vector de magnetización neto de la forma que fue descrita con anterioridad. El grado de deflección ϕ , es posible medirlo, ya que este esta determinado por la fuerza del campo magnético \vec{B}_1 , de las bobinas, así como del tiempo que dure el pulso de RF; " Δt " y la razón giromagnética.

Esta relación se pone de manifiesto en la siguiente ecuación:

$$\phi = (\gamma / 2\pi) * B_1 * \Delta t$$

Cuando el pulso de RF deflecta al vector magnetización, hasta que este quede sobre el plano XY, el grado de deflección será de 90°, y este pulso se definirá entonces, como pulso de 90°. Si el pulso de RF es tal que el vector \vec{B}_1 sea del doble que en el pulso de 90°, el vector magnetización neto puede llegar a ser alineado exactamente en una posición opuesta al vector campo magnético principal. A este pulso se le denomina

pulso de 180° . Una vez que el vector "magnetización neto" ha sido deflektado por el vector magnético que produjeron las bobinas, este se encuentra rotando dentro del plano XY, y girando a la frecuencia de Larmor (hablando de un pulso de 90°). Por lo que todos los protones paralelos y antiparalelos que forman al mencionado vector, se encuentran en fase, esto es, todos giran juntos a la misma frecuencia, con el mismo sentido y dirección. Después de un lapso de tiempo en este estado, la señal de RF es desconectada de las bobinas e inmediatamente es acoplado un receptor a las mismas, pero ahora se captará una señal inducida, que será la respuesta de la muestra en estudio al experimento. Esta señal es producida debido al efecto que causa el vector "magnetización neto", al estar girando sobre el plano XY, el cual es análogo al efecto que produce un imán girando dentro de una bobina en un plano perpendicular al plano de la misma bobina.

Esta situación de movimiento, en el vector "magnetización neto" causa una variación del flujo magnético dentro de las bobinas de RF. Recurriendo a la ley de inducción de Faraday, se sabe que esta variación en el flujo magnético producido dentro de una bobina causa una señal inducida en la misma bobina. Esta señal se define como señal de "resonancia magnética".

La amplitud de la señal de resonancia magnética no es

constante porque debido a que el vector "magnetización neto" ya no tiene la presencia del vector \vec{B}_1 que lo deflecto (producido anteriormente en las bobinas), este tiende a alinearse con el intenso campo magnético permanente.

Este nuevo movimiento es similar al que se describió con anterioridad en el momento de la deflexión (formando una espiral), pero ahora formando una espiral ascendente, esto es, sin perder la frecuencia y el sentido de giro.

Ahora bien, el proceso en el cual el vector "magnetización neto" regresa a su alineación original, es llamado Proceso de Relajación.

1.6 PROCESO DE RELAJACION.

Es relevante hacer notar que en el momento cuando el vector "magnetización neto" se encuentra girando sobre el plano XY, donde la amplitud de la señal de resonancia magnética es máxima, y cuando ha terminado el proceso de relajación, se encuentra paralelo al eje Z, por lo que la amplitud de la señal es mínima, y en esta posición no existe variación del flujo magnético enlazado por la bobina y por lo tanto no existe voltaje inducido.

Ahora enfocaremos nuestro estudio al efecto que se produce

TIEMPO T_2 DE RELAJACION

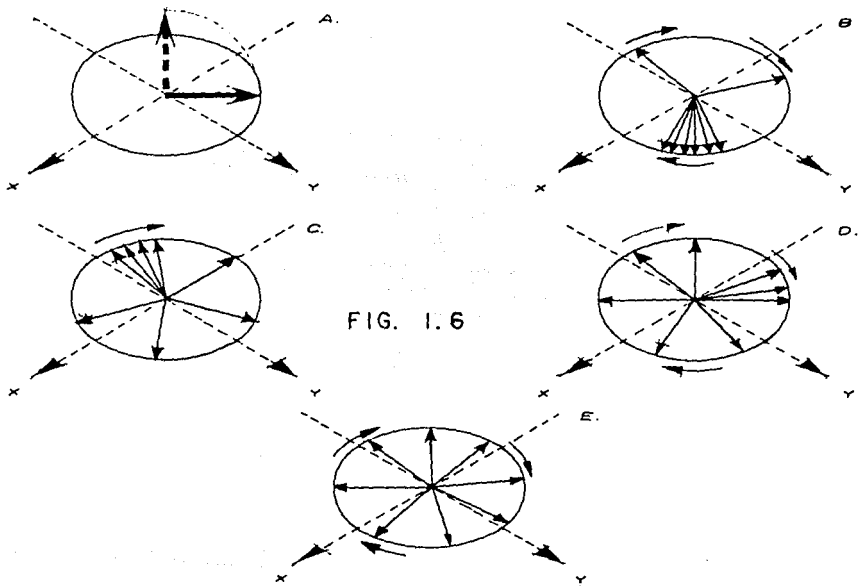


FIG. 1.6

en la relajación dado un pulso de 90° , y veremos que el proceso de relajación del espín es esencial para el éxito de un experimento de resonancia magnética.

Inmediatamente después de que ha sido aplicado un pulso de 90° , a la muestra: todos los vectores espín de los protones se encuentran alineados en la misma dirección y girando con el mismo sentido y frecuencia.

Debido a que ahora ya no existe una fuerza que mantenga esta coherencia entre vectores, se pierde rápidamente el orden establecido, debido a la interacción que existe entre un vector y otro, de manera que se pierde la coherencia de fase entre ellos, como se puede observar en las figuras siguientes (Fig. 1.6).

Debido a esta pérdida de fase en los espines, las componentes de los momentos magnéticos de cada protón sobre el plano XY, se cancelan mutuamente (ya que algunas componentes quedan sobre el mismo eje con sentido opuesto).

Esta pérdida de fase se refleja en la señal inducida sobre las bobinas receptoras ya que estas únicamente sensan las variaciones sobre la componente transversal de magnetización (sobre el plano XY). La magnitud de la señal obtenida en las bobinas decae exponencialmente en su amplitud como se muestra

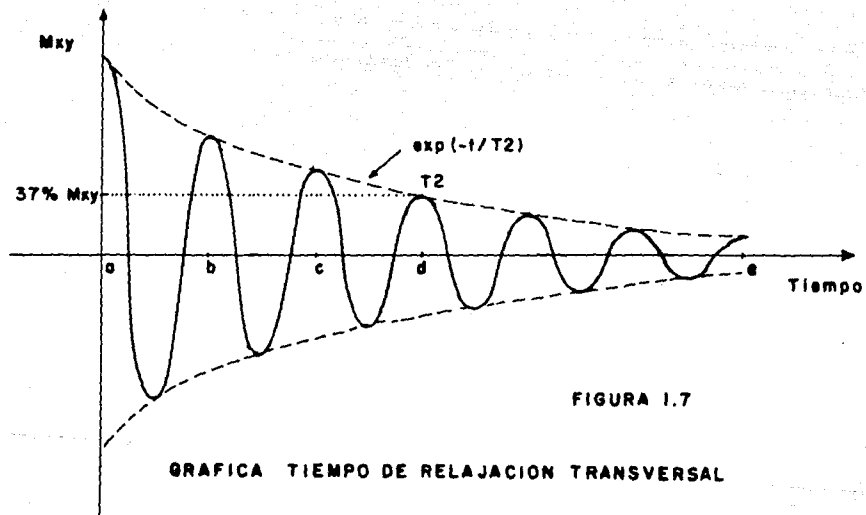


FIGURA 1.7

GRAFICA TIEMPO DE RELAJACION TRANSVERSAL

en la figura 1.7.

Al tiempo en que esta señal obtiene un 37% de su valor máximo se le llama tiempo de relajación transversal T2. Este tiempo depende del estado en que se encuentre la muestra en cuestión (sólido, líquido) así como de su estructura molecular.

Este tiempo es una información muy valiosa para, posteriormente, diferenciar el tipo de textura de la muestra que se este analizando y es información necesaria para la formación de una imagen por resonancia magnética.

Es necesario hacer notar que el tiempo T2 es independiente del campo magnético permanente aplicado. La siguiente figura muestra diferentes curvas para diferentes texturas del cuerpo. (fig. 1.8).

Va hemos descrito el proceso de relajación transversal (refiriendonos a un pulso de 90°). También hemos descrito el relajación del vector magnetización neto, el cual describe una espiral ascendente desde el plano XY hasta su posición original, paralelo al eje Z. Este movimiento será llamado Relajación Longitudinal. El proceso de relajación transversal (tiempo T2) es más rápido que el proceso de relajación longitudinal, lo que se muestra en la siguiente figura (fig. 1.9).

Curvas de relajacion T2

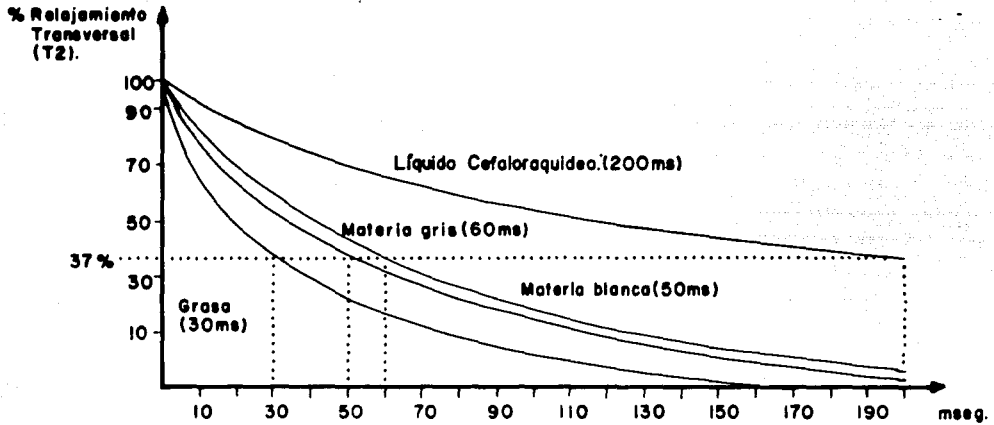


FIGURA 1.8

Relajacion de TI.

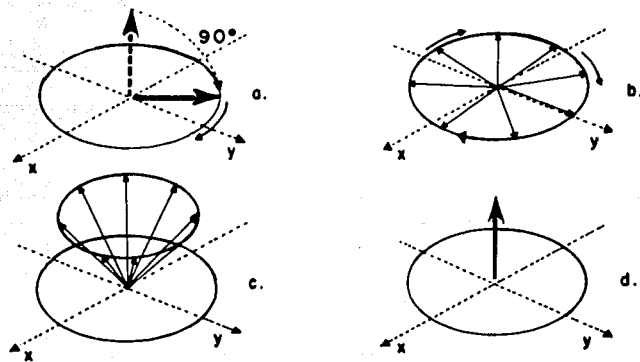


FIGURA 1.9

El regreso del vector de magnetización neto a su posición original también afecta a la señal que se recibe en las bobinas receptoras (ya que varía la componente sobre el plano XY).

Esta variación en la señal se describe en la siguiente gráfica exponencial (ver figura 1.10). Se hace notar que esta exponencial es parecida a la curva de carga de un capacitor y al tiempo en que el vector de magnetización ha recobrado un 63% de su valor original se le llama tiempo de relajación longitudinal T_1 .

Esta constante de tiempo también varía según la textura del cuerpo en análisis, ya que el vector "magnetización neto" regresa a su posición original a diferentes velocidades según lo que se este analizando. Esta información (T_1) es también necesaria para formar una imagen por resonancia magnética, pues es característica inherente de cada elemento en análisis.

1.7 ECUACIONES DE BLOCH.

Hasta ahora se ha hablado de como se forman los tiempos T_1 y T_2 . Se ha visto como estos tiempos son características propias de los movimientos de relajación longitudinal y transversal respectivamente. Por esto también son características del movimiento de precesión del espín de un protón, girando alrededor de un campo magnético. Con estos

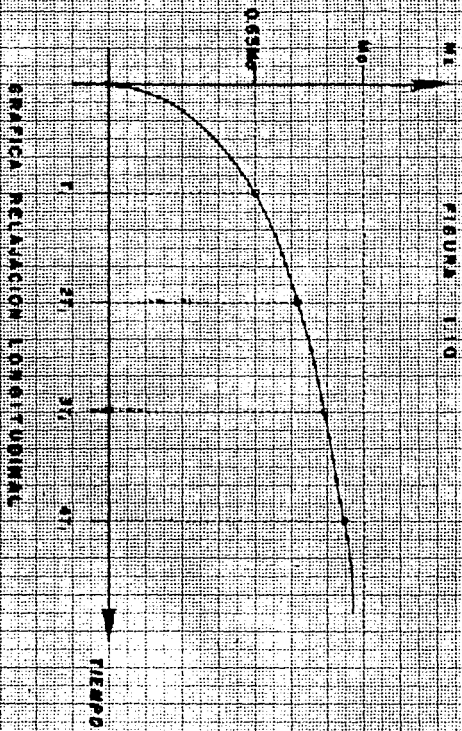


FIGURA 110

GRAFICA RELAJACION LONGITUDINAL

conocimientos ahora daremos un breve enfoque matemático acerca de estos movimientos, presentado por la ecuación de Bloch. Primeramente recordaremos los parámetros incluidos:

\vec{B} : Es el vector de campo magnético permanente o campo estático.

\vec{M} : Es el vector de magnetización neto, el cual puede tener componentes sobre los ejes coordenados las cuales serán M_x , M_y , y M_z .

\vec{B}_1 : Es el vector magnético oscilante producido en las bobinas de RF. Ahora bien, si consideramos al experimento de RM como una caja negra, con \vec{B}_1 como señal de entrada y \vec{M} como señal de salida, esta caja negra estará caracterizada por la ecuación de Bloch dada por:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = (\vec{M} \times \vec{B}) + (\vec{M} \times \vec{B}_1) - \frac{jM_x + jM_y}{T} - \frac{\vec{k}(M_z - IM)}{T}$$

Donde: γ es la constante giromagnética ya descrita con anterioridad e \vec{i} , \vec{j} , \vec{k} son vectores unitarios en las direcciones x , y , z , respectivamente.

Esta ecuación se obtiene al considerar el movimiento del vector "magnetización neto" (\vec{M}) alrededor de un campo magnético permanente (\vec{B}). (Ver fig 1.11)

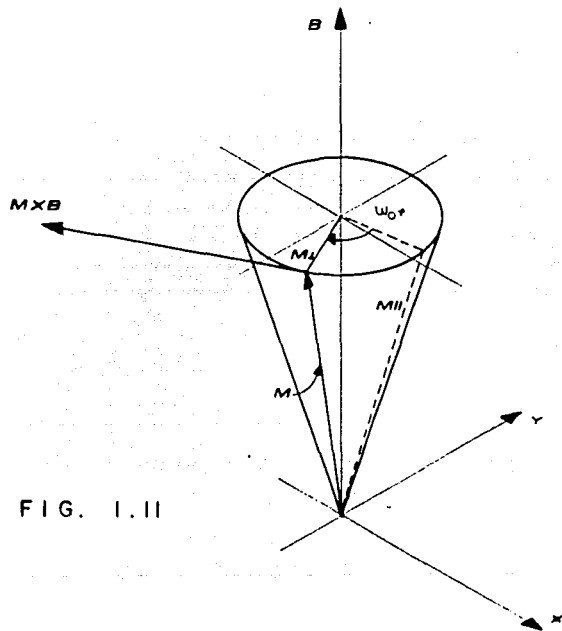


FIG. 1.11

El cambio con respecto al tiempo del vector "magnetización neto" esta dado por:

$$\frac{d \vec{M}}{d t} = \gamma (\vec{M} \times \vec{B})$$

Si consideramos componentes de \vec{M} en las direcciones X, Y, Z, obtenemos:

$$\frac{d M_x}{d t} = \omega_p M_y ; \quad \frac{d M_y}{d t} = -\omega_p M_x ; \quad \frac{d M_z}{d t} = 0$$

Donde ω_p es la frecuencia angular de precesión del protón o frecuencia de Larmor.

También se puede mencionar, que este movimiento se ha llamado como movimiento de precesión de Larmor.

Al incluir los efectos de un proceso de relajación se obtienen las ecuaciones de Bloch en sus componentes X, Y, Z. Estos efectos de relajación están caracterizados por los tiempos T1 y T2. Dichas ecuaciones se presentan a continuación:

$$\frac{d M_x}{d t} = \omega_p M_y - \frac{M_x}{T_2} ; \quad \frac{d M_y}{d t} = -\omega_p M_x - \frac{M_y}{T_2}$$

$$\frac{d M_z}{d t} = -\frac{(M_z - |\vec{M}|)}{T_1}$$

En este estudio se omiten las deducciones de dichas fórmulas. El lector podrá consultar las referencias de este

tema. Hasta el momento se han presentado las bases teóricas que al estudio de la RM se refiere. Con tales conocimientos el lector podrá entender más fácilmente los siguientes temas del texto.

CAPITULO 2

Descripción de un equipo de resonancia magnética.

Un equipo de resonancia magnética, es un equipo de tomografía* para la utilización en el diagnóstico médico. Este equipo está equipado con un imán de campo magnético cuya intensidad puede estar en un rango de 0.2 hasta 2 tesla y ha sido diseñado especialmente para la obtención de imágenes protónicas. Los cortes pueden realizarse en los sentidos axial, paraxial, sagital y coronal. Además es capaz de realizar espectroscopía en vivo así como angiografía no invasiva (ver glosario).

2.1 CONFIGURACION BASICA DEL EQUIPO.

En la figura 2.1 se muestra la configuración básica del equipo que consta de las siguientes partes:

Imán.

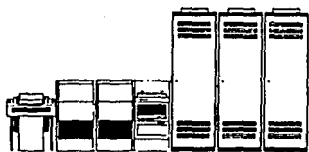
Blindaje antimagnético.

Bobinas de gradientes.

Cabina de radio frecuencia.

* Véase glosario

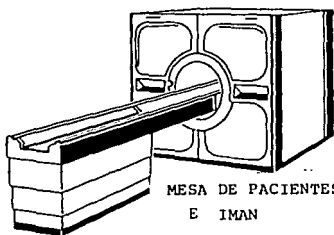
CONFIGURACION BASICA DEL EQUIPO



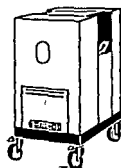
GABINETES DE COMPUTADORA



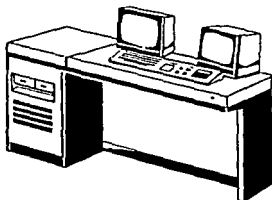
GABINETES DEL SISTEMA ELECTRONICO



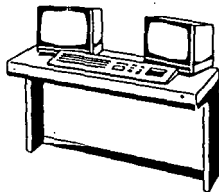
MESA DE PACIENTES
E IMAN



CAMARA
MULTIFORMATO



CONSOLA PRINCIPAL DE DIAGNOSTICO



CONSOLA SATELITE DE
DIAGNOSTICO.

FIG. 2.1

Sistema de radio frecuencia.

Sistema de cómputo.

Estas partes serán escritas en forma breve en el orden antes señalado.

2.1.1 IMAN.

Las bobinas que forman el imán pueden ser de niobio de titanio y se enfrían a una temperatura de aproximadamente 4 K, para lograr así un efecto superconductor. Para este propósito la bobina superconductora del imán es inmersa en un baño de helio líquido el cual es rodeado por alto vacío, recubierto por nitrógeno para proteger al sistema de radiación térmica (ver figura 2.2). De esta manera podemos crear un imán permanente porque los electrones no encuentran resistencia en su recorrido y por lo tanto solamente se necesita crear el campo magnético en la instalación del equipo. Los principales componentes del sistema magnético junto con el imán superconductor son:

Bobinas de compensación.

Fuente de energía para las bobinas de compensación e imán.

Sistema de enfriamiento por aire para fuentes de energía.

IMAN

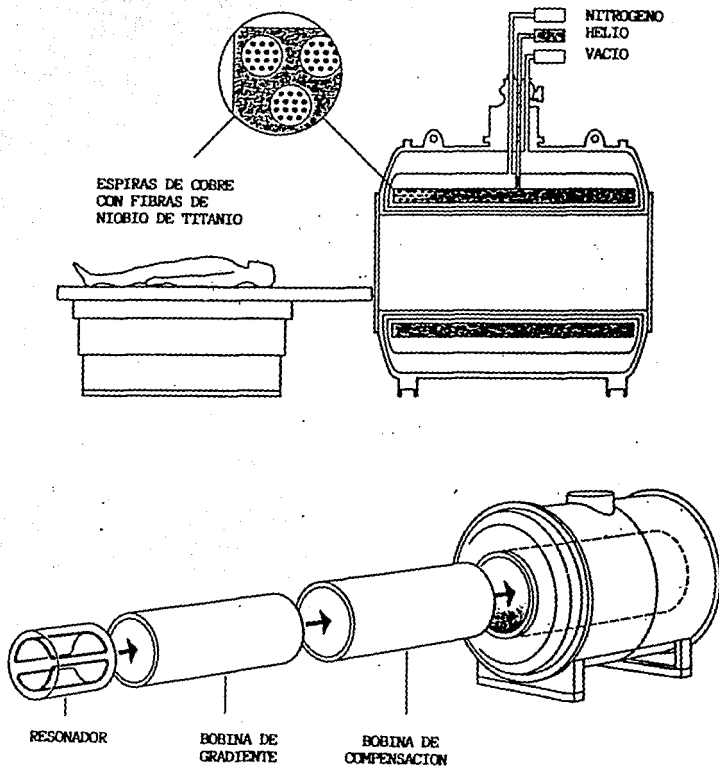


FIG 2.2

La homogeneidad del campo magnético principal es importante en la calidad de imagen. Entonces para optimizar dicha homogeneidad son usados sistemas de compensación, que pueden ser pasivos o activos:

Activo: que consiste en bobinas de compensación.

Pasivo: que consiste en cinturones cargados con placas de hierro.

2.1.2 BLINDAJE ANTIMAGNETICO

El blindaje (ver figura 2.3) tiene dos funciones principales:

1. Limitar el efecto de masa metálica alrededor del imán conservando la homogeneidad del campo magnético (elevadores, coches, trenes, ...).

2. Evitar la dispersión del campo magnético, el cual puede afectar a pacientes con marcapasos o con implantes mecánicos que se encuentren fuera del área donde se encuentra el equipo, así como cualquier equipo que maneje electrones (p.ej. equipos de rayos X, computadoras monitores, ...)

BLINDAJE

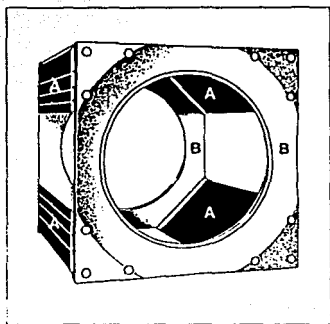


FIG. 2.3

Puede consistir en dos tapas terminales (B) y vigas (A) paralelas al eje magnético (ver figura 2.3).

Un blindaje óptimo depende de la selección adecuada del material que lo forma, así como del tallado y tratado especial en sus superficies. El imán puede ser ajustado mecánicamente con respecto al blindaje para encontrar el punto de máxima homogeneidad. La alta homogeneidad del campo magnético dentro del volumen para imagen no deberá ser cambiada.

Cabe mencionar que del blindaje pasivo descrito, existen además, también blindajes activos y mixtos

2.1.3 BOBINAS DE GRADIENTES.

Son tres conjuntos de bobinas orientadas en los sentidos X, Y, Z. La función de cada gradiente es permitir una pequeña variación lineal de campo magnético (aproximadamente 10 mT) que permite la selección espacial (selección de un corte), codificación de frecuencia y codificación de fase de un elemento de volumen.

2.1.4 CABINA DE RADIO FRECUENCIA.

En resonancia magnética se usan campos magnéticos de frecuencias altas (de 10 MHz a 100 MHz) para excitar el espín

nuclear. La frecuencia de excitación es igual a la frecuencia de precesión del espín nuclear, resultando una resonancia magnética. Después de la fase de excitación, se inducen señales del espín nuclear, detectadas por instrumentos de medición y evaluadas en computadora. La frecuencia de ésta señal inducida corresponde a la frecuencia de precesión del espín nuclear. Las bobinas de alta frecuencia requeridas para la excitación actúan como antena transmisora y receptora. Entonces hay dos fases separadas en el tiempo:

- la fase de transmisión, la cual genera el pulso de excitación.

- la fase de recepción, la cual mide la señal inducida resultante del espín nuclear.

La cabina de radio frecuencia (ver fig.2.4) tiene los dos siguientes propósitos:

1. Protección de interferencias que afecten al pulso de excitación durante la fase de transmisión

2. Prevenir de interferencias de alta frecuencia, que afecten la sensibilidad de los instrumentos de medición de la señal de resonancia magnética, durante la fase de recepción.

CABINA DE RADIO FRECUENCIA

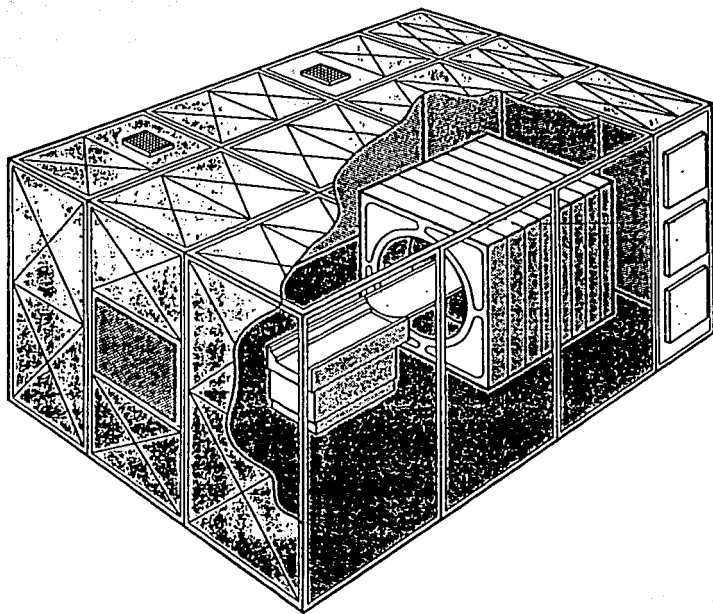


FIG. 2 . 4

2.1.5 SISTEMA DE RADIO FRECUENCIA.

Transmisor.

La sección de transmisión consiste en un generador de radio frecuencia que puede ser sintonizado en un amplio rango de frecuencia (pudiendo ser de 10 a 100 MHz). La flexibilidad de sintonización hace posible encontrar la frecuencia de resonancia que corresponde a la intensidad del campo magnético principal.

Definidas bandas de frecuencia (para la excitación de diferentes localizaciones de cortes y ancho de corte) son generadas por modulación de la frecuencia de resonancia.

Receptor.

La sección de recepción consiste en un preamplificador de bajo ruido el cual amplifica la señal de resonancia recibida. La intensidad de la señal depende del volumen excitado y de la antena receptora que se use. Antes que la señal sea convertida a digital es trasladada a un rango de bajas frecuencias, resultando de esto dos señales: la parte real y la parte imaginaria. La reconstrucción de imagen utiliza estas dos señales de baja frecuencia digitalizadas.

2.1.6 SISTEMA DE COMPUTO.

El sistema de cómputo está diseñado para la ejecución de rutinas de exploración, aplicaciones especiales e investigaciones.

Las funciones primarias del sistema son:

- Interpretación y ejecución de los comandos del usuario en modo multiusuario y multiprograma.

- Organización y control del sistema de mediciones, incluyendo adquisición de datos, procesamiento, cálculo de imagen, y modos de medición (con diferentes parámetros de adquisición) tales como:

Espín-eco.

Recuperación de inversión.

Multieco.

Eco de gradientes.

- Despliegue de datos sin procesar, datos de imagen y resultados en la consola de diagnóstico. Postprocesamiento,

incluyendo evaluación geométrica y estadística de la imagen.

- Fotografar y archivar imágenes gráficas
- Diagnóstico y monitoreo de los componentes individuales del sistema.

2.1.7 DIAGRAMA DE BLOQUES.

En la figura 2.5 se muestra un diagrama de bloques en el cual podemos ver el equipo desde un punto de vista funcional.

2.2 TECNICAS DE FORMACION DE IMAGEN.

2.2.1 SELECCION DEL CORTE.

La figura 2.6 muestra la excitación de protones en un corte de un volumen medido.

Durante el pulso de radio frecuencia, un campo magnético gradiente (campo gradiente) es superpuesto al campo magnético principal (eje z) gracias a las bobinas de gradientes.

La figura citada muestra como el campo magnético neto se incrementa linealmente gracias a la bobina de gradiente.

DIAGRAMA DE BLOQUES

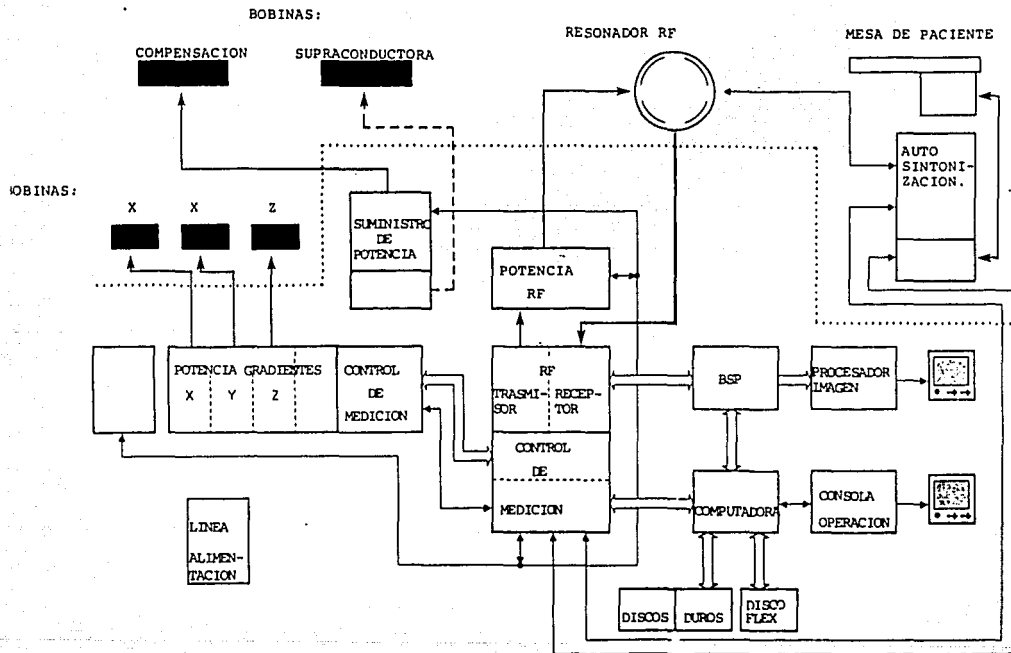
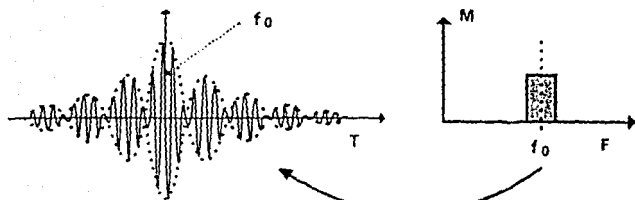
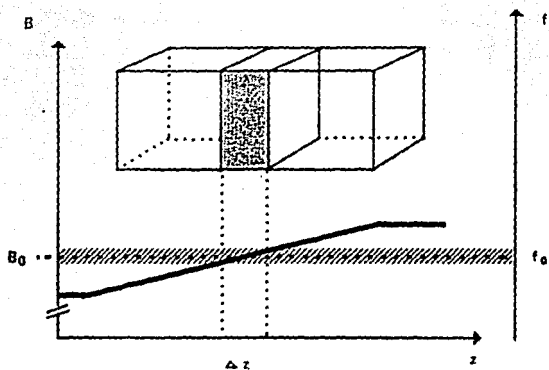


FIG. 2 . 5

SELECCION DEL CORTE



TRANSFORMADA
DE
FOURIER

FIG. 2.6

Entonces la frecuencia de Larmor de los protones depende de su posición en el eje Z. Solamente en el centro del campo magnético neto, tanto el campo magnético principal como la frecuencia de Larmor de los protones permanece sin cambio.

Para excitar los protones de solo un corte, es requerido un pulso de radio frecuencia con un ancho de banda calculado (Δf) y con una frecuencia central (f_0). Con el ancho de banda y por medio de la transformada inversa de Fourier es posible calcular la envolvente de la función sinc; la función sinc modula en amplitud a la portadora de frecuencia f_0 .

Esta señal (en el dominio del tiempo) junto con el campo gradiente excita solamente los protones del corte deseado.

La figura 2.7 muestra la variación del ancho del corte para diferentes intensidades de campo gradiente. Cortes más finos requieren un campo gradiente mayor en el mismo ancho de banda de radio frecuencia.

2.2.2 CODIFICACION EN FRECUENCIA.

La figura 2.8 muestra el vector de magnetización de los elementos de volumen en un corte excitado. Para la codificación en frecuencia es necesario que durante la lectura de la señal espín-eco un campo gradiente sea aplicado, por

ANCHO DEL CORTE

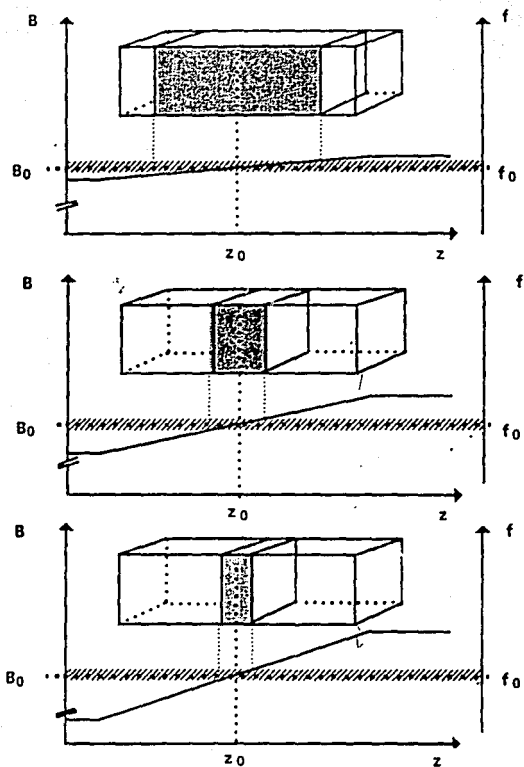
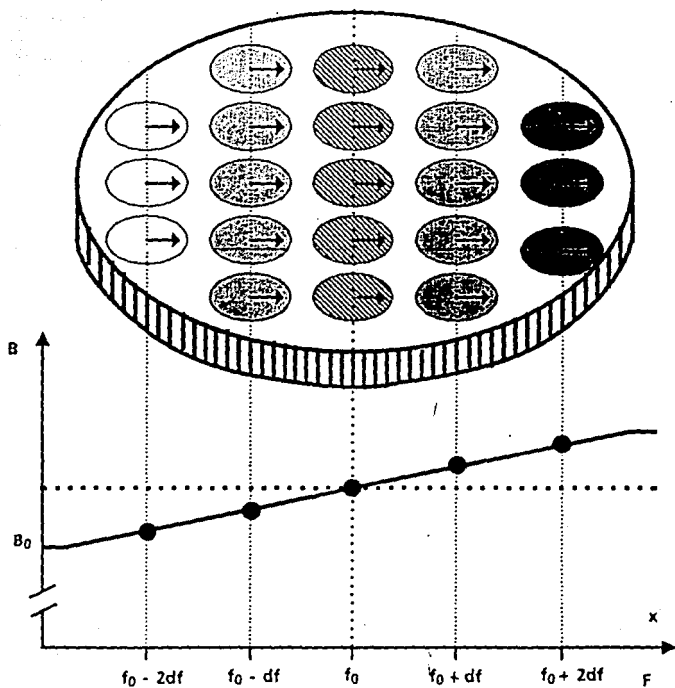


FIG. 2.7

CODIFICACION EN FRECUENCIA



$$f_x = \gamma \cdot (B_0 + G_x \cdot x)$$

FIG. 2.8

ejemplo en la dirección X (gradiente X).

En la columna $X=0$ el efecto del gradiente X es nulo. por lo tanto aquí la frecuencia de Larmor permanece sin cambio.

Gracias al campo gradiente X el campo magnético neto se incrementa linealmente en la dirección positiva del eje X, mientras decrece en la dirección negativa. Del mismo modo la frecuencia de Larmor de los protones varía en el eje X, así como la frecuencia del vector de magnetización de los elementos de volumen.

Las diferentes frecuencias de la señal espín-eco determinan la posición del elemento de volumen en el eje X.

Entonces los elementos de volumen de una columna tienen la misma frecuencia, y la amplitud de la señal espín-eco es determinada por el número de elementos de volumen en la columna correspondiente.

2.2.3 CODIFICACION EN FASE.

Para la localización bidimensional de los elementos de volumen de un corte, un campo gradiente (en este caso gradiente Y) es activado por un cierto período de tiempo, después de la

excitación del corte y antes de la lectura de la señal espín-eco. Antes de que el campo gradiente Y sea activado, todos los vectores de magnetización tienen la misma frecuencia y están en fase. Durante el período de tiempo activo del campo gradiente Y el vector de magnetización gira sobre el eje Y en diferentes frecuencias.

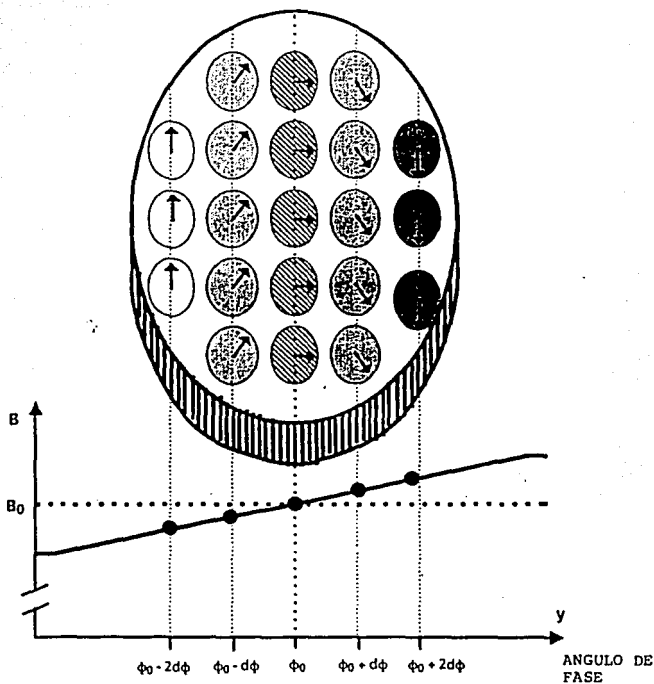
Después de que el campo gradiente Y es desactivado todos los elementos de volumen tienen la misma frecuencia otra vez, pero los vectores de magnetización están defasados en la dirección Y. Los grados de defasamiento dependen de la posición del elemento de volumen sobre el eje Y. Por la intensidad del campo gradiente y su duración (ver figura 2.9).

Si el ángulo de fase en el corte no fue mayor que 360° el cambio de fase para una frecuencia en la señal espín-eco puede determinar la posición del elemento de volumen en la dirección Y. En realidad el máximo ángulo de fase (A_y) produce un número de posibles posiciones del elemento de volumen relativo al eje Y. Entonces n mediciones deben ser llevadas a cabo para formar una imagen.

2.2.4 CAMBIO DE FASE.

La figura 2.10 muestra el cambio de fase del vector de magnetización después de la codificación en fase (referida al

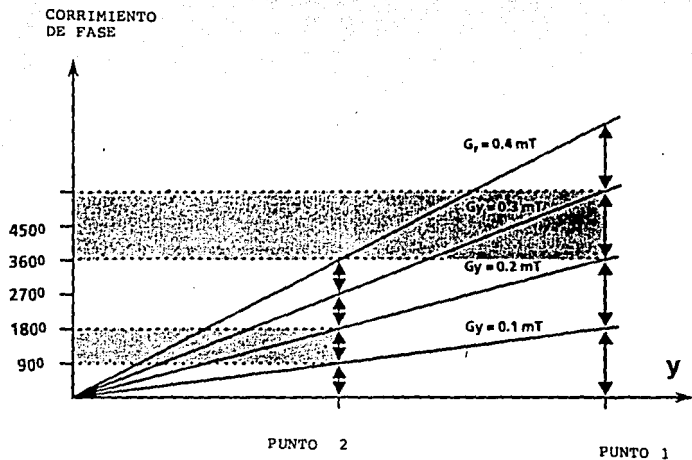
CODIFICACION EN FASE



$$\phi_y = \gamma \times G_y \times y \times \Delta t$$

FIG. 2.9

CORRIMIENTO DE FASE



$$\text{CORRIMIENTO DE FASE} = Y \times G_y \times Y \times T_y$$

FIG. 2.10

eje Y).

El cambio de fase es determinado por la posición del eje Y, y la duración del campo gradiente para la codificación en fase. Si la duración (dt) ha sido seleccionada en el punto 2, se tiene un cambio de fase de 90° con un gradiente de codificación en fase $G_y = 0.1$ mT. el cambio de fase en el punto 1 sera 180° (para una distancia doble). Un gradiente de codificación en fase $G_y = 0.2$ mT incrementa dos veces el cambio de fase del punto 2 por 90° , y del punto 1 por 180° .

Entonces el gradiente de codificación es incrementado o decrementado en pasos iguales de medición a medición en una secuencia espín-eco. El cambio de fase del vector de magnetización de un elemento de volumen, se incrementa o decremента en la misma proporción.

2.3 RECONSTRUCCION DE IMAGEN.

2.3.1 EJEMPLO DE RECONSTRUCCION DE IMAGEN (Por renglón).

La figura 2.11 muestra los tres intervalos de tiempo para una secuencia espín-eco: selección de corte, codificación en fase y codificación en frecuencia.

A continuación se muestra un ejemplo de reconstrucción de

RECONSTRUCCION DE IMAGEN

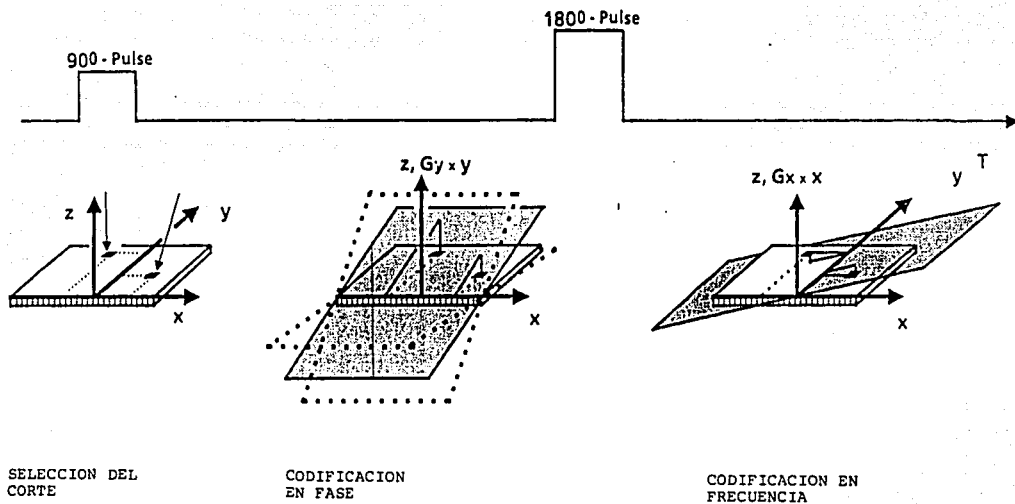


FIG. 2.11

imagen en un corte excitado mediante la transformada de Fourier, realizando n mediciones con diferente intensidad en el gradiente de codificación en fase y usando dos puntos del corte excitado.

La distancia de los puntos al eje Y es la misma, pero por codificación en frecuencia el campo magnético principal en el punto 1 es decrementado y en el punto 2 es incrementado en la misma cantidad. La distancia del punto 1 al eje X es dos veces la que hay del punto 2 al mismo eje. En el ejemplo todos los efectos de relajación son ignorados, entonces el vector de magnetización de ambos elementos de volumen giran en el plano X-Y con una amplitud constante, después de la excitación por un pulso de 90° . Así las señales del punto 1 y 2 son senoidales con una amplitud constante.

- Medición del punto 1

La figura 2.12 muestra las mediciones y el resultado de una secuencia espín-eco (9 mediciones) para el punto 1.

Durante las mediciones el vector de magnetización, (después del pulso de 90°) gira a la frecuencia del sistema (igual a la frecuencia de Larmor de los protones en el campo magnético principal B_0).

MEDICION DEL PUNTO 1

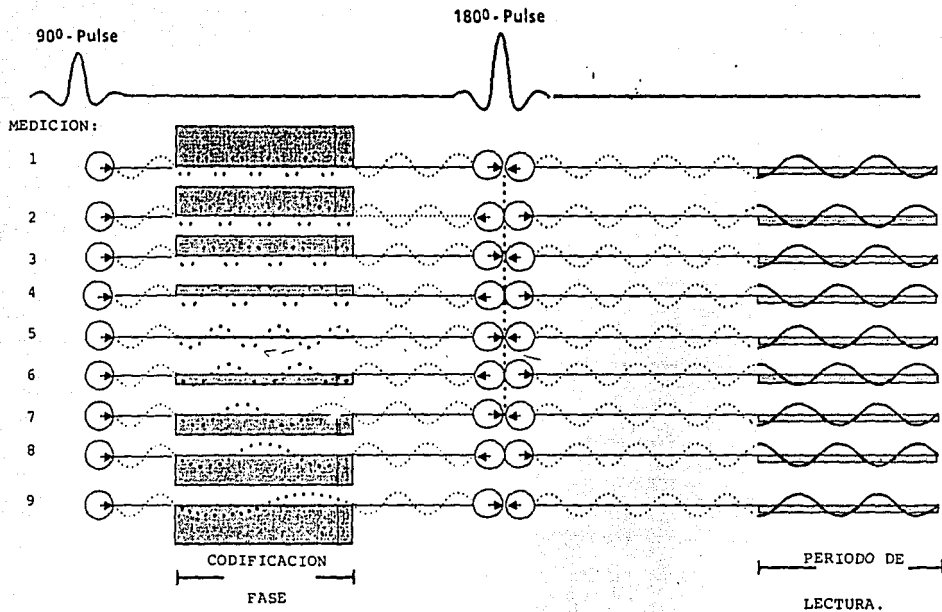


FIG. 2.12

Durante la codificación en fase un campo magnético adicional es aplicado, el cual cambia la frecuencia de Larmor del vector de magnetización. La magnitud del campo magnético adicional depende de la intensidad del gradiente de codificación en fase y de la posición relativa del punto 1 al eje X.

De las 7 mediciones que se muestran, el gradiente de codificación en fase no es activado para la quinta medición. Entonces en esta medición, el vector de magnetización gira siempre a la frecuencia del sistema, durante la codificación en fase.

Para las diferentes frecuencias de Larmor el vector de magnetización tiene diferente fase (por 180°) entre dos mediciones adyacentes al final de la codificación en fase.

Después de la codificación en fase y hasta la codificación en frecuencia el vector de magnetización gira a la frecuencia del sistema otra vez.

El pulso de 180° produce un cambio de fase de 180° .

Durante la codificación en fase el vector de magnetización, debido a su posición en el eje X, gira en una frecuencia menor que la frecuencia del sistema. Durante este

tiempo el vector de magnetización induce una señal de igual frecuencia y ángulo de fase en la bobina receptora.

- Medición del punto 2.

La figura 2.13 muestra el curso de la medición y señales para el punto 2.

Durante la codificación en fase las diferencias en el campo magnético, y así, en la frecuencia de Larmor de dos mediciones adyacentes, son menores porque la distancia es menor del punto 2 al eje X. Esta es la razón por la que dos señales adyacentes tienen un cambio de fase de 90° .

Debido a la posición en el eje X, la frecuencia de la señal es mayor que la frecuencia del sistema.

- Reconstrucción de imagen en el punto 1.

Durante la recepción, las señales son muestreadas en ciertos intervalos, son convertidas de analógicas a digitales y temporalmente almacenadas en una unidad de memoria en forma de matriz. Estos datos son llamados datos crudos. El número de renglones de la matriz de memoria es igual al número de muestras de la señal.

MEDICION DEL PUNTO 2

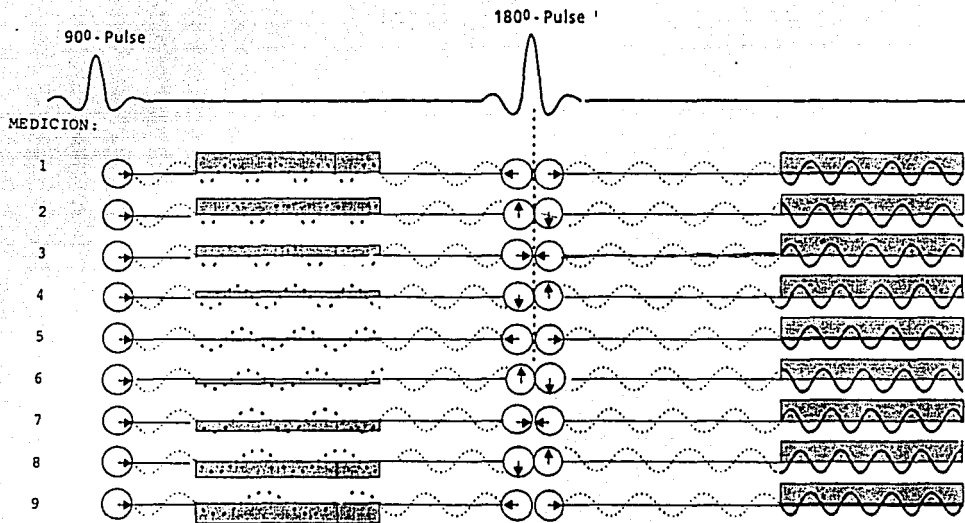


FIG. 2.13

En la figura 2.14 la matriz de la izquierda corresponde a los datos crudos del punto 1. Por medio de la transformada de Fourier la parte real e imaginaria de cada señal (una línea) es determinada y temporalmente almacenada dependiendo de la frecuencia en la parte real e imaginaria de la matriz.

El número de frecuencias discretas (igual a las columnas de la parte real e imaginaria de la matriz) corresponde al número de muestra. La columna de frecuencia correspondiente a la señal es casualmente escogida y determina la posición del punto 1 respecto al eje X. En la columna de frecuencia de la parte real de la matriz una variación periódica de los valores de amplitud pueden ser claramente observados. En las columnas siguientes los valores de amplitud corresponden a los valores del muestreo de una señal senoidal, cuya frecuencia determina la posición del punto 1 referida al eje Y.

- Reconstrucción de imagen del punto 2.

Después de la transformación del renglón del punto 2 los valores de la parte real e imaginaria son trazados en una columna de doble frecuencia porque son del doble de la frecuencia comparados con el punto 1.

Debido al corrimiento de fase de 90 grados de las señales del tiempo los valores de amplitud en las columnas respectivas

TRANSFORMACION EN RENGLON
(PUNTO 1)

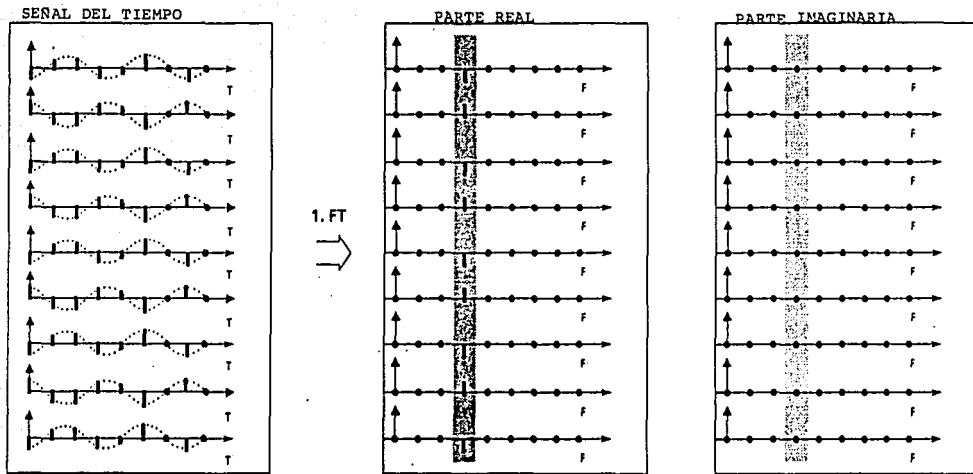


FIG. 2.14

varía con un periodo dos veces mayor comparado con el punto 1.

- Comparación de la transformación de renglón (punto 1/punto 2).

Como una comparación la figura 2.15 muestra la transformación del renglón del punto 2.

2.3.2 EJEMPLO DE RECONSTRUCCION DE IMAGEN (Por columna).

La figura 2.16 muestra una vista de un lado oblicuo de la matriz parte real del punto 1 en su lado derecho. En la siguiente transformación de columna los valores de amplitud de una columna corresponden a los valores discretos de una función del tiempo, y la frecuencia determina la posición del punto 1 en el eje Y.

La figura 2.17 muestra una vista oblicua de la matriz parte real del punto 2. Los valores de amplitud de la columna sombreada en gris dan por resultado una señal senoidal con la mitad de la frecuencia comparada al punto 1.

- Comparación.

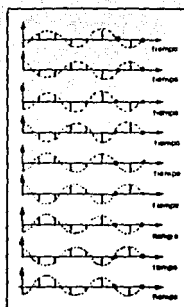
Como una comparación, la figura 2.18 muestra la matriz de la parte real del punto 1 en la parte superior y la matriz de

LINEA DE TRANSFORMACION (Punto 1)

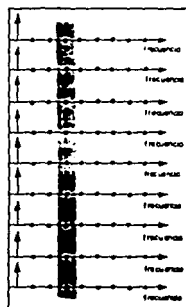
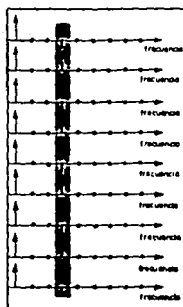
tiempo en funcion de la señal

parte real

parte imaginaria



LFT

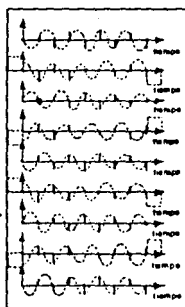


LINEA DE TRANSFORMACION (Punto 2)

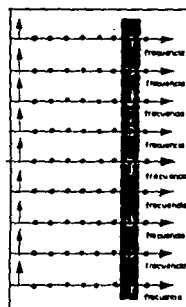
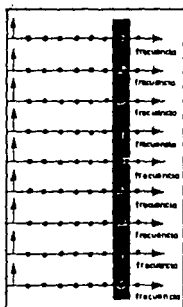
tiempo en funcion de la señal

parte real

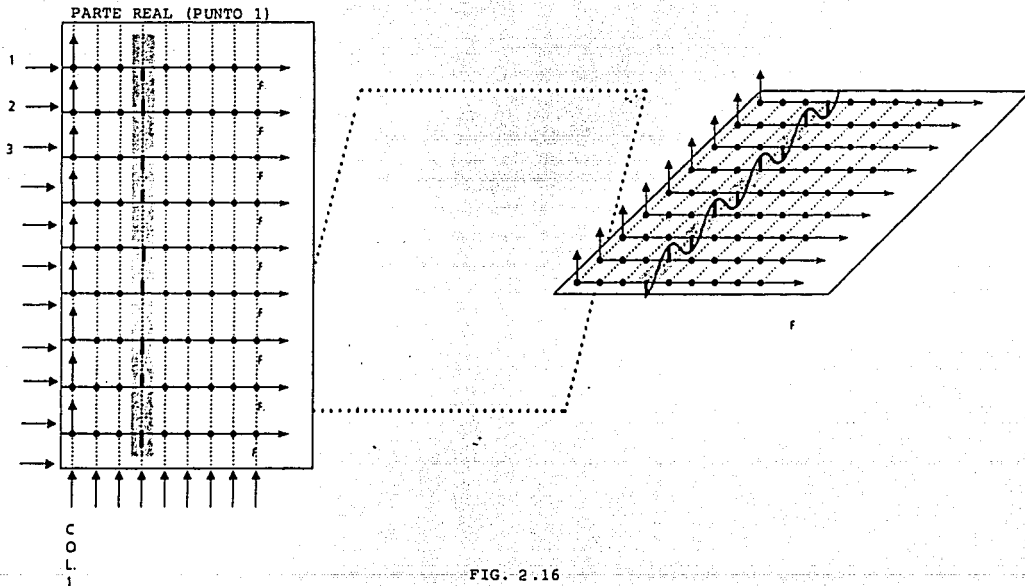
parte imaginaria



LFT



RECONSTRUCCION POR
COLUMNA



RECONSTRUICION POR COLUMNA

PARTE REAL (PUNTO 2)

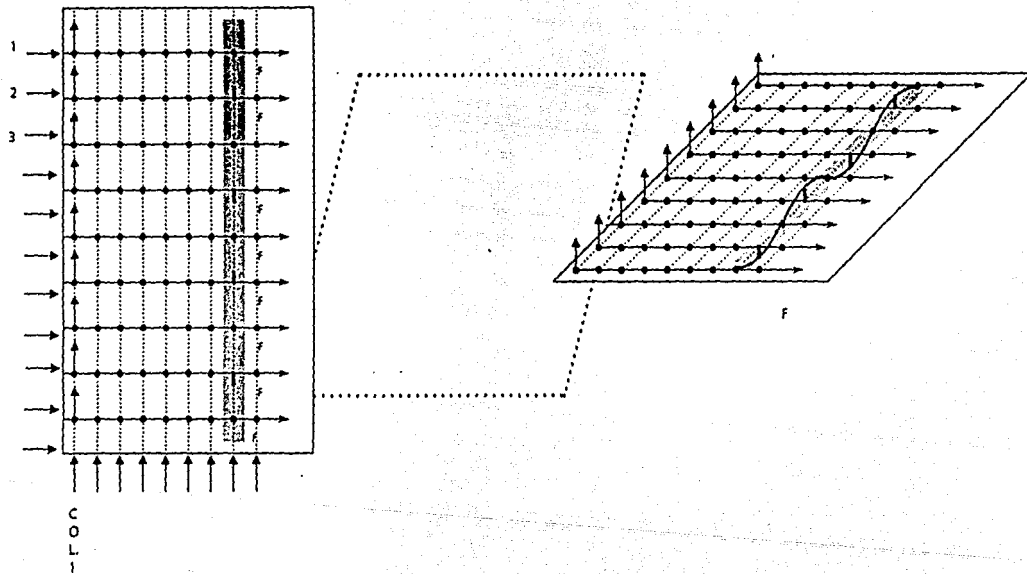


FIG. 2-17

COMPARACION DEL PUNTO 1 Y 2

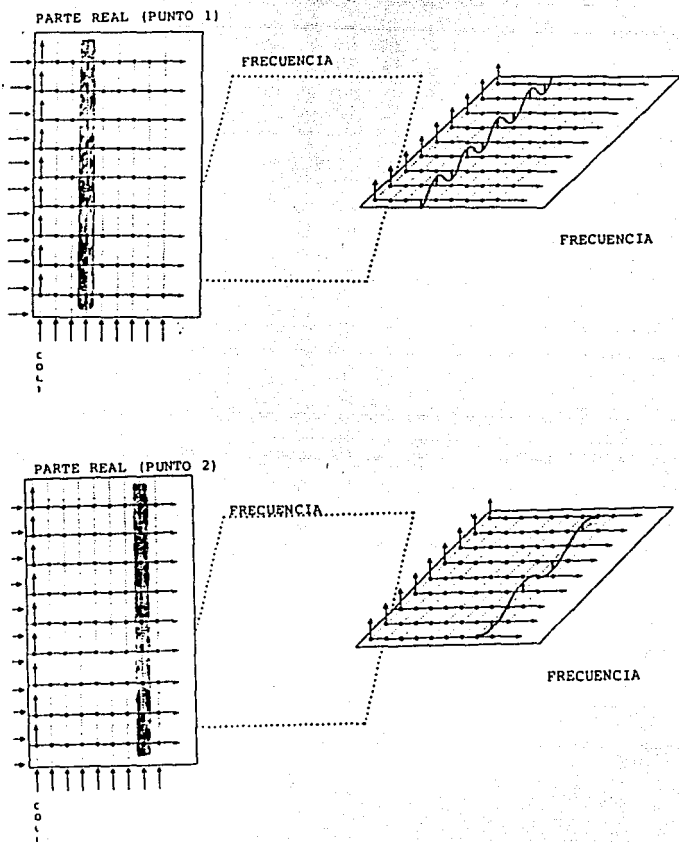


FIG. 2.18

la parte real del punto 2 en la parte inferior.

- Transformación de columna (punto 1).

La figura 2.19 muestra la transformación de columna del punto 1. Todas las columnas sin valores de amplitud determinan la no contribución en la columna correspondiente de las matrices parte real e imaginaria.

Solo la columna de frecuencia sombreada determina un valor negativo en la parte real, en la misma columna de la matriz parte real, debido al ángulo de fase (función coseno). La frecuencia de la señal determina la línea, y de este modo, la posición del punto 1 en el plano de frecuencia.

Debido al ángulo de fase el valor de la parte imaginaria es cero.

- Transformación de columna (punto 2).

La figura 2.20 muestra la transformación de columna del punto 2. La parte real e imaginaria son almacenadas en la cuarta línea a causa de la media frecuencia de los valores de amplitud.

Para una imagen la parte real e imaginaria no es

TRANSFORMACION EN COLUMNA (PUNTO 1)

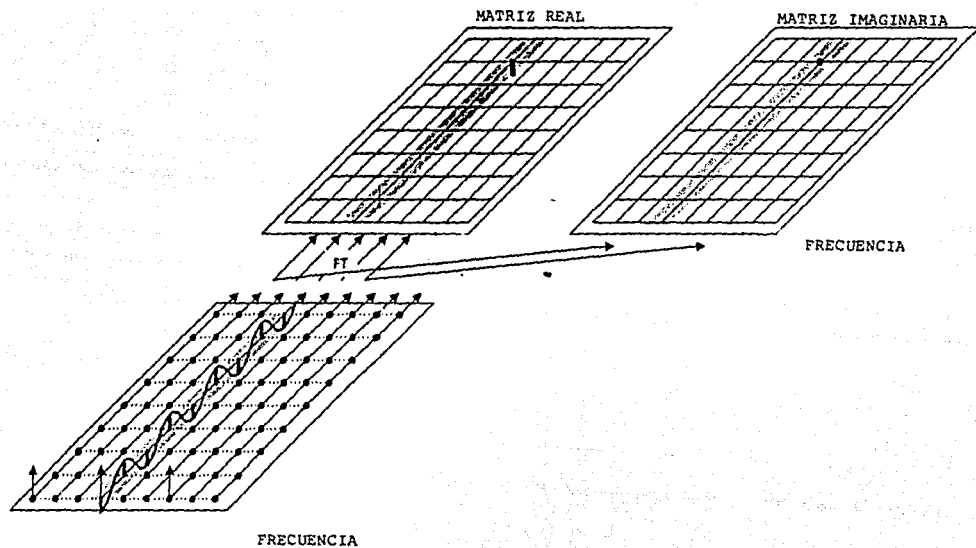


FIG. 2.19

TRANSFORMACION EN COLUMNA (PUNTO 2)

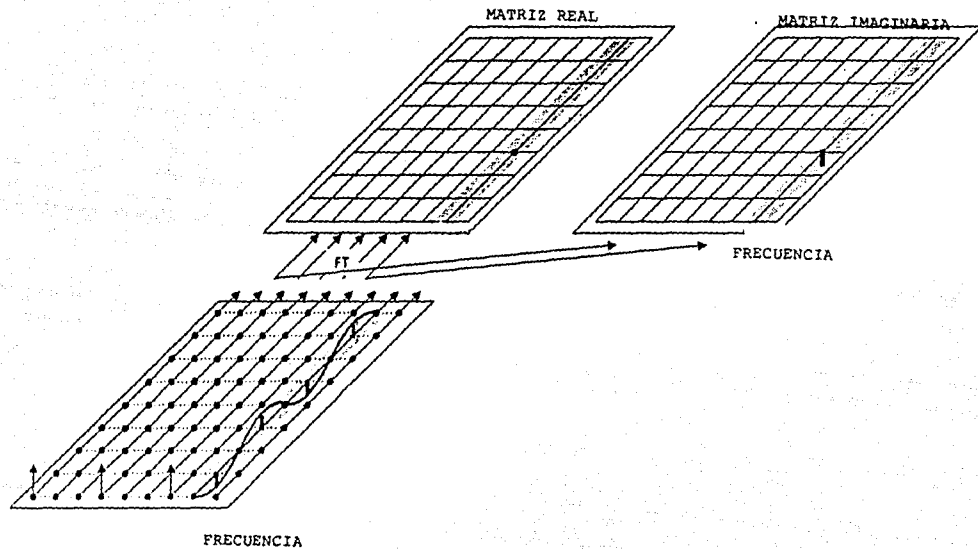


FIG. 2.20

desplegada, pero la amplitud de la señal, se puede obtener ya que es proporcional a la amplitud del vector de magnetización.

- Comparación.

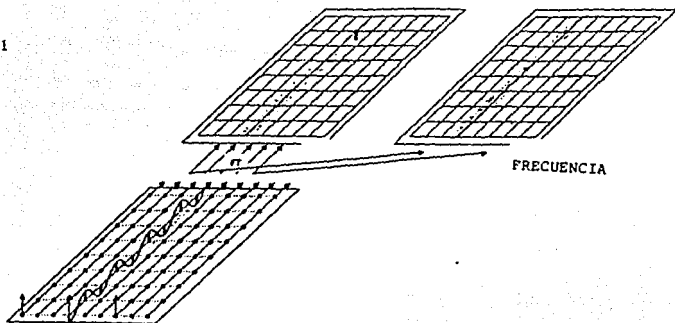
Como una comparación, la figura 2.21 muestra la transformación de columna del punto 1 en la parte superior y la del punto 2 en la parte inferior.

Cálculo final de imagen.

La figura 2.22 muestra como es calculado el valor absoluto de la matriz real e imaginaria. El valor absoluto es proporcional a la magnitud del vector de magnetización del elemento de volumen.

TRANSFORMACION EN COLUMNA

PUNTO 1



PUNTO 2

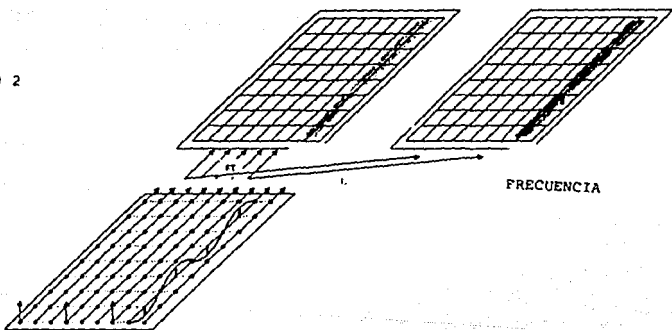


FIG. 2.21

CALCULO FINAL DE IMAGEN

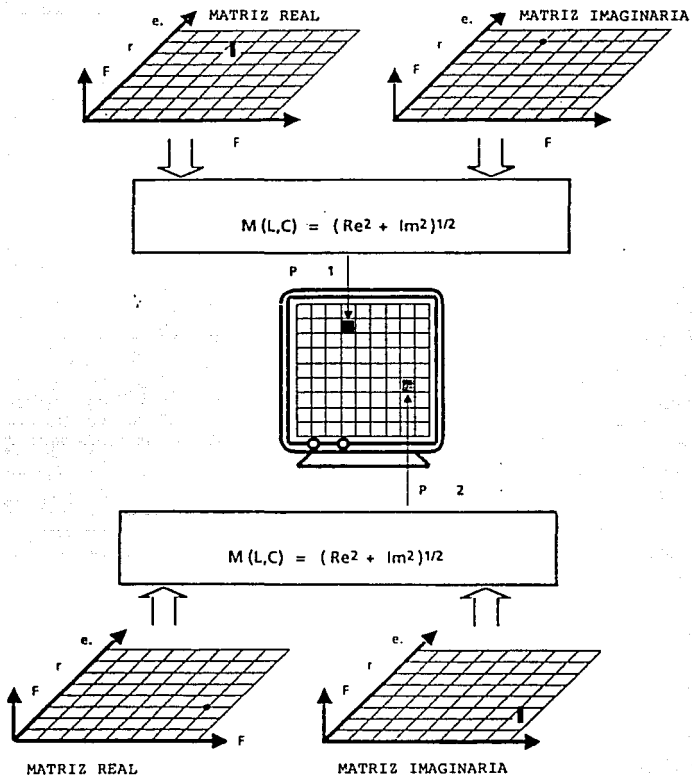


FIG. 2.22

CAPITULO 3

Preparativos y preinstalaciones

En los primeros capítulos se examinaron los principios en que se fundamenta la resonancia magnética (RM) y la tecnología empleada para la construcción de un equipo de RM aplicado a la biomedicina principalmente. En este capítulo se tratará la importancia que tiene un premontaje para la instalación de un equipo de RM, dentro de los aspectos más importantes se encuentran:

- Transporte del equipo: Donde se describen las normas y riesgos al transportar un equipo de resonancia magnética.

- Planeación y preparación de los cuartos: En esta sección se hablará de las construcciones o remodelaciones necesarias para el edificio y los cuartos donde se instalará el equipo de resonancia magnética.

- Cargas del piso para el imán: Es donde se colocará el imán para quedar fijo al piso

- Instalaciones diversas: Estas instalaciones son las de agua, de aire acondicionado y la instalación eléctrica; así

como los ductos y tuberías necesarias para estas instalaciones, la tierra protectora y el tubo de eliminación de gases (helio y nitrógeno).

- Costo estimado del premontaje: Aquí se analizará el costo producido por el premontaje. Los puntos anteriores corresponden a las partes que integran el premontaje los cuales se detallan a continuación.

3.1 TRANSPORTE DEL EQUIPO.

Para recluir la transportación del equipo completo de RM desde el lugar donde se halla adquirido, se deberá seguir un itinerario o secuencia de normas para evitar algún daño al equipo. Este itinerario deberá cubrir todos los posibles obstáculos durante la transportación del equipo, como pueden ser problemas con la altura de los contenedores, exceso en las dimensiones a lo largo y lo ancho del contenedor, etc.. Como se mencionó todas las partes se encuentran en contenedores lo que evita que se dañen o se golpeen durante la transportación al lugar donde se lleva a cabo la instalación del equipo. Para transportar las diversas partes del equipo de RM se llevan del lugar de compra al lugar de instalación en trailers (en ocasiones se transporta previamente en barco o en avión), de los cuales el que transporta la unidad del imán tiene un sistema especial de amortiguadores con el fin de protegerlo al

máximo para evitarle daños producidos por un golpe o por movimientos bruscos. El imán cuenta dentro del contenedor con un sistema de monitoreo para saber si ha sufrido o no algún golpe o un mal manejo del contenedor.

El almacenamiento de los componentes deberá hacerse en algún sitio que no sea húmedo o muy frío, ya que los sistemas de cómputo son muy susceptibles a los cambios de temperatura o humedad así como las vigas del blindaje del imán ya que se pueden oxidar o corroer.

No deberán ponerse cajas muy pesadas sobre las que contengan los sistemas de cómputo ni sobrepasar el límite en el número de estibamiento especificado para cada caja. Además durante los trabajos se deberán utilizar los rótulos que acompañan al sistema, en los que se hacen advertencias o se restringe el paso a personal no autorizado, estos rótulos deberán colocarse en un lugar visible. Para realizar el transporte del imán al interior del cuarto donde quedará permanentemente, deberá checarsse lo siguiente:

-Cargas del piso en el cuarto

-Que el piso de la cabina este completamente terminado.

-Determinar la ruta a seguir por el imán hasta el interior

del cuarto. Esto se refiere a lo siguiente: En algunos casos se debe abrir un hueco en uno de los costados de la pared donde se ubicara el imán para poder introducirlo, o se introduce por la parte de arriba y después se cierra el costado o el techo dependiendo de cual de las dos formas se halla introducido.

-Considerar todos los posibles obstáculos en el falso techo (en caso de haberlo introducido por un costado de la pared), durmientes, herramientas, etc.

3.2 PLANEACION Y PREPARACION DE LOS CUARTOS.

La planeación de los cuartos se hace en base a los espacios con que cuenta el terreno donde se realizará la construcción del edificio, las áreas de construcción para cada cuarto, o en caso de contarse con instalaciones, adecuarlas o modificarlas según las necesidades. Por lo cual, su distribución dependerá de las personas que estén a cargo de la obra civil en conjunción con la compañía distribuidora del equipo que indicará algunos factores a cubrir en relación a los materiales empleados. En la figura 3.1 se muestra una sugerencia en la ubicación de los cuartos.

Como este equipo trabaja con campo magnético y éste debe ser lo más homogéneo posible (a mayor homogeneidad mayor

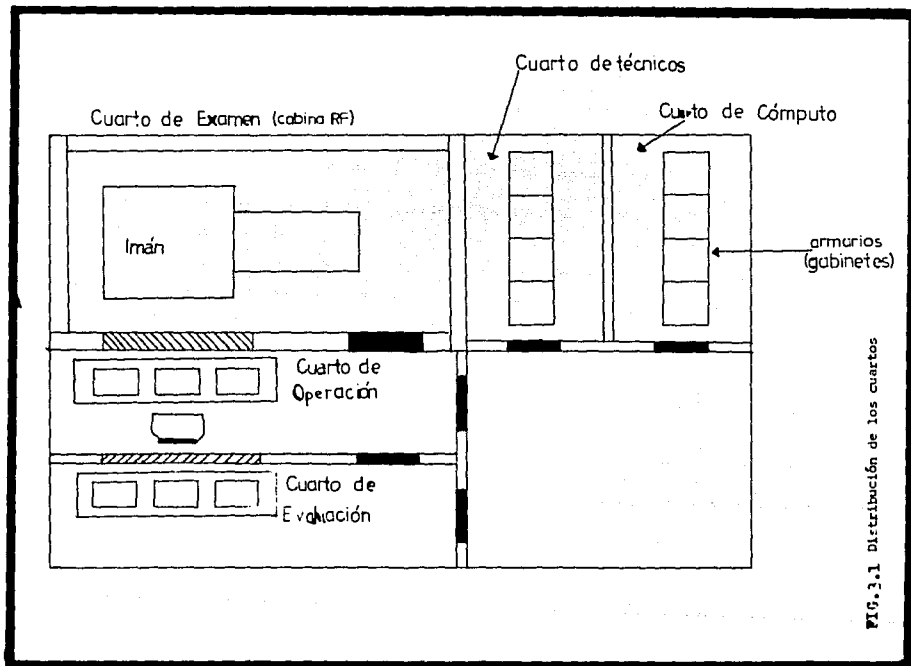


FIG. 3.1.1 Distribución de los cuartos

calidad de imagen) se deberá tener especial cuidado en la ubicación del cuarto del imán, ya que no se podrá instalar cerca de una sala de operaciones, estacionamientos, sistemas de microondas, etc. porque pueden modificar el campo magnético, o a su vez este puede acarrear riesgos si se encuentra cerca de una sala de operaciones, pues el material empleado en el instrumental médico es metálico y susceptible al campo magnético.

Los cuartos indispensables para la instalación del equipo son:

-CUARTO DE EXAMEN (Cabina de RF*)

En este cuarto se encuentran los siguientes accesorios:

Imán: Es el que produce un campo magnético homogéneo requerido para el proceso de excitación del espín nuclear.

Mesa de paciente: Es donde se coloca al paciente durante la exploración médica. La mesa es desplazada en la dirección horizontal y vertical.

Puerta de acceso: Es por la cual se introduce al paciente para su estudio médico.

Armarío de RF: Es donde se hacen las conexiones de los armarios del cuarto técnico al cuarto de examen, por ejemplo de las bobinas de gradiente del imán (cuarto de examen) al armario de gradientes (cuarto técnico)

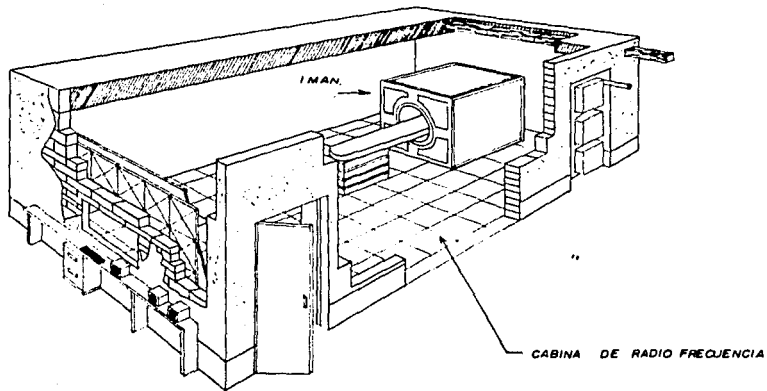
Pzro automático del imán: Es un sistema de seguridad, el cual se debe activar en caso de peligro o en caso de incendio. Se debe tener presente que aún cuando el sistema se apaga eléctricamente, el imán permanece excitado.

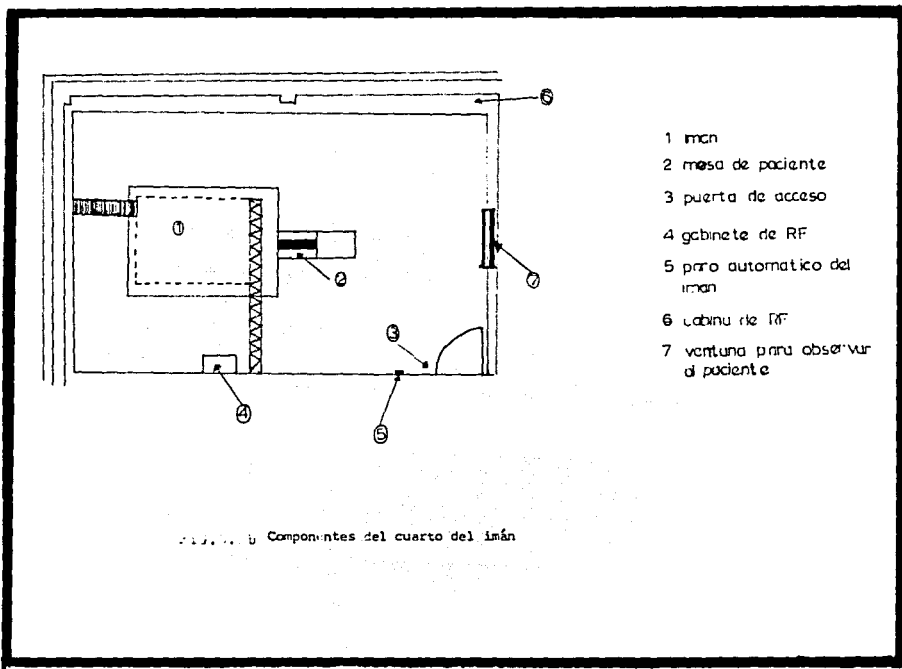
Camara de televisión: Sirve para observar al paciente durante su estudio médico

Panel: Es una ventana para la observación del paciente, el cual tiene una malla para evitar que crucen las ondas electromagnéticas

En la figura 3.2a se puede observar el cuarto de examen con la cabina de RF construida (véase capítulo 4 sección 4.1). En la figura 3.2b se muestra una vista superior mostrando sus componentes y en la figura 3.2c el cuarto con la puerta de acceso.

**FIG. 3. ASPECTOS DE LOS DETALLES EN LA CONSTRUCCION
DEL CUARTO DEL IMAN**

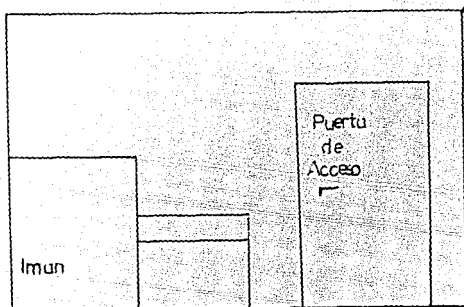




- 1 imán
- 2 mesa de paciente
- 3 puerta de acceso
- 4 gabinete de RF
- 5 prro automatico del imán
- 6 cabina de RF
- 7 ventana para observar al paciente

Fig. 1.1. b Componentes del cuarto del imán

Fig. 3. Acceso al cuarto del Imán



Monitor

Consola de
Control

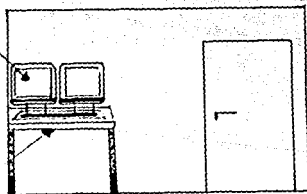


Fig. 4. Cuarto de operación

-CUARTO DE OPERACION (cuarto para el manejo del imán)

El cuarto de operación está compuesto de las siguientes partes:

Consola de control: Es el sistema que se encarga de procesar las señales provenientes del imán para transformarlas en imágenes. La electrónica para la reproducción puede estar contenida externamente o en el sistema de cómputo. El sistema se puede extender a otras consolas para su operación.

Consola de disco: Esta consola es la que trabaja con disco duro o flexible para guardar la información de cada paciente.

Monitor: El monitor es usado para seleccionar la reproducción de la imagen de acuerdo a la medida de selección, el ancho de banda y el color. En la figura 3.3 se muestra este cuarto.

-CUARTO TÉCNICO Y DE COMPUTO

Los componentes de este cuarto son:

Armarios de control y señal de RF: En estos armarios se

encuentran los circuitos que van a controlar las señales provenientes del imán (que son las señales de las bobinas de gradientes)

Armarios del procesador de imagen: Es donde se encuentran los circuitos electrónicos que transformarán las señales provenientes del imán a señales que se pueden observar en forma de imágenes.

Computadora y armarios de expansión: Este sistema trabaja todas las señales y las procesa necesitando en ocasiones de una capacidad de memoria muy grande para lo cual se utilizan los módulos de expansión.

Impresora: Es la que imprime los datos más relevantes de un estudio médico realizado a un paciente.

Módulo de apagado y encendido: Este módulo enciende y apaga el sistema para su operación.

Armario de distribución de energía eléctrica: Es el que distribuye el voltaje a todos los gabinetes (armarios) del sistema.

Armario de gradientes: Es el que se encarga de seleccionar el corte de acuerdo con la posición de las tres

bobinas contenidas en el imán, las cuales están en la dirección X, Y y Z.

Armarío de compensación: Es el sistema que indica el nivel de criogénicos (helio y nitrógeno).

Ventilación de gradientes: Este sistema sirve para mantener a una temperatura fija las bobinas de gradientes del imán.

Ventilación del paciente: Este sistema sirve para mantener una corriente de aire continua para el paciente. En la figura 3.4 se muestra el cuarto de cómputo.

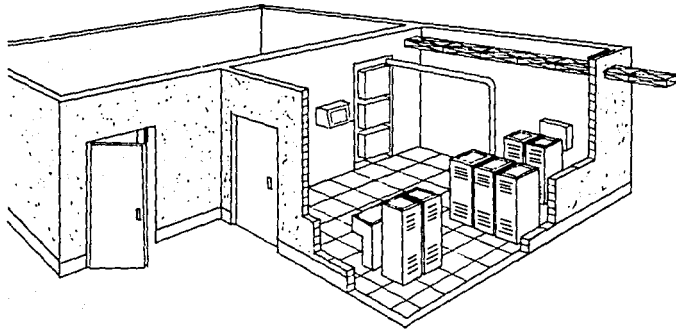
Los cuartos secundarios para el premontaje (que en muchos casos no son necesarios, ya que se puede contar con ellos para estudios de rayos X, estudios médicos generales, etc.) son los siguientes:

- Cuarto de examen médico.
- Cuarto obscuro.
- Recepción.
- Cubículos, cuarto de espera y baño.

En relación a la planeación se deberá tomar en cuenta el espacio requerido para los componentes en cada cuarto ya que se deberá tener un mínimo de área construida para evitar que los

CUARTO DE COMPUTO

219.3.4



componentes queden muy juntos y, de esta manera, se pueda maniobrar con la mayor libertad posible.

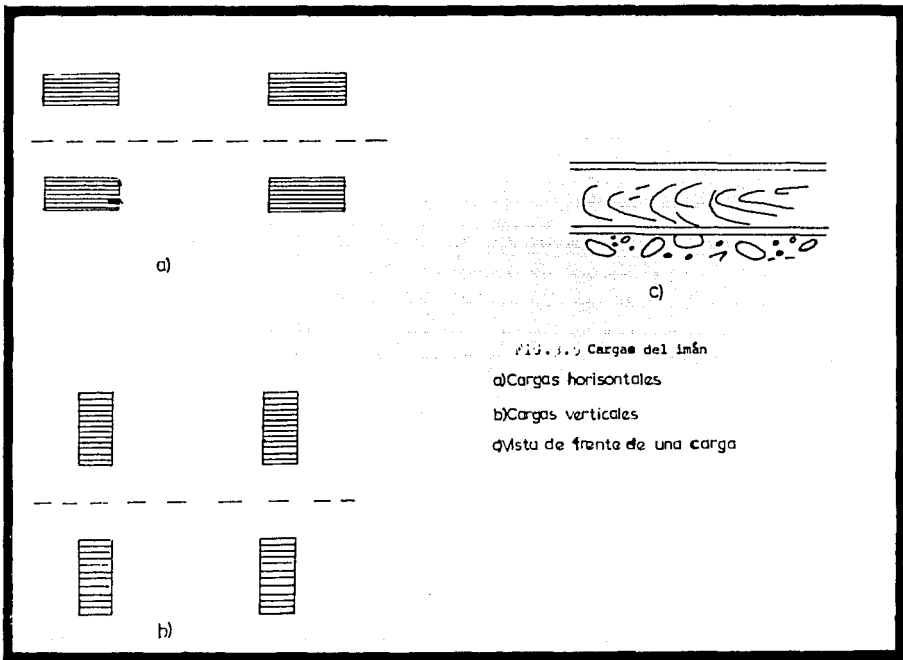
3.3 CARGAS DEL PISO PARA EL IMAN.

Las áreas de carga se utilizan para colocar el imán y fijarlo al piso, estas áreas deberán soportar el peso del imán mas el del blindaje (véase el capítulo de montaje). Los dos materiales mas comunmente empleados son los de madera comprimida (conglomerado) y el plástico. El empleo de cualquiera de estos materiales dependerá de las condiciones del piso y del costo. En la figura 3.5 se muestra la posición en la que se colocarán estas áreas de carga para el imán. Es importante que estas áreas de carga se encuentren antes de introducir el imán, la fijación se realiza por medio de pernos amagnéticos.

3.4 INSTALACIONES

3.4.1 INSTALACION HIDRAULICA

La instalación hidráulica se utiliza para enfriar los módulos de potencia contenidos en los armarios (por ejemplo el de gradientes), en donde se disipan grandes cantidades de calor. Puesto que el agua enfriará los módulos, se deberá manejar a temperaturas menores de los 20 °C, supongamos que el



módulo de gradientes disipa una temperatura de 35°C y el agua se maneja a 18°C, nosotros sabemos de la termodinámica que existe una transferencia de calor de un medio a otro produciéndose una diferencia de temperatura de 17 °C, indicándonos que la temperatura de 35 °C del módulo de gradientes es ahora inferior y por consiguiente se obtuvo un enfriamiento de dicho módulo. Al trabajar el agua a temperaturas menores a 20°C se obtiene un enfriamiento en todos los módulos considerablemente y si la temperatura es superior a los 20°C este enfriamiento será mucho menor. El agua al distribuirse por todos los módulos de potencia aumenta su temperatura haciéndose necesario condensarla para volver a utilizarla (o desalojarla), almacenándola en un tanque el cual debe tener un medidor de nivel para las pérdidas de agua que se tengan durante la condensación. En algunos sistemas para no utilizar un condensador se emplea un refrigerante (como el utilizado para el radiador de los automóviles) para reutilizar el agua. En la figura 3.6 se muestra una parte del sistema mostrando el enfriamiento de un conjunto de armarios.




3.4.2 INSTALACION ELÉCTRICA.

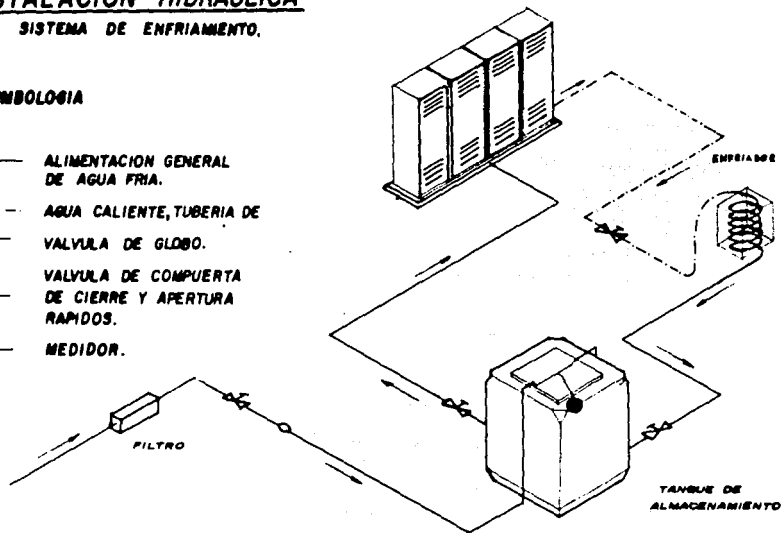
La instalación eléctrica provee de energía a todo el sistema por medio de un armario de potencia eléctrica donde se suministra a cada módulo para su operación.

INSTALACION HIDRAULICA

SISTEMA DE ENFRIAMIENTO.

SIMBOLOGIA

- ALIMENTACION GENERAL DE AGUA FRIA.
- - - AGUA CALIENTE, TUBERIA DE
-  VALVULA DE GLOBO.
-  VALVULA DE COMPUERTA DE CIERRE Y APERTURA RAPIDOS.
-  MEDIDOR.



Este voltaje no debe sufrir variaciones muy pronunciadas (es decir, la regulación de línea deberá ser lo mas pequeña posible) ya que el sistema de cómputo como el imán son muy susceptibles a dichos cambios. En el interior y en el exterior de la cabina de RF los cables para su localización están divididos en tres grupos:

a) Cables de control y señal, cable de RF y cable de compensación.

b) Cables de potencia.

c) Cables de gradientes.

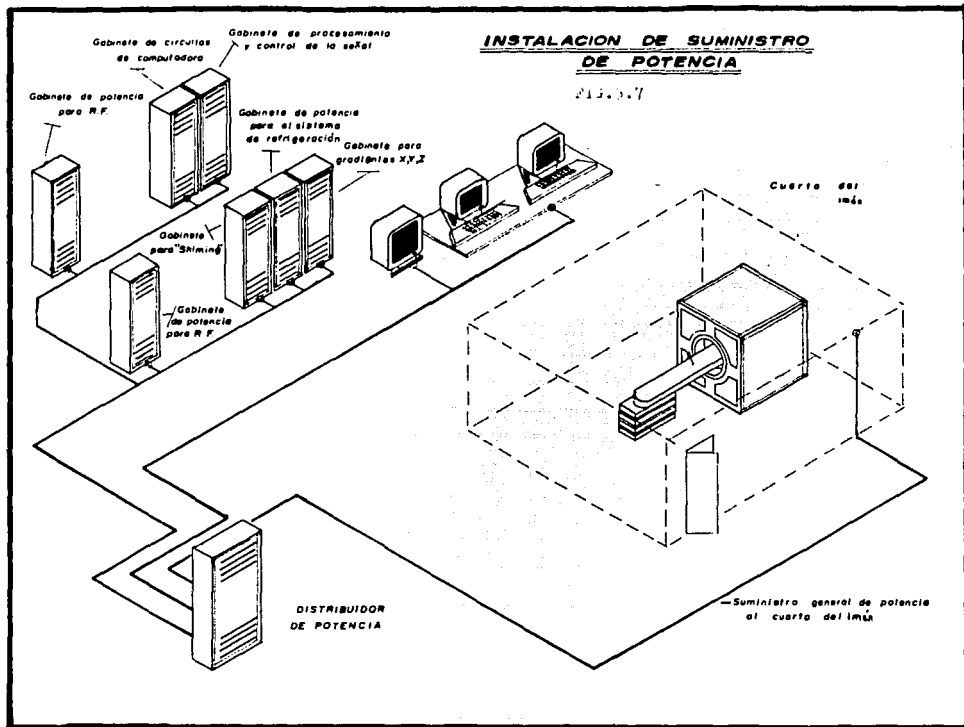
Por medio del armario de RF se hacen las conexiones del cuarto de examen (donde se encuentra el imán) al cuarto técnico (donde se encuentran las demás partes del sistema). En la figura 3.7 se muestra la instalación eléctrica del cuarto de cómputo, de control, y del cuarto de examen.

3.4.3 AIRE ACONDICIONADO.

El sistema de aire acondicionado se emplea para mantener a una cierta temperatura las bobinas de gradientes, así como el cuarto de cómputo y el cuarto de examen. La unidad neumática con que se cuenta para este sistema de aire acondicionado se

INSTALACION DE SUMINISTRO DE POTENCIA

Fig. 5.7



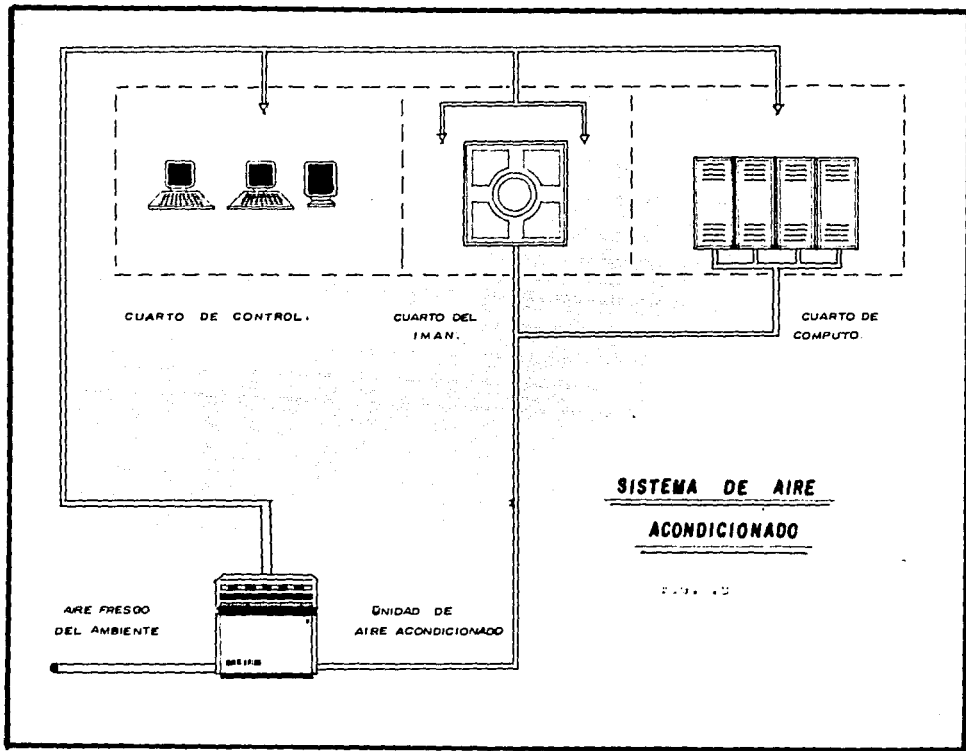
emplea además para mover los interruptores neumáticos que tiene el imán (estos interruptores sirven para operarlo) ya que no puede ser operado con relevadores por producir un pequeño campo magnético que nos modificará el campo generado por el imán. El sistema de interruptores neumáticos controla todas las funciones del imán sin necesidad de utilizar algún sistema eléctrico. En la figura 3.8 y 3.9 se muestran los sistemas de aire acondicionado para los cuartos y para el enfriamiento (por agua) del sistema de gradientes.

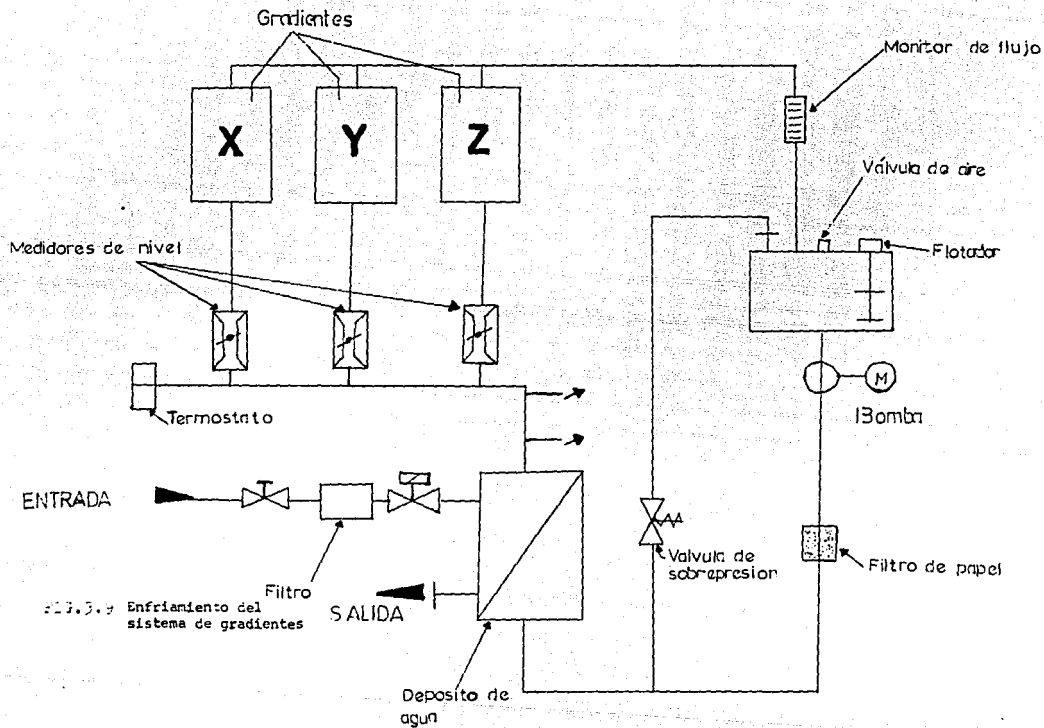
3.4.4 INSTALACION DE LA TIERRA PROTECTORA

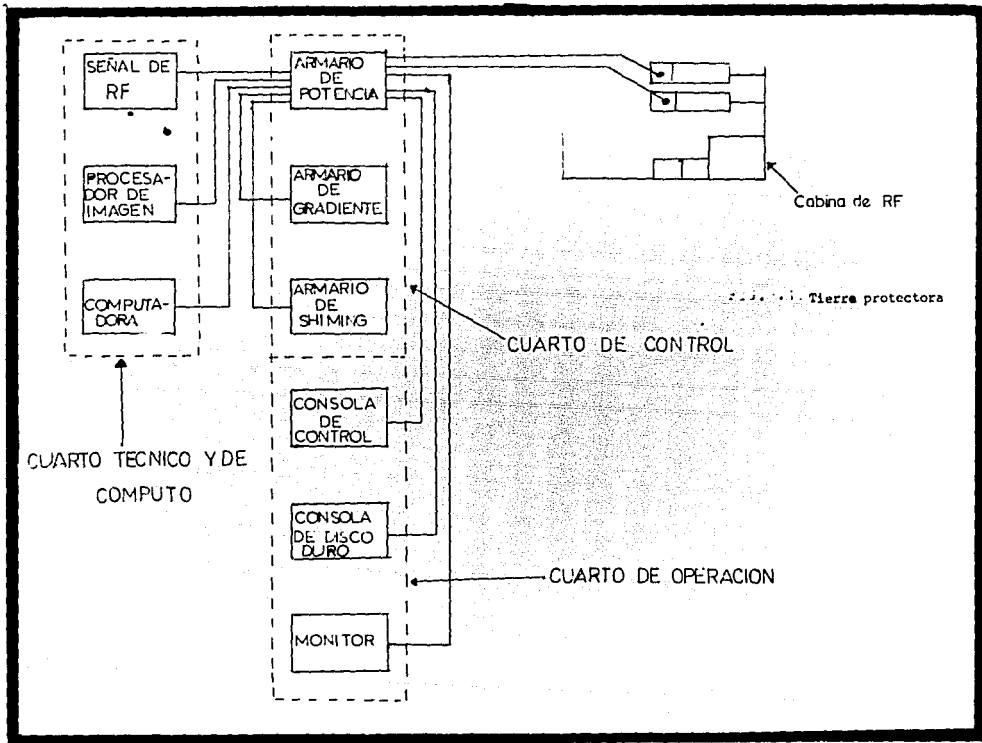
Esta tierra corre paralela a todo el cableado de potencia así como está conectado a todo sistema metálico (por ej. a la cabina de RF, a la mesa del paciente, a los armarios, al imán, etc.). Esta tierra se utiliza para evitar diferencias de potencial entre la tierra física del sistema y la tierra física del edificio. Esto es muy conveniente cuando existen tormentas eléctricas. En la figura 3.10 se muestra la conexión de la tierra protectora.

3.4.5 TUBO DE DESALOJO DE GASES.

Este tubo sirve como desalojo de los gases para evitar que se acumulen en la sala de estudio y desplacen el oxígeno. Esta







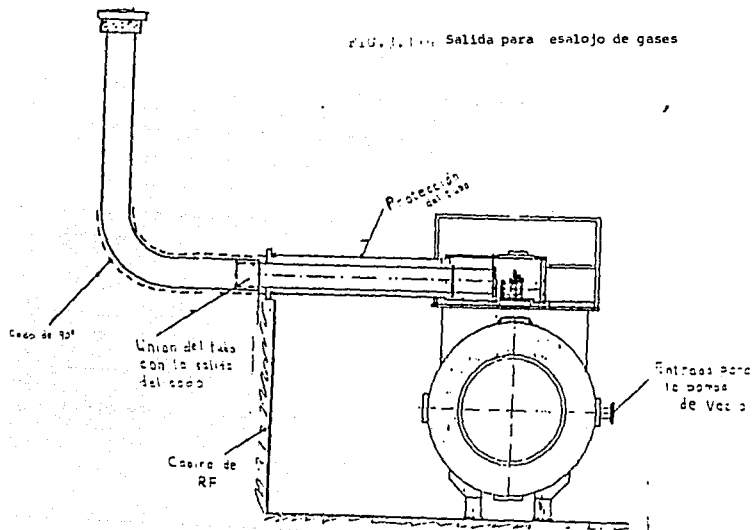
acumulación puede ser rápida en caso de pérdida repentina del efecto de superconducción lo cual vaporiza rápidamente los criogénicos. Este tubo puede ser cilíndrico o circular, y su longitud dependerá del campo magnético que maneje, incluyéndose en esta longitud si es recto, de 90 grados o de 45 grados; en caso de tener ángulo de inclinación, en la parte donde hace el codo deberá estar perfectamente empalmado para evitar fugas, así como la unión existente entre la cabina de RF y la salida de este tubo. En la parte superior este tubo deberá tener alambre de malla para evitar la entrada de hojas, roedores o cualquier otro elemento que pueda bloquear la salida de los gases, si se puede contar con un pequeño techo que cubra esta pequeña chimenea evitará la entrada de agua. En la figura 3.11 a y b se muestra la salida desde el imán hasta la chimenea, y el codo (en caso de tener ángulo).

3.5 DUCTOS Y TUBERÍAS.

3.5.1 TUBERÍAS PARA LA INTALACION HIDRAULICA.

Para la instalación de agua se deberán usar tuberías de acuerdo al flujo másico (gasto) y a la presión en el lugar de la instalación.

FIG. 1.114. Salida para esalajo de gases



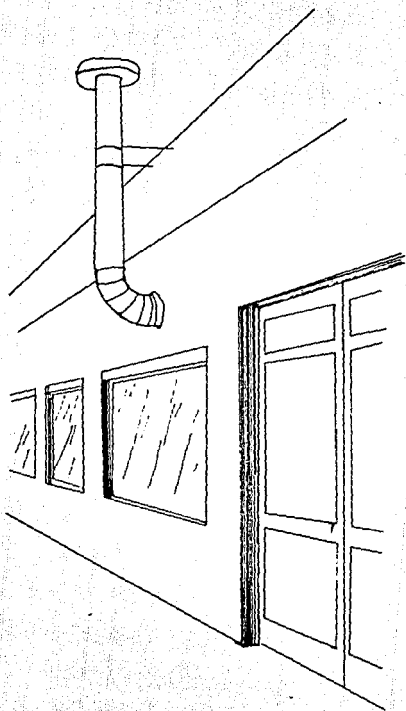


Fig. 5.1. Tubo para desalojo de gases

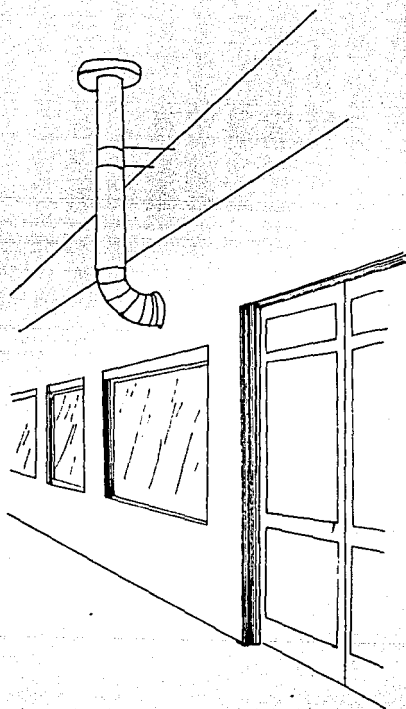


Fig. 3. Tubo para desalojo de gases

3.5.2 DUCTOS PARA LA INSTALACION ELECTRICA.

En el cuarto de cómputo como se tiene un falso piso las conexiones eléctricas van internamente sin necesidad de un ducto pero en forma ordenada. En el caso del alumbrado de los cuartos se emplea ducto de plástico (poliducto).

3.5.3 DUCTOS PARA EL AIRE ACONDICIONADO.

Los ductos empleados para el aire acondicionado deberán ser adecuados para manejar la cantidad de RTU/Hr de acuerdo al área de cada uno de los cuartos que así lo requieran. Y en el caso de los interruptores neumáticos del imán deberán manejar los psi adecuados.

3.6 COSTO ESTIMADO DEL PREMONTAJE.

Para realizar el costo del premontaje se deberán suponer algunos valores los cuales dependerán del tipo de cambio así como de las depreciaciones o inflaciones ocurridas. Si el terreno cuenta con 200 metros cuadrados sin construcción, un valor promedio en cualquier lugar de la república Mexicana es de \$900,000.00 pesos/metro cuadrado. Y si se cuenta con instalaciones por la remodelación serán \$600,000.00 pesos/metro cuadrado. El gasto producido por la grúa, transportación, etc.

es de aproximadamente \$25 millones de pesos, el costo de adquisición del equipo es de \$3000 millones de pesos con dos opciones, ahora si el impuesto por importación es del 8% (aproximadamente), el costo del premontaje se resume en la siguiente tabla:

Suponiendo que no se cuenta con instalaciones

Construcción $200 \times (900.000) = 180$ millones de pesos

Unidades extras 25 millones de pesos

Costo del equipo 3000 millones de pesos

% de importación 240 millones de pesos

TOTAL 3445 millones de pesos

Suponiendo que se cuenta con instalaciones

Remodelación $200 \times (600.000) = 120$ millones de pesos

Unidades extras 25 millones de pesos

Costo del equipo 3000 millones de pesos

% de importación 240 millones de pesos

TOTAL 3385 millones de pesos

CAPITULO 4

Montaje de un equipo de resonancia magnética

En el capítulo anterior se trataron los tópicos relacionados con un premontaje. En este capítulo se tratará todo lo referente al montaje de un equipo de resonancia magnética nuclear (RMN). La manera en que se desarrollara cada punto relacionado al montaje es:

- Cabina de RF.
- Unidad básica del imán.
- Instalación de bobinas.
- Instalación mecánica.

A continuación se detallan estos puntos, los cuales, involucran diferentes aspectos como son: las necesidades de una cabina de RF, ensamblado de la cabina, tipos de cabinas, partes que componen el imán, bobinas de RF, bobinas de gradientes, fijación de los armarios, etc..

4.1 MONTAJE DE CABINA DE RADIO FRECUENCIA

4.1.1 CABINAS MODULARES Y CABINAS SOLDADAS

De los tipos de cabinas más frecuentemente usados tenemos las cabinas modulares y las cabinas soldadas.

Las cabinas modulares son aquellas que constan de paneles ensamblables entre si, cada panel tiene un armazón provisto con un perfil, el cual tiene un área de contacto para otro panel individual el cual es afianzado con un perno de fabricación especial (amagnético) constando de una roldana y una tuerca para poder ejercer una presión a ambos perfiles, entre ambas áreas de contacto de los paneles se coloca una lámina (arrugada uniformemente) para evitar que se tengan pequeñas grietas entre ambos paneles.

Este contacto entre ambos paneles es de mucha importancia para evitar que se introduzcan senales de RF, puesto que si la unión se hace únicamente entre ambos perfiles se tendrán pequeñas zonas no empalmadas, aún cuando el perno este lo más apretado posible.

En la figura 4.1.a se muestra la cabina ensamblada y en la figura 4.1.b algunos de los paneles de la cabina.

UNITED STATES PATENT OFFICE

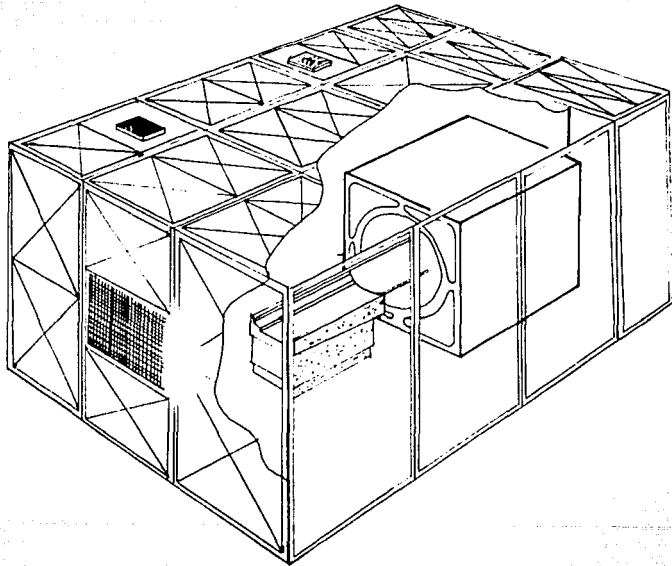
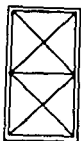


FIG. 1

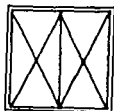
Panel lateral



Panel de la ventana de observación



Panel del techo



Paneles frontales



Panel del piso



Fig. 10 Paneles de la cabina de radio frecuencia

Las cabinas soldadas son similares a las cabinas modulares, solo que el empalme se hace por medio de soldadura autogena, verificandose despues con mediciones, para evitar que aparezcan ahujeros en la soldadura por donde se pudieran introducir senales de Radio Frecuencia.

La seleccion del tipo de cabina dependera de su costo y de la necesidad de quien adquiere un equipo de Resonancia magnetica.

Un aspecto muy importante es el tener construido el piso de la cabina (sea modular o soldada) antes de introducir y fijar al piso el iman, al introducir el iman se debera proteger el piso de la cabina con laminas metalicas durante la ruta de transportacion para evitar que el piso de la cabina sufra deformaciones.

4.1.2 MONTAJE

El recinto es montado desde el interior y puede, por lo tanto, localizarse cerca de los muros. Sin embargo, debido a las tolerancias de construccion de la sala, la distancia al muro no debe ser menor a la especificada por el contratista. En el caso de recintos muy altos puede ser necesario reforzar los perfiles por medio de un soporte. Los muros laterales y el techo pueden usarse para soportar el recinto. Si se usa una

viga del techo para soportar la parte superior de la cabina de RF, cada panel de la cabina no necesitará más suspensiones o soportes. Sin embargo se requiere un soporte para cada junta de cruce de los paneles del techo.

Si la cabina de RF va a ser aislado eléctricamente los soportes de los paneles laterales y del techo son unidos al recinto por medio de elementos aislantes, y los paneles del piso de la cabina deberán aislarse con una película plástica o plástico laminado para no tocar el piso del cuarto, (aislamiento físico de tierra). Además se proveen insercciones especiales del tipo "panal" para unir la ventana por donde se observa al paciente, y del tipo "cuello de botella" para la union de los ductos de ventilación y para el tubo de desalojo de gases.

En la figura 4.2 se muestra el cuarto del imán con la cabina ya ensamblada.

4.1.3 NECESIDAD DEL BLINDAJE DE RADIO FRECUENCIA

En el capítulo 1 se trataron los aspectos teóricos de física en que se basa un equipo de RM, se habló sobre un experimento el cual consistía de una bobina que trabaja como transmisora y receptora de una señal de radio frecuencia, esta

**ASPECTOS DE LOS DETALLES EN LA CONSTRUCCION
DEL CUARTO DEL IMAN**

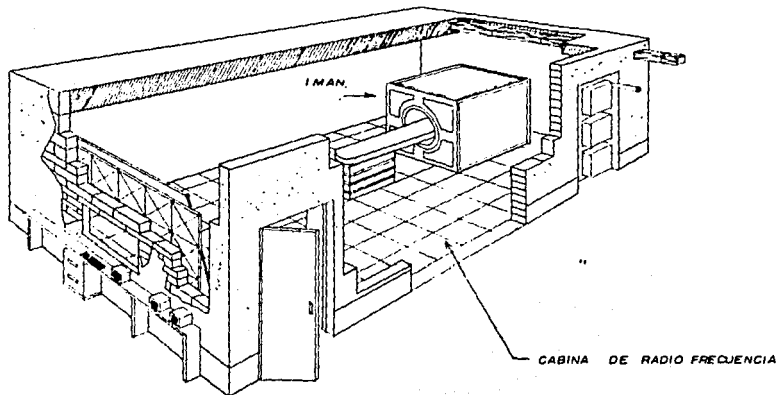


FIG.4.2

señal de radiofrecuencia se conoce como frecuencia de Larmor, la cual es proporcional al campo magnético mediante la fórmula siguiente:

$$F = (\gamma / 2\pi) \cdot B_0 \text{ ----- (4.1)}$$

Donde:

F = frecuencia de Larmor

γ = constante giromagnética

B₀ = campo magnético

π = 3.14159

Ahora considerando el rango de valores que se vio en el capítulo dos entre los cuales esta la variación del campo magnético generado por el imán (0.2 Teslas y 2 Teslas, debiendo tener en cuenta que el campo magnético seleccionado no se varía sino que es un valor de este rango, por ejemplo 1 tesla, 0.5 teslas etc..) y considerando que el valor de la constante giromagnética es $2\pi \cdot 42$ MHz/Tesla, obtendremos el rango de frecuencia que se maneja, por lo cual sustituyendo estos valores en la ecuación 4.1 obtendremos:

PARA B₀ = 0.2 Teslas

$$F = ((2\pi \cdot 42 \text{ MHz/Tesla}) / \pi) \cdot 0.2 \text{ Tesla}$$

$$F = 8.4 \text{ MHz}$$

PARA B₀ = 2 Teslas

$$F = ((2\pi \cdot 42 \text{ MHz/Tesla}) / \pi) \cdot 2 \text{ Tesla}$$

$$F = 82 \text{ MHz}$$

Entonces el rango de frecuencia es:

$$8.4 \text{ MHz} < F < 82 \text{ MHz}$$

Con esto se puede observar que señales que abarquen este ancho de banda interferirán a la bobina transmisora y receptora (que son las bobinas del imán) por lo cual se ve la razón de una cabina que atenúe estas frecuencias, así como también este ancho de banda afectará equipos que se encuentren dentro de su campo de acción por lo cual la cabina tiene una doble aplicación, evitar interferencias para la recepción de datos y evitar que la frecuencia generada afecte otros equipos contiguos.

Dentro de estas señales se pueden considerar las producidas por receptores de FM y Televisión, transmisión de señales de radio, equipos electrónicos de conmutación, computadoras, motores y equipos eléctricos, etc..

Este rango de frecuencia es necesario para poder excitar al espín nuclear cuya frecuencia de excitación es igual a la frecuencia de precesión del espín nuclear, resultando en la RM. De este modo podemos resumir que la cabina tiene dos tareas muy importantes:

- Proteger de interferencias externas al pulso de

excitación durante la transmisión de fase y

- Prevenir de interferencias de alta frecuencia durante la recepción de fase (señal inducida).

En resumen cualquiera de los dos tipos de cabinas se recomiendan por las siguientes razones:

- Corto tiempo de instalación

- Otros trabajos pueden efectuarse al mismo tiempo pero tratando de no estorbar la construcción de la cabina.

- El recinto puede ser ampliado en cualquier momento, o ser desmantelado y vuelto a armar en otro lugar, esto ahorra costos en el sistema si se desea de mayores dimensiones.

- Mayores aperturas pueden ser creadas rápidamente para trabajos de reparación en caso de descompostura del imán mediante la remoción de paneles.

4.2 UNIDAD BASICA DEL IMAN.

4.2.1 COMPONENTES DEL IMAN.

Las partes que conforman el iman son:

- Unidad de refrigeración
- Blindaje
- Carcaza de acero inoxidable
- Tanque de nitrógeno
- Tanque de helio
- Fibra de vidrio
- Bobinas de compensación
- Bobinas de gradientes
- Bobinas de RF

En la figura 4.3 se muestra una vista de frente del imán con sus componentes (menos la unidad de refrigeración). La fibra de vidrio sirve como separación de la carcaza y el tanque de nitrógeno, empleándose como un elemento conservador de la temperatura y a la vez como un aislador de estas partes, encontrándose también entre el tanque de nitrógeno y helio.

4.2.2 BLINDAJE ANTIMAGNETICO

El blindaje reduce la franja de campo magnético en los alrededores (al hablar de franja magnética nos referimos a las

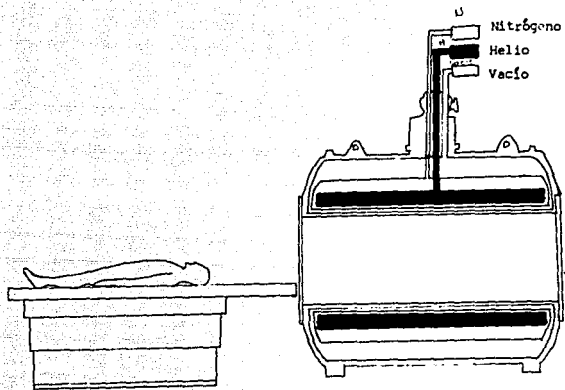


Fig. 4.3 Componentes del inán

líneas de campo magnético) como se muestra en las figuras 4.4 a, b y c.

El blindaje consiste en dos láminas terminales (B) y cuatro vigas (A) paralelas al eje magnético como se muestra en la figura 4.5. La protección óptima es realizada por la selección del propio material, modelado y tratamiento especial de la superficie.

El imán puede ser ajustado mecánicamente con respecto a la protección.

4.2.3 REFRIGERACION DEL IMAN.

Esta unidad se emplea para mantener a la temperatura adecuada al nitrógeno y al helio. La carga de criogénicos se deberá hacer de acuerdo a las normas de seguridad que se describen en el capítulo 8 sobre seguridad (vease carga de criogénicos), en la figura 4.6 se muestra el tanque de nitrógeno y las válvulas con sus conexiones.

Al hablar del sistema de refrigeración involucramos también a la carga de criogénicos.

Antes de comenzar a bombear los criogénicos se deberá

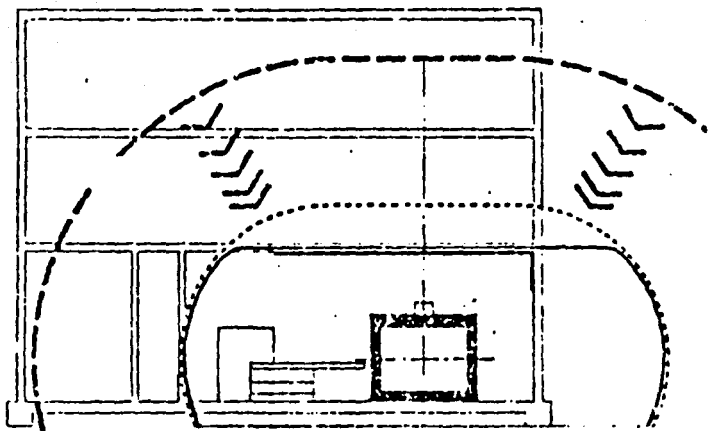


Fig4.4a Acción de las líneas de campo magnético

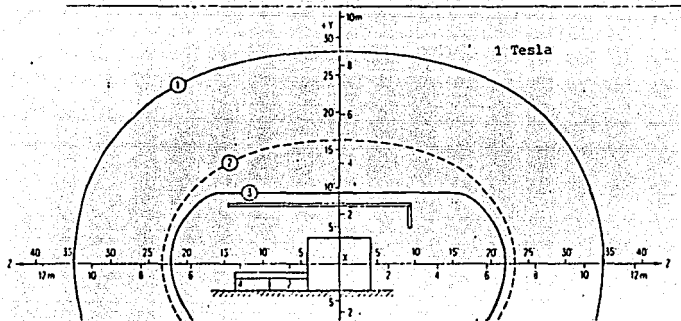


Fig.4b Campo magnético a 1 tesla

- 1 Sin autoblandaje ni cabina de radio frecuencia
- 2 Sin autoblandaje pero con cabina de radio frecuencia
- 3 Con autoblandaje y cabina de radio frecuencia

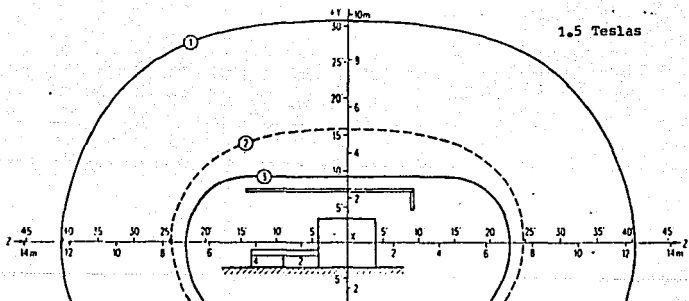


Fig.4.4C Campo magnético a 1.5 teslas

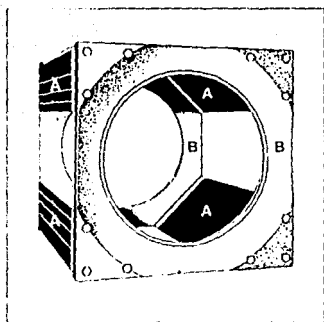
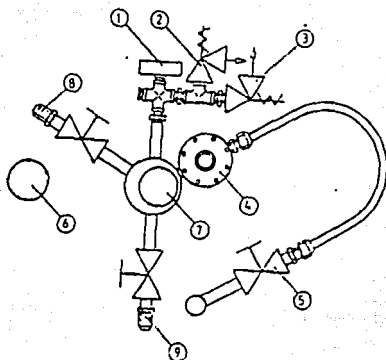


Fig.4.5 Autoblindaje



- 1 Indicador de presión
- 2 Válvula de alivio
- 3 Válvula de alivio
- 4 Regulador de presión
- 5 Válvula de sobrepresión
- 6 Válvula de disco
- 7 Medidor del nivel de líquido
- 8 Salida del líquido
- 9 Salida del gas

4.6.a Conexiones para criogénicos

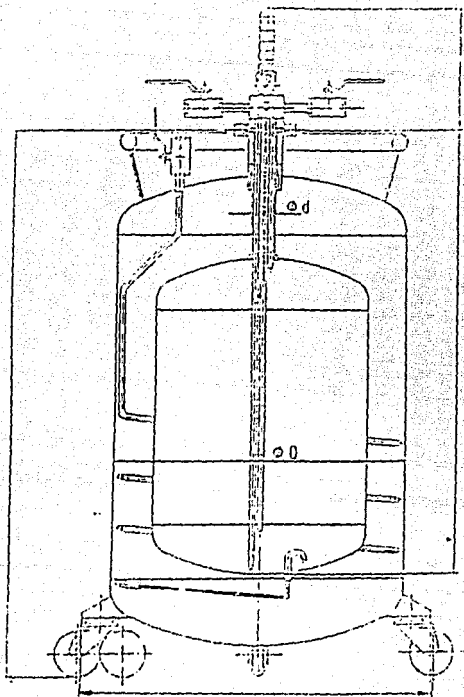


Fig.4.6b Tanque de helio

crear el vacío al sistema interno del imán, se coloca la bomba de vacío cerca del imán para realizar la transferencia, se comprueban todas las conexiones y se enciende el sistema para que se comience el vacío esperándose hasta que el indicador de la bomba nos da la lectura de aproximadamente 10 pascales que es la presión indicativa del vacío. Una vez realizado el vacío, el cual asegura un aislamiento térmico, se procede a enfriar el imán con nitrógeno y posteriormente con helio líquido. Puede haber un recipiente adicional de nitrógeno cuya función es la de cinturón de protección térmico para evaporar menos helio líquido.

El monitoreo de la carga de helio y nitrógeno se hace por medio de uno de los armarios donde aparece el porcentaje de helio y nitrógeno (armario de monitoreo de criogénicos).

4.2.4 BOBINAS DE COMPENSACIÓN.

Las bobinas de compensación se utilizan para poder homogeneizar el campo, a este tipo de compensación se le conoce como activa. La compensación pasiva se lleva a cabo por medio de pequeñas barras que se colocan dentro del blindaje o por medio de los ajustes de centrado que tiene el mismo blindaje, además existe la compensación mixta. Antes de poner a funcionar el equipo es necesario realizar una precompensación para homogeneizar el campo.

Sabemos que la imagen dependerá del campo magnético y entre mas homogéneo sea se tendrá una calidad de imagen superior, para lo cual se emplean los dos tipos de compensación vistos anteriormente. En el caso de la compensación activa una vez hecha no deberán moverse los ajustes.

4.3 INSTALACION DE LAS BOBINAS.

En esta sección se tratará la instalación de las bobinas de gradientes y de RF, las cuales son esenciales para seleccionar el tipo de corte adecuado a los tres ejes (x,y,z), que están contenidas dentro de ésta.

4.3.1 BOBINAS DE GRADIENTES.

En la figura 4.7 se muestra la secuencia para la colocación de las bobinas de gradientes. Al colocar las bobinas el tubo interno en donde se colocara debe estar limpio de cualquier material abrasivo para evitar rasaduras sobre el cilindro de las bobinas.

Para realizar la instalación de estas bobinas se deberá seguir la siguiente secuencia:

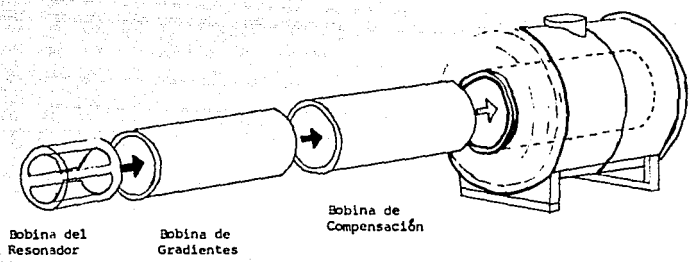
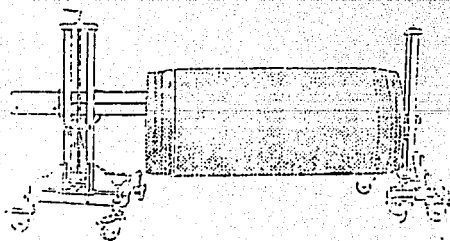
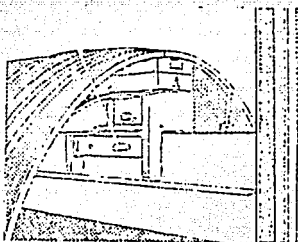
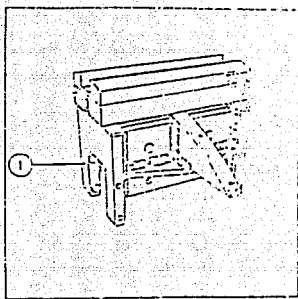
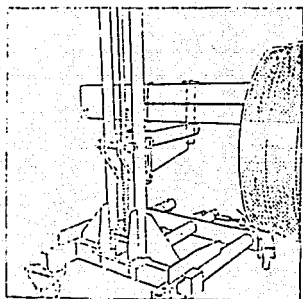


Fig.4.7a Instalación de las bobinas



4.9.a Secuencia en la instalación de las cobinas

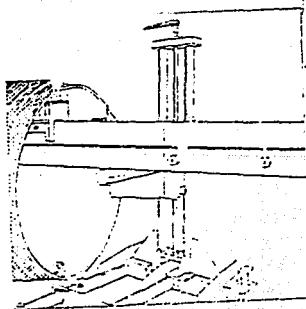
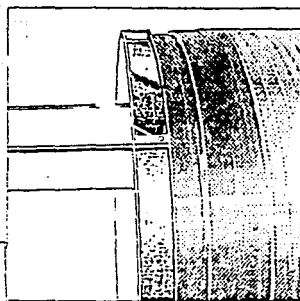
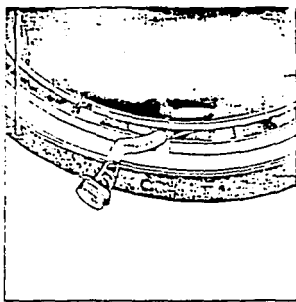
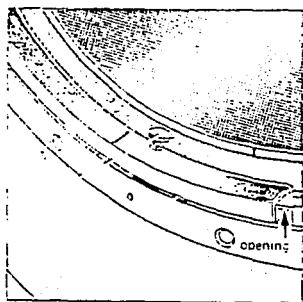
- Colocar el tubo en posición.
- Remover el plástico contenido dentro del imán, donde se colocará el tubo.
- Quitar los seguros de la corredera.
- Empujar el tubo para introducirlo en su lugar correspondiente.
- Insertar los seguros para que el tubo no se mueva (una vez introducido al imán).
- Centrar el tubo.

Para el procedimiento anterior vease la figura 4.8 a, b y c, la cual nos muestra dicho procedimiento.

Una vez realizado este procedimiento no deberá efectuarse ningún movimiento a menos que sea necesario.

4.3.2 BOBINAS DE RADIO FRECUENCIA

Su instalación se considera en la sección 4.3.1.



4.8.b Secuencia en la instalación de las bobinas

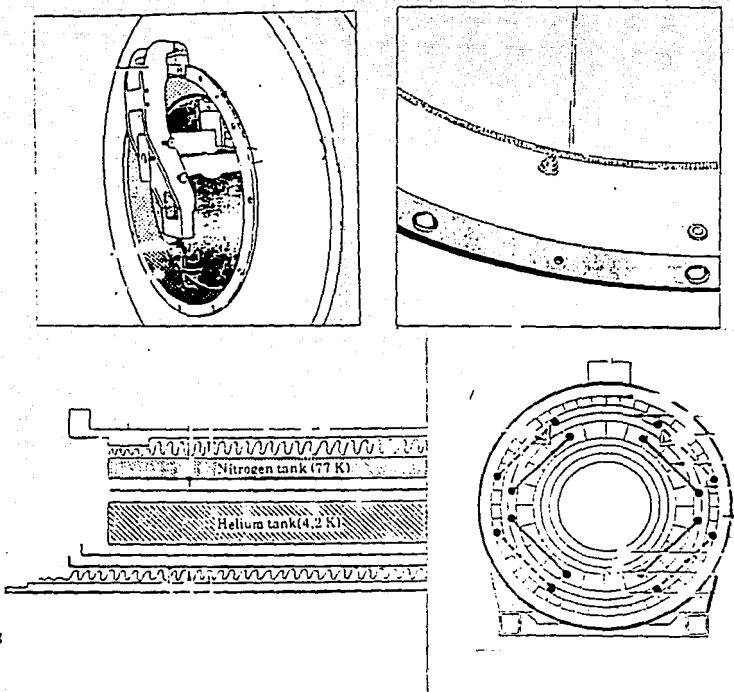


Fig.4.8.c Secuencia del montaje de las bobinas

4.4 INSTALACIONES MECANICAS

Los armarios se fijan en los soportes donde se unen los plafones del falso piso, entre los armarios debe existir una separación para evitar que los armarios que disipan mayor calor no dañen a los que se encuentran cerca, por ejemplo el armario de potencia no se debe encontrar cerca del sistema de cómputo o del armario de procesamiento de imágenes.

4.5 ACCESORIOS DE PACIENTE.

Los accesorios para el paciente son:

- Camilla amagnética: Es en el cual se introduce al paciente al cuarto del imán, esta camilla debe ser de material no magnético.

- Cámara de TV: Es donde se monitorea al paciente durante su estudio.

- Mesa de paciente: Es donde se coloca al paciente para ser introducido en el imán, mediante un sistema mecánico de movimiento horizontal.

- Audífonos: Sirven para tener un contacto auditivo con el paciente.

- Microfono: Sirve para comunicaci3n del paciente con la persona que esta realizando el estudio.

- Alarma: Es un dispositivo de seguridad para que el paciente sea retirado del cuarto del im3n en caso de una molestia grave o de algun problema con el equipo.

4.6 COSTO ESTIMADO DEL MONTAJE Y OPERACION DEL EQUIPO

En esta secci3n se ver3n los costos de operaci3n, indirectos, variables y por preparaci3n del sitio.

1) Preparaci3n del sitio

Si suponemos una superficie de 200 metros cuadrados (que es la considerada en el capitulo tres de premontaje) los costos ser3n:

Por remodelaci3n

$\$500 \text{ mil pesos/m}^2 \times 200 \text{ m}^2 = \$ 100 \text{ millones de pesos}$

Por la cabina de RF

(Ensamblado incluido) = \$ 150 millones de pesos

Por muebles y accesorios = \$ 1 millon de pesos

TOTAL = \$ 251 millones de pesos

2) Costo de mantenimiento preventivo y correctivo	
(anual)	= \$ 160 millones de pesos
Costo de criogénicos:	
Carga inicial	= \$ 57 millones de pesos
Consumo anual (aproximado)	= \$ 120 millones de pesos
Costo de consumo eléctrico (anual aproximado)	= \$ 32 millones de pesos
Sistema de enfriamiento de agua (anual)	= \$ 25 millones de pesos
De aire (anual por consumo del compresor)	= \$ 3 millones de pesos
TOTAL	= \$ 397 millones de pesos

3) Costos indirectos

Costo administrativo	
(anual)	= \$ 30 millones de pesos
Costo por médicos	
(anual aproximado)	= \$ 150 millones de pesos
Personal especializado	
Asistente	= \$ 10 millones de pesos

Tecnico radiólogo	= \$ 15 millones de pesos
Recepcionista	= \$ 15 millones de pesos
TOTAL	= \$ 170 millones de pesos

4) Costos variables

Precio por un estudio	= \$ 850 mil pesos
Si son 20 pacientes/día	= \$ 17 millones de pesos
(por ejemplo en un año)	= \$ 5780 millones de pesos
TOTAL	= \$ 5780 millones de pesos

Ahora si consideramos los tres primeros costos como un débito se suman los tres y se obtiene:

1) \$ 251 millones de pesos
+ 2) \$ 397 millones de pesos
+ 3) \$ 170 millones de pesos
TOTAL \$ 818 millones de pesos

Si el cuarto punto se considera como un saldo a favor en un año, por ejemplo si se restan al punto 4 la suma de los tres primeros se obtiene:

\$ 5780 millones de pesos
 - \$ 818 millones de pesos
 TOTAL \$ 4962 millones de pesos

Se puede observar que el costo generado por un equipo de RM es muy rentable, dependiendo desde luego del número de estudios realizados por el equipo y quitando además toda posibilidad de falla durante su primer año de trabajo. Si ahora suponemos que se realizan tan sólo tres estudios al día:

Precio de un estudio	\$ 850 mil pesos
tres pacientes/día	\$ 2.55 millones de pesos
En un año	\$ 930 millones de pesos

Realizando la resta de los tres primeros costos:

	\$ 930 millones de pesos
	- \$ 818 millones de pesos

	\$ 112 millones de pesos

Aun cuando sean pocos los estudios realizados se tiene siempre un saldo a favor. Estos costos son aproximados por lo cual pueden aumentar en cada uno de los cuatro casos.

CAPITULO 5

Puesta en marcha del equipo.

5.1 COMPROBACION DE LA IMPERMEABILIDAD DE LA CABINA DE RF.

La cabina de RF es básicamente una jaula de Faraday cuyo propósito es aislar al equipo de RM de señales de interferencia externa provenientes del medio ambiente; por ejemplo señales de radio y TV, computadoras, automóviles, equipo eléctrico y electrónico, ya que estos infieren señales de alta frecuencia que producen ruido a la señal de RM proveniente del espín nuclear.

Por otro lado la cabina también protege al medio circundante de la influencia de los campos electromagnéticos producidos en el momento de la excitación del espín nuclear, por la señal que le transmiten las bobinas de RF. Estas señales podrían afectar, por ejemplo, a terminales de video, equipos de rayos X y ultrasonido así como otros equipos médicos.

Debido a los requerimientos de alta impermeabilidad de la cabina de RF, se hace necesario realizar mediciones que

garanticen la impermeabilidad de ondas electromagnéticas.

Las pruebas se realizan de la siguiente manera: se colocan transmisores de campo eléctrico y magnético dentro de la cabina, así como receptores de campo en las afueras de ésta. Las emisiones o recepciones de campo (eléctrico y magnético) se llevan a cabo a 1m de distancia de la pared de la cabina, ya sea hacia el interior o exterior de ésta. Si definimos ahora a H_0 o E_0 como el campo eléctrico o magnético respectivamente, que se obtendría en los receptores sin la presencia de la cabina; y a H_1 o E_1 como el campo captado por los receptores pero ahora en la presencia de la cabina de RF, se tiene la atenuación como:

$$a = 20 \log \frac{H_0}{H_1} \quad a = 20 \log \frac{E_0}{E_1} \quad [\text{dB}]$$

Para campos magnéticos y eléctricos respectivamente.

La atenuación "a" corresponde a la calidad de la "impermeabilización" de la cabina y sus requerimientos mínimos se muestran en la gráfica de la figura 5.1

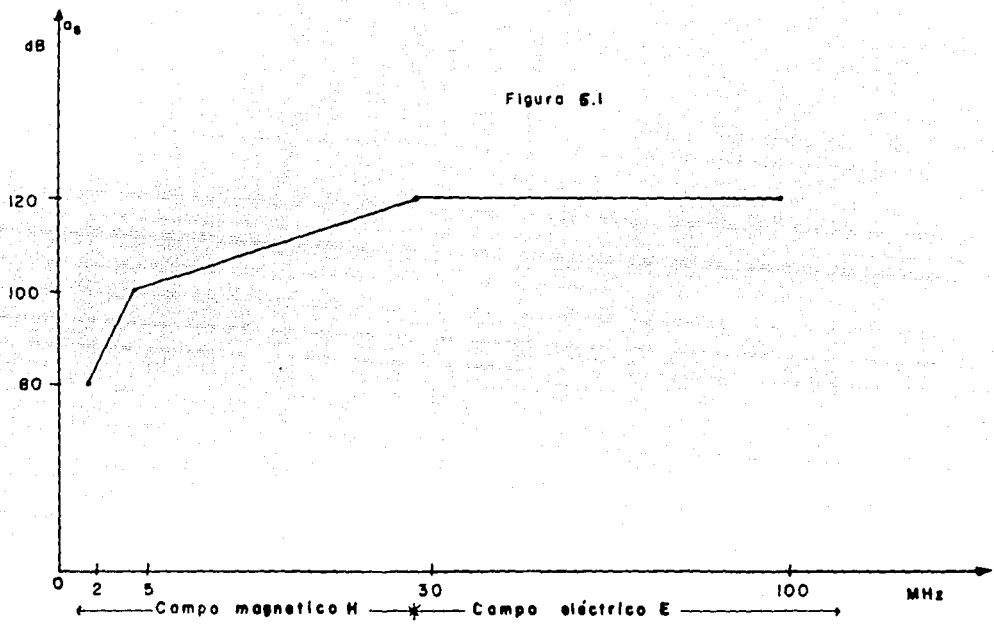


Figura 5.1

5.2 SUMINISTRO GENERAL DE POTENCIA: Puesta en marcha.

Gabinete de distribución de potencia.

El primer paso para la puesta en servicio de todos los equipos es el de poner en funcionamiento óptimo el suministro de energía eléctrica.

En primer lugar se debe configurar el equipo para que reciba el voltaje de que se dispone en la línea (120V, 240V, etc.); es decir, se debe ajustar los transformadores y fusibles adecuadamente asegurando todas las conexiones. Se realizarán pruebas con el suministro de potencia y se asegurará que la impedancia de la línea sea la adecuada para estos equipos.

Las pruebas con el suministro de potencia deberán ser confiables ya que el rango de variación en voltajes dentro del equipo sólo tolerarán variaciones del $\pm 10\%$.

5.3 PUESTA EN MARCHA DEL IMAN.

5.3.1 CARGA ELECTRICA DEL IMAN.

Una vez que se encuentra instalado el imán, como se indicó en el capítulo de "montaje", se procede a energizarlo; es decir, crear el campo magnético permanente o principal, cargando de corriente las bobinas correspondientes.

Para esto, el imán deberá tener ya los criogénicos a su nivel óptimo, bañando completamente las bobinas del imán, de tal forma que obtenga el efecto superconductor ($R = 0$ ohms).

5.3.2 COMPENSACION DE CAMPO

Como se ha mencionado ya con anterioridad, es necesario para la obtención de una imagen por RM de alta calidad, la homogeneidad del campo magnético principal. Para tal fin es necesario compensar las irregularidades que pudiera tener.

Las irregularidades son debidas a tolerancias de carácter mecánico en la construcción del imán y por la existencia de cuerpos ferromagnéticos en los alrededores del propio imán.

Estas irregularidades deberán ser compensadas.

La compensación de campo se realiza de manera gruesa y fina: La corrección en forma gruesa se realiza adicionando piezas de fierro al imán en los lugares correctos.

La compensación fina se realiza con bobinas que crean campos mas pequeños en las direcciones X, Y, Z. Las bobinas son llamadas de compensación o de "shimming" (ver glosario). Estas bobinas se encuentran situadas dentro del cilindro del imán, y estan colocadas de tal manera que formen campos magnéticos en las direcciones de los tres ejes coordenados. Estos campos de compensación seran sumados al campo magnético principal. El objetivo final es el de obtener un volúmen esférico en donde se tenga un campo completamente homogéneo.

Para realizar las correcciones pertinentes se deberá realizar mediciones de campo dentro de la esfera en cuestión y por el procedimiento de "prueba y error" aumentar o disminuir el campo principal en la dirección necesaria para lograr la compensación deseada.

Para disminuir el tiempo en la compensación se puede hacer uso de una computadora conectada a los aparatos de medición, la cual indicará en que bobina se deberá inyectar más o menos corriente. En este caso el ajuste podria ser automático si se

tiene un equipo más sofisticado. La homogeneidad final de campo no deberá ser mayor de 0.1 ppm en una esfera con 10 cm de diámetro.

5.4 PUESTA EN MARCHA DE GRADIENTES.

Una vez que se ha ajustado el transformador para el suministro de potencia (120V, 60Hz) y se ha probado y asegurado este suministro, se procederá a realizar los ajustes necesarios en el gabinete de gradientes. En el gabinete de gradientes se hace necesario un sistema de enfriamiento debido a que este sistema deberá proporcionar altas corrientes en tiempos muy cortos. Como estándar actual, el enfriamiento se realiza con circulación forzada de agua. Otra tecnología puede ser el uso de placas disipadoras de calor, pero se ha demostrado que esto no es tan eficiente ya que es necesario tener decenas de placas de gran tamaño.

Los pasos en la puesta en marcha del sistema de enfriamiento son los siguientes:

a) Asegurarse del buen funcionamiento y correcta dirección de giro de la bomba de agua. Ajustar válvulas de paso para el gasto deseado, así como de la presión de agua del suministro local.

b) Asegurarse de que el pH del agua sea alcalino. Para esto el agua se debe tratar y filtrar previamente antes de entrar al sistema.

c) Abrir las llaves del suministro de agua y verificar que el nivel de agua en el tanque de almacenamiento sea el óptimo. Asegurarse que el agua fluya por todas las tuberías del sistema de enfriamiento de los tres gradientes (X, Y, Z).

Existen detectores de falla en el sistema de enfriamiento así como detectores de temperatura para el agua. Es necesario asegurarse del buen funcionamiento de los detectores de alarma.

Ya que el sistema de enfriamiento se encuentra funcionando adecuadamente se pondrá en servicio la "electrónica de los gradientes"

Sin suministro de potencia, se insertarán las memorias ROM que sean necesarias, ya que las tarjetas que las necesiten normalmente no las traen consigo, y se ajustarán potenciómetros cuando sea necesario.

Ahora se insertarán los fusibles correspondientes y se verificarán las lámparas de encendido lo que nos indicará el buen funcionamiento.

Comunmente toda computadora tiene un sistema de autoprueba para los circuitos internos (Hardware) y periféricos asociados. Se correrá este programa del computador para checar el funcionamiento de los circuitos electrónicos RAM, ROM y componentes del sistema de gradientes.

Algunos equipos deben tener un ajuste en el voltaje o frecuencia de trabajo (compensación del offset). Se deberá ajustar la amplitud y frecuencia de las señales en puntos de prueba, según requerimientos del fabricante. Esto se debe realizar para la electrónica de los tres gradientes utilizando el equipo que sea pertinente (osciloscopio, multímetro, frecuencímetro, etc.).

A partir de este momento se puede encender el equipo, para realizar las pruebas de encendido en el gabinete de gradientes y el modulador para las señales de salida en X, Y y Z, colocando los fusibles para corriente de suministro. Se debe asegurar que el ciclo de encendido sea el correcto y verificar en los indicadores.

Una vez que el equipo se encuentra encendido y habilitados los moduladores X, Y, Z, se realizarán calibraciones en el regulador de voltaje de suministro, cuando sea necesario, y tomando como referencia una tierra aislada, se debe asegurar que los voltajes se encuentren dentro del rango de seguridad.

Las mediciones se realizarán en puntos de prueba. El voltaje de 0 volts deberá tener tolerancia de ± 1 mV.

Dentro de las calibraciones con equipo encendido se debe calibrar la amplitud de cada una de las señales de los gradientes X, Y, Z. Las señales se observarán en el osciloscopio cotejándolas con las que da el fabricante.

5.5 COMPONENTES DEL SISTEMA DE COMPUTO Y PUESTA EN MARCHA

El sistema de cómputo tiene una gran importancia ya que debe procesar los datos que contiene la señal de RM, y posteriormente reconstruir la imagen en un monitor. Además por medio de él se tiene el control del proceso de adquisición de datos, desde la colocación del paciente hasta la presentación de la imagen final. Entre otros objetos tiene a su cargo el procesamiento de señales de alarma para el caso de fallas en el equipo completo; por medio de él se inicia o termina cualquier proceso y en la puesta en marcha se usa para checar el buen funcionamiento y adecuada inicialización para todos los subsistemas del equipo en general.

Los datos de imagen o de la señal de RM, son recibidos desde las bobinas de recepción o antenas, colocadas al

paciente; pasan a través del equipo de recepción y son convertidos a forma digital para que la computadora los ordene y procese de tal forma que puedan ser observados en un monitor.

En general el sistema de cómputo consiste del CPU (unidad de procesamiento central), apoyada por una unidad aceleradora de cálculo de punto flotante (coprocesador), así como de unidades de memoria tales como bancos de memoria base RAM, RDM (4Mb), y discos duros. Para el almacenamiento de respaldos en programas se podrá utilizar cintas magnéticas y para almacenar imágenes se utilizarán discos ópticos debido a su gran capacidad y corto tiempo de respuesta. También se añade una impresora laser para la impresión de imágenes debido a la alta resolución que ofrece.

Para el tratamiento de esta sección, asumiremos que las computadoras y sus equipos periféricos (impresoras, unidades de cinta, lectores ópticos etc.), se encuentran totalmente conectados y ya están situados en el sitio óptimo.

a) El primer paso es habilitar para su uso los discos de memoria; es decir, se "formatean" según las normas que dicta el fabricante. La operación de formateo se realizará con los programas que el fabricante proporcione. Estos programas se cargarán desde las cintas proporcionadas y deberán tener las utilerías necesarias para seguir el proceso de inicialización.

b) El segundo paso es la configuración del sistema de cómputo; esto es, se declararán como habilitados los periféricos conectados al CPU (unidad de procesamiento central). El procesador se encuentra habilitado para "darse cuenta" de que existe un equipo periférico conectado al sistema, pero si no se da de alta en la memoria de la configuración el sistema de cómputo nunca podrá ser levantado.

La configuración del sistema de cómputo será cargada en el disco de trabajo y en las memorias ROM. La configuración así declarada debe coincidir con la realidad, es decir los dispositivos físicos conectados, para que el sistema pueda ser levantado.

Una vez configurado el sistema también se debe indicar al CPU los canales de comunicación que cada dispositivo va a utilizar, tanto de hardware como de software. Se anotará también la velocidad de transmisión o recepción, el número de bits utilizados y el tipo de paridad, para cada unidad que se encuentre en un canal.

c) En este momento ya se pueden cargar los archivos necesarios para el uso normal de la computadora. Entre estos archivos se encuentra el sistema operativo, las cuentas para cada usuario y las aplicaciones propias del sistema de RM. Entre las aplicaciones se encuentra el conjunto de programas

que son necesarios para adquirir y procesar los datos que posteriormente se traducirán en una imagen por resonancia magnética.

d) El cuarto paso es "tirar" (shutdown) y "levantar" el sistema, con lo que se habilitará para empezar a trabajar con la computadora. Se alimentará la memoria con las palabras clave para acceso o "passwords" y de otras cuentas para usuarios o grupos de usuarios.

En este paso se deben realizar pruebas en los programas de aplicación o con los procesos del sistema en general. Entonces la computadora estará lista para ser utilizada.

5.6 ADQUISICION DE DATOS.

Antes de poder operar el equipo se deben efectuar algunos ajustes en general. Para esto inicialmente deberá tenerse los gabinetes de gradientes y la electrónica del imán ya en operación. Así mismo deberá estar ya el impresor de imágenes (por ejemplo impresor laser) y el gabinete para el control de la señal.

Con la computadora encendida y el sistema operativo

funcionando se deberá configurar: la velocidad de transmisión, paridad, número de bits y puertos. Después se correrá el programa para ajustes y calibraciones (software), y se ajustará la frecuencia de transmisión en la que se va a trabajar (para 1 tesla será de un valor muy preciso del orden de 42 Mhz para el átomo de hidrógeno)

Siguiendo una técnica para calibración del equipo, se colocará un "fantoma" (ver glosario) dentro del imán en el lugar de estudio. En este momento se generará una señal de prueba hacia el fantoma y se verificará el buen funcionamiento del preamplificador y amplificador intermedio en el gabinete de gradientes, realizando mediciones de sus ganancias y de las atenuaciones en los cables.

Una vez hecho lo anterior se procederá a medir las potencias máximas de salida hacia las bobinas de RF. Primeramente se verificará la configuración del equipo en general, y se ajustarán atenuaciones (dB) por medio de la computadora, registrando los valores obtenidos, y después se procederá a ajustar los valores de ganancias y atenuaciones hasta obtener un valor óptimo de potencia, amplitud y voltaje en la señal de RF y se evaluarán los resultados.

Los valores esperados de potencia serán del orden de los watts y de voltaje en milivolts.

5.7 PROCESAMIENTO DE IMAGEN

Para realizar los ajustes para el procesamiento de la imagen se colocará un fantoma, alineando su centro con la línea del centro del campo magnético y se obtendrán imágenes: sin resonancia, con resonancia y sin señal, a manera de prueba del equipo.

Ahora se ejecutará un programa para corrección de corriente de "offset" en forma dinámica en el gabinete de gradientes. El objetivo final es obtener una desviación absoluta de campo a lo largo de los tres ejes de gradientes no mayor a 25 ppm (desviación absoluta = valor más alto - valor más bajo)

Monitoreando la señal con un osciloscopio se calibrarán corrientes de offset en cada gradiente, uno por uno (G_x , G_y , G_z), repitiendo las mediciones hasta obtener la señal óptima.

5.8 COMPENSACION DE LAS CORRIENTES DE FOUCAULT

Las corrientes de Foucault son corrientes parásitas inducidas en la propia superficie metálica de la vasija del imán, debido a las bobinas de gradiente. Estas corrientes producen un efecto tal que cambia el campo magnético y con esto

la forma deseada del pulso de gradiente. Este cambio se manifiesta deformando la forma trapezoidal del pulso. Un cambio normal en el pulso es un retraso entre el pulso real y el ideal, es decir, el gradiente se mantiene cuando la excitación ha cesado. Este problema es un error sistemático que es tomado en cuenta dentro de la optimización de la secuencia de imágenes.

Para compensar el cambio en la forma del pulso se adicionan bobinas de compensación en cada uno de los ejes x, y, z.

Las bobinas se colocan con su eje paralelo al eje del campo magnético principal. El método consiste en sobreponer una forma de onda exponencial que compense la deformación de la onda trapezoidal. Esta forma de onda modificadora deberá ser suministrada por el gabinete de gradientes. Las bobinas serán desplazadas pero sin perder alineación con el eje del campo principal, y se ejecutarán y repetirán mediciones hasta que la posición sea la óptima para la compensación.

Cuando el proceso se a terminado se efectuará la calibración del amplificador de gradiente.

Con este capítulo pretendemos mostrar al lector una visión clara acerca de los procedimientos necesarios para poner en

servicio un equipo tan sofisticado como el de RM, con lo que se concluye una parte importante en el desarrollo de esta tesis.

CAPITULO 6

OPERACION

6.1 MANTENIMIENTO:

6.1.1 MANTENIMIENTO MENSUAL

- COMPROBACION Y CHEGUEO DEL SISTEMA DE SEGURIDAD

IMAN:

a) Refrigeración (carga de helio y nitrógeno o revisión del compresor en el caso del helio reciclable).

b) Sistema de ventilación

c) Parte superior del imán (chequeo de conexiones y formación de hielo)

- CONTROL DE CALIDAD EN LA DOCUMENTACION

6.1.2 MANTENIMIENTO ANUAL

- PANEL DE DISTRIBUCION DE ENERGIA

- a) Chequeo de voltajes (entre líneas y de línea a neutro)
- b) Chequeo de los contactores de corriente de falla a tierra
- c) Chequeo del intercomunicador

- PROCESADOR DE IMAGEN

- a) Chequeo de voltajes de operación (Normalmente pueden ser +5, -5, +15, -15 V)
- b) Reemplazo de filtro en ventiladores (basado en la inspección visual y reemplazo. Chequeo de ventiladores)
- c) Se corren programas de autodiagnóstico

- GABINETE DE CONTROL Y SEÑAL PEQUEÑA

- a) Inspección de filtros de aire y reemplazo en caso necesario. Chequeo de función de los ventiladores.

b) Chequeo del sistema de sintonización

- CONSOLA DE DIAGNOSTICO PRINCIPAL

a) Teclado: Chequeo de la función mecánica del teclado por presión de las teclas individualmente. Chequeo de la función eléctrica del teclado usando un programa de autodiagnóstico.

b) Región de interés: Chequeo y ajuste de la matriz de resistencias usando un programa de autodiagnóstico.

- DISPARO SINCRONIZADO CON RESPIRACION Y RITMO CARDIACO

a) Calibración con una muestra patrón para sincronización con ritmo cardíaco. Verificación de ganancia. Verificación de señal en el monitor de video (paciente).

b) Prueba para disparo sincronizado con respiración. Checar ganancia. Checar señal en el monitor de video.

- MESA DEL PACIENTE

a) Checar la capacidad de carga de la mesa del paciente en el trayecto de subida y de bajada. Aproximadamente puede ser 140 Kg.

b) Lubricación del sistema mecánico, reemplazando la grasa vieja por nueva. Checar los contactores de seguridad para apagar el motor de la mesa. Presionar el botón de freno de emergencia en el panel de control de la mesa del paciente

c) Checar la tensión de la tabla móvil en la mesa del paciente.

- GABINETE DE GRADIENTES

a) Inspección visual. Checar todas las mangueras y conexiones del sistema de enfriamiento por agua, y realizar las reparaciones necesarias.

b) Sistema de enfriamiento por circulación de agua. Limpiar filtro y reinstalar.

c) Checar los accesorios, asegurarse de que los componentes mecánicos están propiamente sujetos.

d) Deionización del agua del sistema circulatorio.

e) Chequeo del nivel de agua.

f) Chequeo de la conductividad (si ésta es muy alta hay que reemplazar el intercambiador de iones).

g) Cables y conexiones.

h) Checar las fuentes de voltaje con carga.

- GABINETE DE POTENCIA DE RF

a) Limpieza de filtros de aire.

b) Supervisar las fuentes de voltaje.

c) Revisión de los cables de alta tensión.

d) Verificar sobretensión en la etapa final de RF.

- SISTEMA DE ENFRIAMIENTO (gradientes)

a) Limpieza o reemplazo de filtros.

6.2 GENERALIDADES DEL SISTEMA.

Realización de un estudio

A continuación se describe brevemente la forma en que se ha de realizar un estudio.

1) Encender el equipo y verificar los niveles de helio y nitrógeno los cuales no deben ser inferiores del 50%

2) Registro del paciente: Anotando su nombre, edad y sexo

3) Breve explicación al paciente sobre la dinámica del estudio.

4) Posicionamiento del paciente en relación a la selección de la bobina.

5) Selección de la secuencia en función del tipo de estudio.

6) Sintonización de antenas (se busca la energía adecuada de los pulsos de RF correspondientes a la secuencia escogida, así como los factores de amplificación)

7) Adquisición de datos

7.1) Vista panorámica de referencia (usando la técnica de imagen rápida) en dirección adecuada (por ejemplo axial) con lo cual procedemos a revisar los cortes en otros sentidos (sagital o coronal)

7.2) Segunda adquisición (por ejemplo sagital)

7.3) Tercera adquisición (por ejemplo coronal), en caso necesario. En los equipos recientes, después de la adquisición, prácticamente no hay tiempo de procesamiento de datos para la formación de imagen.

B) Observación de la imagen.

La observación de la imagen puede ser afectada por acercamientos, ventanas, centro, despliegues múltiples o en forma dinámica. También es posible procesar la imagen:

B.1) Escribir texto sobre ella

B.2) Realizar cálculos estadísticos

B.3) Medición geométrica

B.4) Suma, resta o multiplicación de imágenes.

B.5) Filtración

Están disponibles comandos para usuarios referentes al archivo, y con ellos es posible saber cuántas imágenes quedan, tener acceso a las imágenes de cinta magnética o disco duro. Además se realiza la documentación del estudio y se diagnostica.

Se hace uso de la cámara multiformato, la cual puede ser de tipo digital o laser. Hoy en día todavía hay generación de placa radiológica y reporte escrito por el médico, pero en el futuro se dará al paciente un minidisco óptico que se puede leer en computadora.

6.3 METODOS DE MEDICION

El disparo sincronizado con la respiración y el ritmo cardíaco, da al usuario una alta calidad de imagen en RM durante mediciones simples o múltiples.

La brillantez de imagen es obtenida por control de la medición con el ritmo cardíaco y la señal de respiración.

El disparo por ritmo cardíaco y respiración pueden ser usados simultáneamente o independientemente, además ambas señales son superpuestas en el monitor para paciente como se muestra en la figura 6.1

6.3.1 DISPARO POR RITMO CARDIACO.

La anatomía dinámica del sistema cardiovascular es examinada con un equipo de RM. Músculos del corazón y sangre son directamente desplegados.

RITMO CARDIACO Y

RESPIRACION

♥ HR= 057 RITMO CARDIACO
RR=1037 INTERVALO

G, FASE DE DISPARO

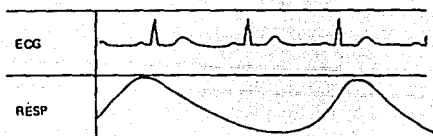
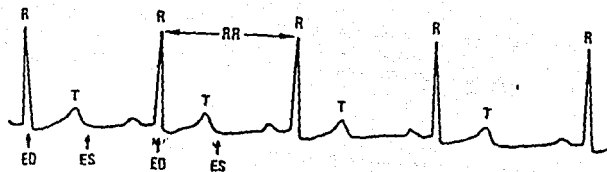


FIG. 6.1

DISPARO SINCRONIZADO POR
RITMO CARDIACO



R = ONDA R
RR = INTERVALO
ED = FIN DE DIASTOLE
ES = FIN DE SIASTOLE

FIG. 6.2

Puesto que la localización anatómica exacta del corazón varía de persona a persona, exposiciones sin una sincronización con el ritmo cardiaco están propensas a una fuerte reducción de señal y una reconstrucción borrosa con artificios de movimientos. Puesto que el curso temporal del movimiento del corazón es también de gran interés, la selección de parámetros definidos durante el ciclo cardiaco deben ser determinados. Esto es proporcionado por un disparo sincronizado por ritmo cardiaco (ver fig. 6.2) el cual usa una onda R como referencia para empezar las mediciones. Un tiempo de retardo libremente seleccionable puede ser escogido para medir varios estados de un ciclo cardiaco.

- DURACION DE UNA MEDICION SIMPLE

Se requieren 256 latidos del corazón para medir un corte. Basados en una matriz de imagen de 256 por 256, dos adquisiciones de datos, y un promedio de ritmo cardiaco de 75 palpitaciones/min., la medición será completada en 8 min.

- MEDICIONES MULTIPLES

El largo tiempo de exploración es óptimamente utilizado durante una medición múltiple. Durante el intervalo RR, diversos cortes pueden ser medidos con un período de tiempo definido, separando los cortes adyacentes. Puesto que la

calidad de imagen no depende del intervalo RR, (ver fig. citada) las imágenes en serie tendrán una calidad similar.

Sin embargo, los mejores resultados se obtienen con largos tiempos de exploración.

- SECUENCIAS DE CINE DE UN CORTE SIMPLE

Como alternativa, varias imágenes de un corte simple pueden ser tomadas en varios estados del ciclo cardíaco. Por ejemplo, durante un intervalo RR de 1000 ms y un intervalo TR (tiempo de repetición) de 100 ms, un corte simple puede ser medido en 8 diferentes estados del ciclo cardíaco.

6.3.2. SINCRONIZACION RESPIRATORIA.

Para reducir por respiración al mínimo es aplicado el método de sincronización respiratoria.

- DISCRIMINACION DE DATOS MEDIDOS

Durante el disparo por respiración, el sistema de medición utiliza solo los datos medidos durante el fin de fase respiratoria (inhalar, exhalar) para cálculos de imagen. Durante el fin de fase respiratoria el tórax no está propenso a

movimientos fuertes por respiración.

La secuencia de medición no es interrumpida durante el disparo por respiración. Los datos medidos fuera de los límites seleccionados para el fin de la fase respiratoria son ignorados por el sistema de medición. Este tipo de medición de datos es conocido como discriminación de datos medidos.

Puesto que una medición de datos libre de artificios puede ser obtenida sólo durante el fin de fase respiratoria, los tiempos de medición son más grandes durante el disparo por respiración.

SEÑAL DE RESPIRACION Y UMBRAL DE DISPARO

La señal de respiración es desplegada en el monitor del paciente (ver fig 6.3), sube durante la inhalación y baja durante la exhalación. La señal de respiración es usada para generar la señal de disparo de acuerdo con el umbral de disparo.

Exploración sincronizada con la fase de exhalación

En la figura 6.4 se muestra una medición espin-eco con un tiempo de repetición aproximadamente de 400 ms.

SINCRONIZACION RESPIRATORIA

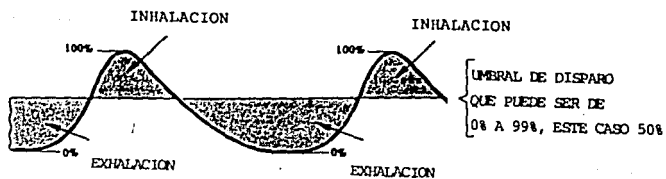


FIG. 6.3

EXPLORACION SINCRONIZADA
CON EXHALACION

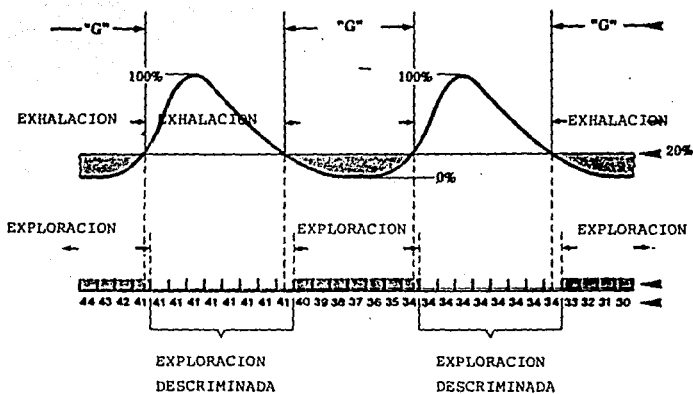


FIG. 6.4

Exploración sincronizada con la fase de inhalación

La figura 6.5 muestra una medición espin-eco con un tiempo de repetición aproximadamente de 400 ms.

EXPLORACION SINCRONIZADA
CON INHALACION.

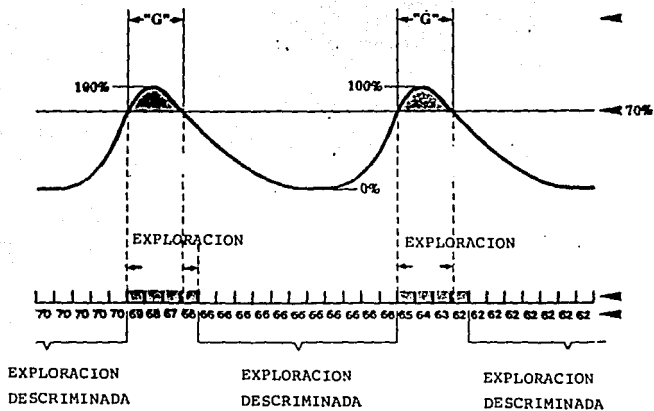


FIG. 6.5

CAPITULO 7

Conceptos y técnicas especiales

7.1 BOBINAS SUPERFICIALES.

La excitación del espín nuclear así como la recepción de la señal resultante, en el momento de detener la excitación, es lograda mediante el uso de antenas de radio frecuencia acopladas superficialmente en el cuerpo de estudio. Estas son también llamadas bobinas superficiales.

Para el caso de obtener una imagen de la cabeza o del cuerpo entero, estas antenas usualmente deben cubrir en su totalidad el área en estudio para así obtener una mejor calidad de la señal.

Cuando se necesitan imágenes de estructuras con dimensiones más pequeñas deben utilizarse bobinas de acuerdo a la región de interés. En este caso las bobinas deberán tener una forma parecida a la estructura que se va a analizar, es decir, tienen una forma anatómica, lo que proporciona ciertas ventajas.

Entre las ventajas que proporciona el uso de este tipo de bobinas está: el aumento de la relación señal a ruido, en las

regiones de interés, con lo que se tiene una reducción en el tiempo de adquisición y un aumento en la resolución de la imagen. Estos factores permiten que se efectuen diagnósticos rápidos y precisos.

Las bobinas superficiales varían de acuerdo a la estructura de interés, esto es, existen diferentes bobinas para obtener imágenes de espina, espina cervical, ojo, oído, y extremidades. Cada una de estas bobinas pueden ser tanto transmisoras como receptoras, en el momento oportuno.

7.2 SECUENCIAS

Efecto de un campo magnético inhomogéneo y métodos de medición.

En realidad no tenemos un campo magnético homogéneo. De esta manera los elementos de volumen están expuestos a campos magnéticos ligeramente diferentes, entonces sus vectores de magnetización de acuerdo con la ecuación de Larmor, giran a frecuencias ligeramente diferentes en el plano X-Y.

Después de un pulso de 90° el vector magnetización de todos los elementos de volumen están en fase (ver fig. 7.1.a y b), entonces el vector magnetización neto (que es igual a la

EFFECTO DE UN CAMPO MAGNETICO
INHOMOGENEO

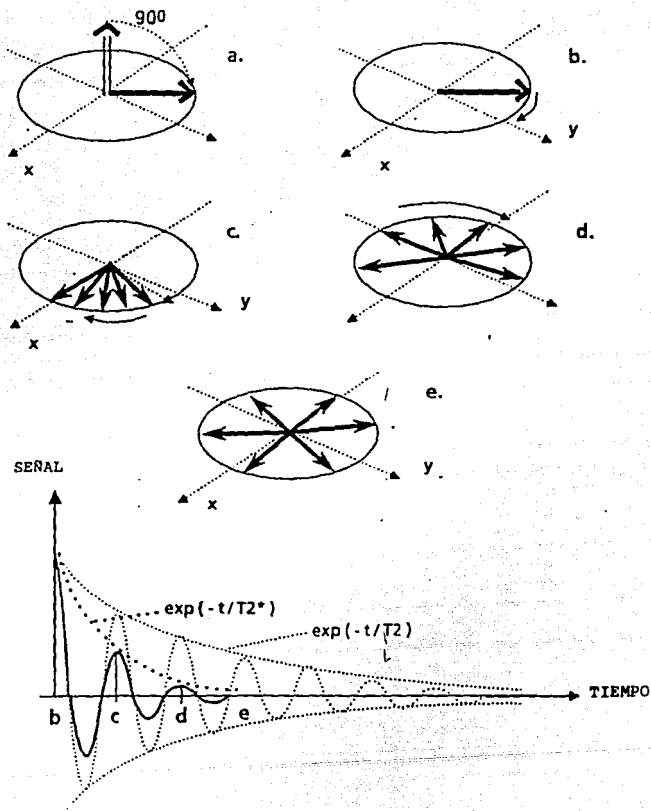


FIG. 7. 1

suma de los vectores de magnetización de todos los elementos de volumen) de la muestra, es máxima. Debido a la ligera diferencia de frecuencia (causado por inhomogeneidades del campo magnético) los vectores de magnetización de los elementos de volumen van perdiendo su coherencia gradualmente, (ver fig. 7.1.c y d). Para el tiempo "e" todos los vectores de magnetización de los elementos de volumen todavía no decaen.

Puesto que el campo magnético es inhomogéneo la señal recibida decae más rápido que en un campo homogéneo. La señal decae tan rápido que no permite la determinación del tiempo T_2 de la muestra. La señal después del pulso de 90° es también llamada señal FID (que viene del inglés "free induction decay").

Para evitar este efecto se utilizan ciertos métodos de medición que desarrollaremos a continuación.

7.2.1 Método espín-eco

Por medio del método espín-eco el defasamiento de los vectores de magnetización de los elementos de volumen en un determinado tiempo (llamado tiempo de eco) puede ser eliminado.

Para lograrse esto, un pulso de 180° debe ser aplicado en cierto tiempo (este tiempo es la mitad del tiempo de eco)

después del pulso de 90° . Después del pulso de 90° los vectores de magnetización de los elementos de volumen se defasan relativamente rapido, resultando un rapido decaimiento de la señal FID.

El pulso de 180° refleja los vectores de magnetización de los elementos de volumen en un plano X-Y. Antes del pulso de 180° los vectores de magnetización más rápidos están en la parte frontal del conjunto y los más lentos al final. Después del pulso de 180° la situación es exactamente opuesta. Sin embargo los vectores de magnetización mantienen sus diferentes frecuencias, esto hace que ahora ellos se refacen exactamente en el tiempo de eco, en que todos apuntan en la misma dirección.

En el tiempo de eco el defasamiento debido al campo magnético inhomogéneo es eliminado y la magnitud de la señal en el tiempo de eco, corresponde a la magnitud de la señal si tubieramos un campo magnético homogéneo. Ver figura 7.2

7.2.2 Método de recuperación de saturación

La medición de recuperación de saturación es usada para medir el tiempo T_1 de la muestra.

METODO ESPIN-ECO

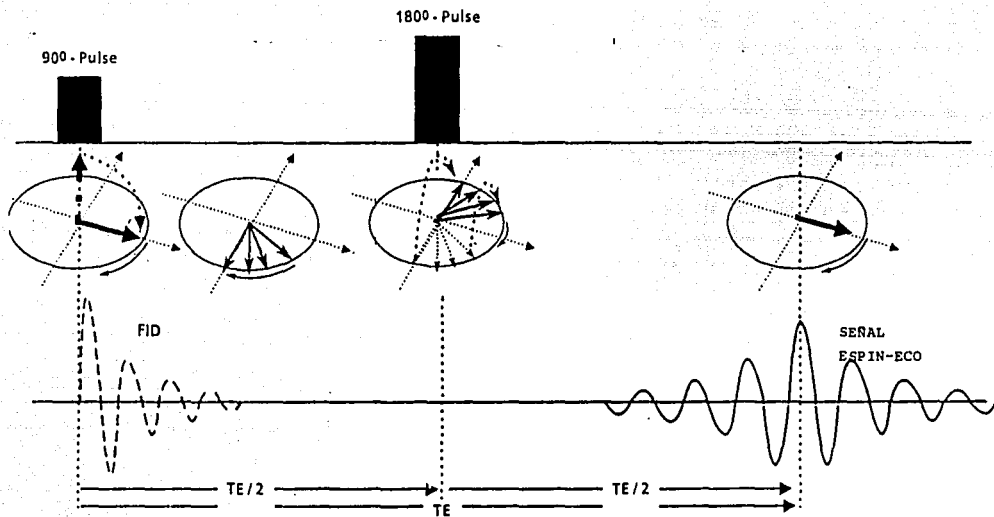


FIG. 7.2

Para lograr esto en las últimas dos mediciones deben aplicarse dos pulsos de 90° cada uno. El intervalo TR entre los pulsos de 90° deben ser diferentes (el tiempo TR es el tiempo de repetición).

Después de un pulso de 90° el vector de magnetización regresa lentamente a su posición original. Si el segundo pulso de 90° afecta un vector de magnetización no recuperado completamente, sólo la parte recuperada del vector de magnetización girará en el plano X-Y. La magnitud del vector de magnetización en el plano X-Y determina la amplitud inicial de la señal recibida. La amplitud máxima es obtenida con tiempos largos de repetición; por lo contrario, la amplitud de la señal es pequeña para tiempos cortos de repetición. Ver figura 7.3.

7.2.3 Método multieco

Por medio del método multieco el tiempo T2 de una muestra puede ser medido. Para esto una medición con un pulso de 90° y los últimos dos pulsos de 180° deben aplicarse.

El tiempo T2 de la muestra puede ser determinado por medio de la curva obtenida de esta manera. Ver figura 7.4.

RECUPERACION DE SATURACION

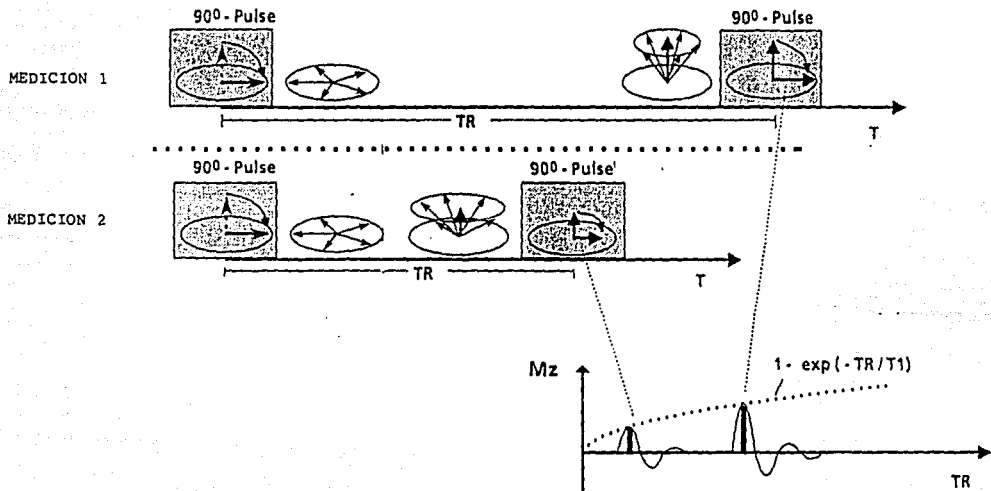


FIG. 7.3

METODO MULTIECO

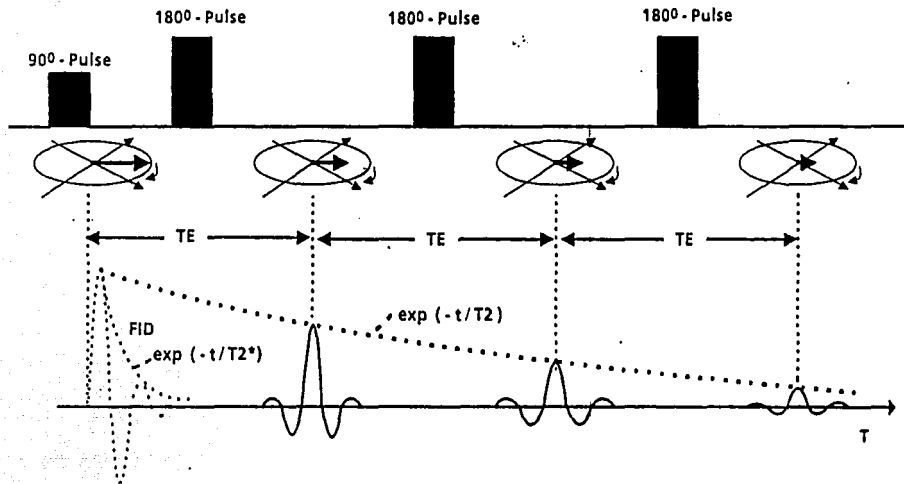


FIG. 7.4

7.2.4 Método recuperación de inversión

Con una medición de recuperación de inversión el tiempo T_i de la muestra puede ser medido.

Cada medición empieza con un pulso de 180° el cual lleva al vector magnetización en dirección opuesta. De ahí el vector magnetización regresa lentamente a su posición original. Un pulso de 90° debe ser aplicado en un tiempo T_i (tiempo de inversión). El pulso de 90° lleva la parte relajada del vector de magnetización al plano X-Y.

La amplitud de la señal inicial es proporcional a la magnitud del vector de magnetización en el plano X-Y.

Entonces la amplitud de la señal medida, graficada contra el tiempo de inversión muestra la misma curva exponencial que la curva de relajación del vector magnetización.

Ventaja

Comparado con la medición de recuperación de saturación, la medición de recuperación de inversión proporciona un contraste dos veces mayor.

Desventaja

Comparado con la medición de recuperación de saturación, el vector magnetización toma dos veces el tiempo para regresar a su posición original. Ver figura 7.5.

Cada método de los anteriores representan una medición, pero para la producción de una imagen, deben realizarse 128 o 256 mediciones dependiendo de la matriz de imagen. A ese conjunto de mediciones se les llama secuencia, luego entonces cada método de medición produce una secuencia propia o dicho de otra manera se puede producir una imagen mediante una secuencia la cual puede ser formada por cualquiera de los métodos. Así, existen entonces la secuencia espín-eco, la secuencia de recuperación de inversión, etc., las cuales consisten en la repetición (128 o 256 veces) del método correspondiente.

7.2.5 Métodos rápidos de medición (Eco de gradientes)

Espín-eco ha sido la principal técnica usada en la resonancia magnética clínica para la formación de imagen durante los últimos años. Esta técnica permite obtener información relacionada a los tiempos de relajación T1 y T2 en un tejido dado. El mayor inconveniente en la formación de imagen mediante la técnica espín-eco ha sido en algunas ocasiones, el requerimiento de tiempos relativamente largos para su formación.

RECUPERACION DE INVERSION

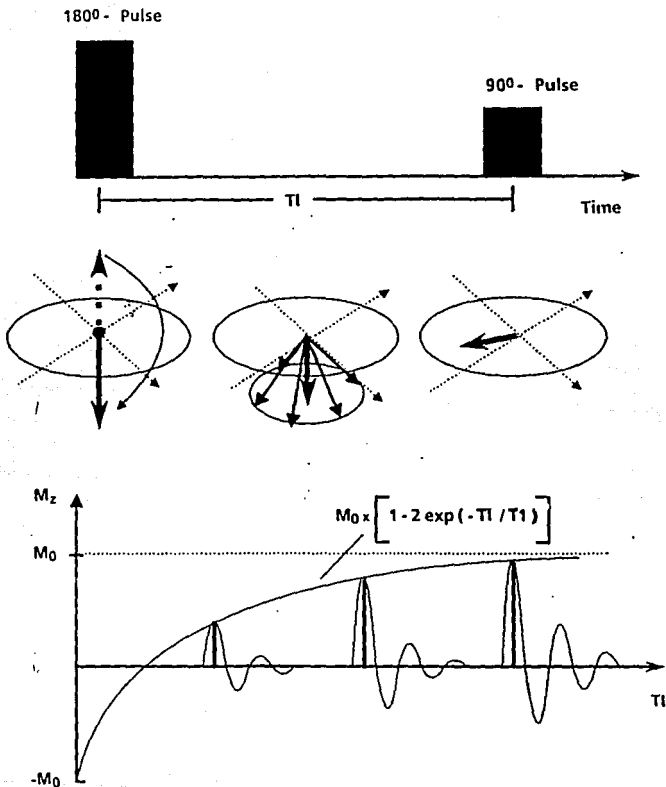


FIG. 7.5

Entonces, muchas ventajas se obtienen por medio de la utilización de métodos rápidos para la formación de imagen.

Estas técnicas son por ejemplo la FLASH y FISP, cuyo nombre se deriva de la abreviación en inglés de Fast Low Angle Shot y Fast Imaging with Steady Precession. De esta forma la información clínica puede ser adquirida más rápido y eficientemente. Entonces nuestro tiempo de exploración por paciente es reducido, y por lo tanto también es reducida la incomodidad y la exposición a la radio frecuencia por parte del paciente. Así entonces, los artificios causados por el movimiento del paciente, los cuales degradan la calidad de imágenes, son también reducidos o eliminados.

En una secuencia convencional de espín-eco, un pulso de 90° es aplicado para colocar al vector de magnetización en el plano X-Y, donde la señal es detectada por una bobina receptora. La señal de Resonancia Magnética gradualmente desaparece por dos tipos de relajación: el primero es debido a la presencia del campo magnético y el segundo es causada por la interacción espín-espín, la cual se manifiesta como un defasamiento causado por el constante cambio del campo magnético resultado de una vibración molecular, además este defasamiento es causado también por la inhomogeneidad del campo magnético, esto es: si dos espines experimentan pequeñas diferencias en el campo magnético ellos empezarán el movimiento

de precesión y frecuencias un poco diferentes.

Se ha demostrado que repetidos pulsos de radio frecuencia que causen una desviación menor a 90° pueden producir señales de resonancia magnética para formación de imagen, comparables con las de la señal espín-eco y además con tiempos de repetición sustancialmente menores. En comparación con las técnicas convencionales, las técnicas rapidas muestran las siguientes ventajas:

- Alta relación S/N.
- Cortos tiempos para formación de imagen.
- Altos T1 y T2.
- Cortos tiempos de exposición del paciente

En la formación de imagen bidimensional de Resonancia Magnética éstas técnicas son generalmente llamadas "ECO DE GRADIENTES" o secuencias de pulsos eco de gradientes y han sido desarrolladas en dos principales técnicas que ya mencionamos (FISP y FLASH).

Secuencias Eco de Gradiente

Las limitaciones en el tiempo para formación de imagen por espín-eco son debidas al pulso de 90° , el cual requiere un periodo muy largo de tiempo para recuperar la dirección longitudinal del campo magnético (para cualquier tejido). Si se aplica un ángulo menor a 90° , es decir, el vector de magnetización neta se inclina parcialmente, sin estar totalmente contenido en el plano X-Y (solamente parte del vector magnetización puede ser colocado en la dirección transversal) entonces acortamos el tiempo necesario para recuperar completamente la dirección del campo. Usando pequeños ángulos por ejemplo 20° , la mayoría de los vectores de magnetización permanecen en la dirección longitudinal, y con tiempos largos de repetición nos causarían una disminución en la magnitud de la señal comparado con la de un pulso de 90° . Pero usando tiempos extremadamente cortos de repetición la señal es comparativamente mucho mayor. Luego entonces tiempos pequeños son requeridos para alcanzar completamente la dirección del campo magnético (dirección longitudinal), y entonces estar preparados para el siguiente pulso de RF. Este principio es la base de la familia de secuencia de pulsos de Eco de Gradientes. A continuación hablaremos de la secuencia llamada FLASH.

Como ya dijimos FLASH es una técnica para formación rápida de imagen que pertenece a la categoría Eco de Gradientes, la figura 7.6 muestra un esquema simplificado de tiempos de la

TECNICA FLASH

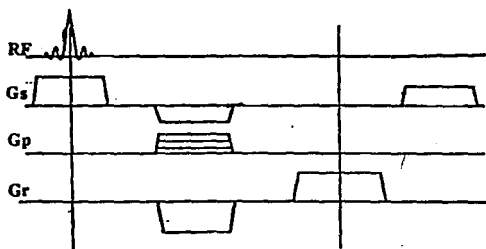


FIG. 7.6

secuencia FLASH. Sus principales características son:

- Pequeños pulsos de RF (menores de 90°)
- Gradientes "destructores" (usados para "destruir" la magnetización transversal)
- Señales Eco de Gradientes (las señales recuperadas en un pulso de 180° , y por medio de un gradiente refasador de espines)
- Sus ventajas son las mismas que se mencionaron para la sección Eco de Gradientes, con predominancia en T1.

Ahora veremos los principios fundamentales de la secuencia FISP. FISP es una secuencia de Eco de Gradientes con muy diferentes características a las de FLASH, la Figura 7.7 muestra esquemáticamente la secuencia de tiempos para la FISP.

Esta secuencia de pulsos puede ser identificada por las siguientes características:

- Pequeños pulsos de RF (menores de 90°)
- Gradiente de refasamiento (usado para recuperar la magnetización transversal)

PRINCIPIOS DE FISP

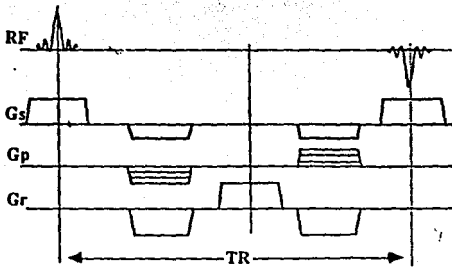


FIG. 7.7

- Señales eco de gradiente (la señal es recuperada sin un pulso de 180° , y por medio de un gradiente refasador de espines)

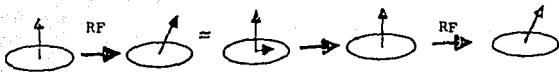
- Sus ventajas son las mismas que se mencionaron para la sección de Eco de Gradientes, con predominancia en T2.

A continuación se muestra una comparación con las dos técnicas antes descritas, ver Figura 7.8.

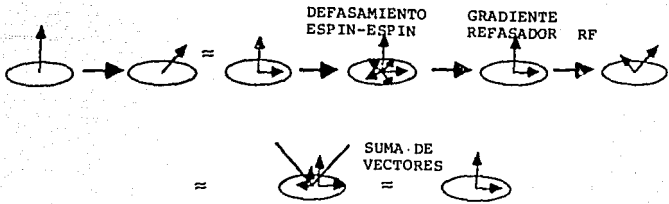
7.3 MEDIOS DE CONTRASTE

Los resultados de la tomografía por resonancia magnética (RM), utilizada desde algunos años en el diagnóstico clínico, puede compararse en ciertos aspectos con los de la tomografía computarizada. En muchos casos, por ejemplo entre un edema y un tumor, no se consigue una diferencia, entre las distintas secuencias. La experiencia acumulada por el TC nos permite afirmar que dicha diferenciación exige regularmente el empleo de medios de contraste intravenosos. Tales experiencias han sido un aliciente para buscar medios modificadores del contraste específicos y utilizables en la técnica RM, puesto que aumentan la intensidad de las señales al reducir el tiempo de relajación. Los iones paramagnéticos de los elementos manganeso y gadolinio habían sido utilizados con éxito como

TECNICA FLASH



GRADIENTE
DESTRUCTOR



TECNICA FISP

FIG. 7.8

medios modificadores del contraste. De acuerdo con el principio distinto en que se basa la tomografía por resonancia magnética han de elegirse medios de contraste cuyo efecto no tiene nada que ver con los convencionales del radiodiagnóstico. En la tomografía por RM son decisivos para la intensidad de señales los parámetros de ajuste del equipo (tiempo de repetición de los pulsos, TR, retardo de la lectura, TE) y los valores tisulares* (densidad protónica, tiempo de relajación T₁, T₂ y flujo protónico). Si se desea influir sobre la intensidad de las señales deben modificarse los parámetros del equipo o del tejido. Puesto que el contraste en la RM es influido esencialmente por los tiempos de relajación del tejido, se recomienda el empleo de sustancias paramagnéticas capaces de influir expresamente sobre estos. Se dispondría así de medios modificadores de contraste únicos en la RM. Tales sustancias tienen espines no apareados en su capa electrónica. A la carga rotatoria esta asociado un momento magnético permanente el cual es mas o menos 1000 veces mayor que el de los protones de hidrógeno. La consecutiva interrelación magnética acentuada de las sustancias paramagnéticas con los protones del hidrógeno facilita una transferencia más rápida de energía respecto al contorno. Con ello va asociado un acortamiento de los tiempos de relajación. Ante todo la reducción del tiempo T₁ conduce a un aumento de las señales cuando se eligen parámetros propicios.

De los mencionados elementos, el gadolinio, una tierra rara con 7 electrones no apareados en la capa 4f, posee el momento magnético más efectivo y permite presumir el más alto grado modificador de contrastes de RM. El gadolinio siempre se usa combinado con DTPA ya que si se utiliza solo, es más difícil de desechar por el cuerpo humano pudiendo ser tóxico en periodos prolongados de tiempo.

7.4 FLUJOS

La señal que aparece en la tomografía de RM no sólo es definida por la densidad de los protones y los tiempos de relajación sino también por el hecho de si los núcleos se encuentran en reposo o en movimiento. Por esta particularidad se perfila la posibilidad de estudiar selectivamente el sistema vascular o el riego de determinadas regiones del cuerpo. En la representación normal el flujo se muestra tanto perpendicular como en el propio estrato.

En el caso de flujos contenidos en el estrato tiene lugar, por los gradientes del campo magnético utilizados para la representación, un defasamiento de los núcleos en movimiento. Calculado sobre un elemento de volumen se anulan las aportaciones a la señal de los momentos magnéticos. Por lo tanto el flujo en el plano de representación aparece oscuro. La distribución de la fase de la magnetización nuclear,

perturbada en el flujo, se puede hacer visible mediante una pequeña modificación del programa de núcleos que se encuentran en reposo todos muestran una precesión unificadamente paralela, lo que se manifiesta a través del tono uniformemente grisáceo. Por el contrario en la aorta o en el corazón se ve perturbada la orientación opuesta y por ello resulta modificada la intensidad de la imagen. Estas representaciones bajo ciertas circunstancias pueden ampliarse hasta obtener una angiografía* por resonancia magnética sin medio de contraste. Se ha estudiado la intensidad de las señales en función de la velocidad circulatoria perpendicular al estrato explorado mediante un fantoma* de flujo. La señal de RM aumenta primeramente a pequeñas velocidades y disminuye con las altas.

El aumento inicial de la señal, designado con frecuencia como fenómeno paradójico, se explica por el hecho de que entre las proyecciones circulan hasta el estrato explorado, nuevos núcleos que no les queda magnetización de la excitación anterior y por lo tanto están insaturados.

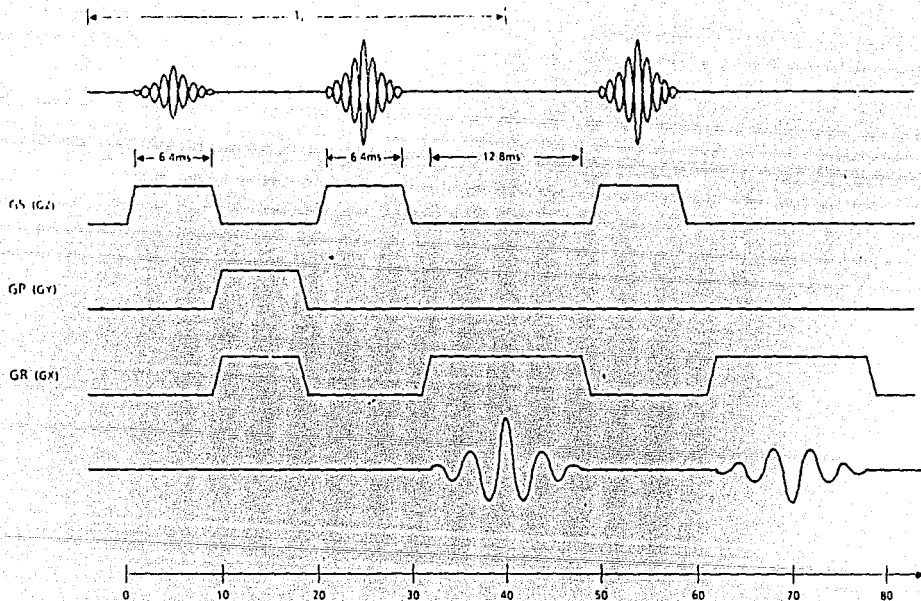
Al contrario, a altas velocidades sale una parte del espín nuclear en el tiempo comprendido entre la excitación y la medición de la precesión fuera del estrato representado y por consiguiente no contribuye nada en la intensidad de la señal.

Especialmente en la tomografía por RM disparadas por

latido cardiaco el corte perpendicular que se hace de los vasos pueden aparecer por este motivo tanto claros como oscuros, segun que estado de flujo predomine justamente. Una imagen diferencial resultante de dos estratos captados con diferentes fases cardiacas pero por lo demás idéntico, pueden proporcionar información interesante sobre el sistema bascular. Cualquier consideración sobre la representación de los vasos sanguíneos obtenidos en tomogramas de RM por el metodo de eco-espín (saturation recovery figura 7.9) ha de estar de acuerdo ante todo con el hasta ahora cuarto parametro de la formación de imagenes por RM, pues una imagen instantánea de la distribución de la densidad de los protones y del tiempo de relajación solamente se logra para tejidos estáticos, debido a la obtención de los datos.

Pero la representación de los vasos sanguíneos se basa en primer lugar en la demostración de los espines que varian de lugar durante la secuencia de la medición, de tal forma que se modifica la composición del estrato observado y se ve afectada al mismo tiempo la información acufada con la secuencia de excitaciones. Esto tiene por consecuencia que las intensidades de las señales de la sangre circulante no corresponden con las propiedades de RM de la sangre estacionaria. Para la realización del análisis primeramente es necesario hacer una diferenciación desde el punto de vista del sentido del movimiento de los espines en relación con el estrato

7.9 Método espín-eco



representado:

El flujo sanguíneo en el interior del plano de la imagen se somete a leyes diferentes a las de una corriente de sangre que recorra el plano definido en dirección perpendicular u oblicua.

En el cuerpo humano la circulación principal discurre en dirección craneocaudal de tal forma que en los tomogramas sagitales y frontales predomina el flujo sanguíneo en la dirección del plano, mientras que en los tomogramas axiales se observan principalmente direcciones del flujo perpendiculares al plano representado. En la figura 7.10 se muestra el recorrido del flujo sanguíneo en dirección del plano, y en la figura 7.11 se muestra desde el plano perpendicularmente.

Secuencias de impulsos modificadas podrían representar en principio todos los vasos sanguíneos de tal forma que el movimiento de la sangre se comporte como medio de contraste negativo. Cualquier angiografía sin medio de contraste que parezca posible bajo estas condiciones preliminares se somete, a pesar de las informaciones relativas a su morfología y cinética circulatoria, a límites fundamentales que residen en la esencia del tomograma. Las perspectivas en el sentido de una angiografía selectiva y no invasiva y de la cuantificación de las velocidades del flujo permite apreciar actualmente tres



Fig. 7.10. Recorrido del flujo sanguíneo en el plano



Fig.7.11. Recorrido del flujo sanguíneo en dirección perpendicular al

posibilidades en el marco del tomograma:

-Sustracción de imágenes del mismo estrato tomadas en tiempos diferentes.

-Separación de estructuras móviles y estáticas por excitación diferenciada en el espacio.

-Representación directa del ángulo de fase de los espines en movimiento.

En la sustracción diferenciada en el tiempo se obtiene un resalte selectivo de los espines móviles cuando se restan entre sí dos tomogramas del mismo estrato captados sucesivamente con diferente intensidad de señales.

A esta categoría pertenecen también la sustracción de los ecos impares de los pares en el sistema venoso y la sustracción de vasos del sistema de alta presión con diferente fase de sincronización respecto al ECG. La excitación diferenciada en el espacio incluye método de tiempo de recorrido.

CAPITULO 8

Elementos de seguridad aplicada a resonancia magnética

Estas notas de seguridad tratan de lo siguiente:

- Instrucciones de seguridad relacionadas al paciente.
- Peligros asociados con la carga de criogénicos.
- Prevención de accidentes.

B.1 Instrucciones de seguridad relacionadas al paciente

B.1.1 Campo Magnético

El campo magnético producido por el imán representa los siguientes peligros:

- Fuerza ejercida a objetos ferromagnéticos.
- Efectos magnéticos sobre implantes metálicos.
- Efectos adversos a implantes activados eléctricamente,

magnéticamente y mecánicamente (por ejemplo el marcapaso).

- Efectos biomagnéticos.

B.1.2 Fuerza ejercida a objetos ferromagnéticos

El campo magnético ejerce una fuerza a objetos ferromagnéticos (tales como herramientas, llaves, equipos de hospital, lánques de oxígeno o gas, las puntas de las plumas, etc.); la cual es proporcional a la masa del objeto. Es de suponerse que la fuerza se incrementa al disminuirse la distancia.

La introducción inadvertida de materiales ferromagnéticos en las proximidades del imán resulta en objetos similares a un proyectil que pueden ocasionar daños a los pacientes o a otras personas. El paciente no deberá introducir objetos magnetizables (relojes, tarjetas de crédito, boletos del metro, etc.), ni tampoco se deberán usar resucitadores ni desfibriladores, o introducir tanques de oxígeno en el cuarto de examen. Los pacientes que sean introducidos por primera vez deberán saber los riesgos que se corren al tener implantes metálicos.

Implantes de este tipo pueden ser por ejemplo,

- glándulas artificiales para insulina,
- válvulas artificiales del corazón con partes metálicas,
- implantes de acero más grandes (placas de acero para la cadera, clavos para huesos, clips quirúrgicos, etc.)

B.1.3 Efectos magnéticos sobre implantes ferromagnéticos

La fuerza magnética de atracción a implantes ferromagnéticos (como placas de acero para la cadera, clavos para huesos, etc.) puede ocasionar dislocaciones, o movimientos bruscos dañando seriamente al paciente. En materiales metálicos, suficientes corrientes de Foucault pueden ser inducidas por el campo magnético que varía en un gradiente de campo al alejarnos del centro del imán produciendo un calentamiento al implante. Este efecto es aplicado a todos los metales conductores, incluyendo metales no ferromagnéticos

Las personas que tengan implantes deberán permanecer fuera de la zona del imán indicada por signos de advertencia.

B.1.4 Efectos adversos a implantes activados eléctricamente, magnéticamente y mecánicamente.

El campo magnético puede dañar severamente a un paciente que tenga marcapaso u otro tipo de implante electrónico por lo cual estas personas deberán estar fuera del campo magnético. Las distancias del campo magnético para seguridad varían de acuerdo a la amplitud de campo generado por el imán y de los diseños de construcción.

G.1.5 Efectos biomagnéticos

En general los campos magnéticos no suelen tener ninguna clase de efectos directos sobre los seres vivos o suelen mostrar reacciones químicas sencillas. Sin embargo ha podido demostrarse que variaciones del campo magnético terrestre o campos magnéticos producidos artificialmente pueden modificar la actividad de diversos sistemas enzimáticos neuronales, por ejemplo. Estudios análogos con células completas hacen sugerir la posibilidad de cierta acción de los campos magnéticos sobre enzimas aisladas y puras (biocatalizadores). Por este motivo el rango de campo magnético no debe ser mayor a 2 tesla.

B.2 Peligros asociados con criogénicos

B.2.1 Manejo de nitrógeno y helio licuados a bajas temperaturas (4 K)

Generalidades

El imán superconductor es enfriado con nitrógeno y helio líquidos. Todos los líquidos usados como enfriadores para obtener temperaturas extremadamente bajas se llaman criogénicos. Se necesitan temperaturas cercanas al cero absoluto (273°C) para la operación de imanes superconductores. Los criogénicos usados (helio y nitrógeno) tienen puntos de ebullición extremadamente bajos y se evaporan rápidamente a la temperatura ambiente.

Punto de ebullición del helio -269°C

Punto de ebullición del nitrógeno -196°C

B.2.2 Propiedades de los criogénicos

Los criogénicos empleados para los imanes superconductores tienen las siguientes cualidades:

- Nocivos a la salud (ya que pueden provocar sofocación)
- Inodoros
- No tóxicos

- Más ligeros que el aire en estado gaseoso

- Cuando se evaporan producen nieblas frías que se extienden

Advertencia: Helio (He)

A temperatura ambiente (20°C), 1 litro de helio producirá aproximadamente 700 litros de gas helio.

Nitrogeno (N)

A temperatura ambiente, 1 litro de nitrógeno producirá aproximadamente 650 litros de gas nitrógeno.

B.2.3 Peligros asociados con refrigerantes

El manejo incorrecto del helio y nitrógeno puede resultar en: Riesgo de lesiones debido a enfriamiento y/o riesgo de asfixia

a) lesiones debido a enfriamiento

Al manejar nitrógeno/helio líquido, cualquier contacto con piel deberá ser evitado porque al salpicarse ésta puede sufrir quemaduras. Los ojos son particularmente vulnerables.

b) Peligro de asfixia

El aire ambiente contiene

78% de nitrógeno

21% de oxígeno

1% de gases inertes

La infiltración de helio o nitrógeno gaseoso desplazará al oxígeno en la mezcla anterior. Cualquier concentración menor al 11% es insuficiente para la vida humana. Si una tubería se rompe o si una nube de helio o nitrógeno escapa en una habitación ésta debe ser evacuada.

B.2.4 Ropa de protección para el manejo de criogénicos

Son obligatorios la puesta y el uso de la ropa de protección durante todo trabajo con gases licuados, por ejemplo al excitar el imán, al llenar depósitos, etc. La ropa de protección necesaria será:

- Guantes de seguridad
- Guantes de trabajo
- Careta

a) con casco

b) sin casco

- Batas de laboratorio y overoles (de algodón o lino)
- Zapatos antimagnéticos de seguridad

B.2.5 Almacenamiento de tanques de criogénicos

Deberá tenerse cuidado con el traslado y que se efectue inmediatamente después del llenado y/o transferencia. Cuando sea imposible un traslado inmediato, las posibilidades de almacenamiento deberán señalarse o indicarse entre el usuario y el proveedor de gas. Los siguientes son algunos puntos que deberán observarse durante el almacenamiento de los tanques de criogénicos:

1. Los tanques deberán asegurarse para no caer y deberán protegerse contra daños mecánicos.

2. El almacenamiento no debe estrechar rutas de tráfico ni escapes.

3. Los tanques deben almacenarse en lugares frescos y bien ventilados.

4. No almacenar los tanques en cuartos de trabajo en los que haya permanentemente personal.

B.2.6 Instrucciones de manejo para criogénicos

Observar los requerimientos necesarios antes de comenzar la carga de criogénicos como son:

- Ropa de protección
- Signos de instrucciones y peligro colocados en lugar visible.
- Durante las operaciones de transferencia y en el cuarto de trabajo se prohíbe comer, beber, fumar y almacenar alimentos.
- Se prohíben operaciones de llenado durante la examinación de pacientes.
- Seguir las instrucciones del proveedor de helio y nitrógeno para evitar accidentes.
- Después de la transferencia, los tanques de almacenaje de criogénicos deberán cerrarse de inmediato para prevenir la entrada de aire y con esto la formación de hielo en las conexiones. La formación de hielo puede ocurrir en el sifón o en el cuello del recipiente.

B.3 Prevención de accidentes

B.3.1 Accidentes asociados al campo magnético

Estos accidentes se producen cuando hay materiales magnéticos en las cercanías del imán. Una persona puede lastimarse con tales objetos o ser lanzado contra el imán.

Cuando ocurra un accidente por esta causa deberá ser desactivado el imán para lo cual se cuenta con un interruptor que lo desactiva y el helio escapa por el tubo de desalojo de gases (véase capítulo 4).

B.3.2 Trabajos con componentes vivos

No se efectuarán trabajos con componentes mayores a 50 volts. Esta prohibición no se aplica para procedimientos de medición y ajuste. Por lo tanto, es imperativo tener especial cuidado durante tales procedimientos, sólo deben efectuarse por electricistas expertos que utilicen herramientas y medidores especiales o adecuados. Si durante los procesos de medición y ajuste hay riesgo de contactar partes "activas", el suministro debe ser desactivado en las áreas de interés.

B.3.3 Prevención de incendios e instrucciones al trabajar con criogénicos.

El helio y el nitrógeno por sí solos no son combustibles. El aire del medio ambiente se condensa sobre las mangueras de conexión, lo que produce la formación de oxígeno líquido con el riesgo potencial de concentraciones de oxígeno. Quedando estrictamente hacer chispas o fumar. En caso de incendio se deberán seguir los siguientes pasos:

- En caso de fuegos menores combatase con extinguidor cuyas mangueras y conexiones serán de material amagnético.

Nota: El calentamiento del tanque de criogénicos incrementa su presión y con esto, el riesgo de explosión dentro del tanque. Por lo tanto enfriense los tanques con chorros de agua desde una distancia segura.

- En caso de que un incendio no pueda apagarse, deberá darse aviso a los bomberos. Antes de comenzar operaciones que involucren criogénicos, el departamento local de bomberos deberá ser informado acerca de la naturaleza del sistema KM y las características de su instalación. Esto los habilitará a actuar correctamente en caso de incendio. Al trabajar con criogénicos se pueden presentar los siguientes casos:

a) Peligro de asfixia

Las personas que queden inconscientes deberán ser

trasladadas inmediatamente a lugares con aire fresco, si es necesario aplique respiración artificial y masaje cardíaco.

b) Quemaduras por enfriamiento

No frotar las partes quemadas de la piel. Para descongelamiento, enjuaguese las manchas congeladas sobre la piel con agua y cubrase con material de vendaje esterilizado. Consulte al médico aún cuando el daño sea solo aparentemente formación de ampollas.

B.3.4 Monitoreo del paciente

Para tener una comunicación con el paciente y observarlo durante el examen médico se cuenta con el siguiente equipo:

- Cámara de televisión
- Sensor de pulso
- Comunicación con el paciente

Estos sistemas se emplean para tener una comunicación constante con el paciente para poder evitar algun accidente. En la figura B.1 se muestran los signos convencionales de seguridad para evitar accidentes, indicaciones de objetos que presentan algun riesgo, etc..

MAGNETO



Simbolo de advertencia:
NMR-CAMPO MAGNETICO.



Simbolo de advertencia:
CAMPO DE ALTA FRECUENCIA.



Simbolo de prohibición:
MARCAPASOS
Desfibriladores, teléfonos.



FUEGO
ABIERTO
prohibición
de fumar



IMPLANTES
de metal y otras
piezas metálicas
en el cuerpo
p. ej. fragmentos.



RELOJES MECANICOS
PORTADORES ELECTRONICOS
p. ej. calculadoras de bolsillo
y relojes digitales.



EXTINGUIDOR
de incendio con
deja metálica
y contenido de
agua.



PIEZAS
FERRICAS
de toda clase.



PORTADORES
MAGNETICOS DE DATOS
p. ej. tarjetas de crédito,
tarjetas de cheque y
tarjetas de identificación
con franja magnética,
cintas magnéticas.

CONCLUSIONES

Un nuevo principio encuentra una aplicación muy importante, dando origen al equipo más poderoso y dinámico en el diagnóstico médico. El equipo no sólo es versátil por la capacidad de realizar cortes en los sentidos axial, sagital, coronal y paraxial sino que además realiza angiografía no invasiva y mediciones de flujos, pero lo que lo hace único es el poder realizar espectroscopía en vivo. lo que le da una capacidad de diagnóstico sin precedentes, para dar un ejemplo podemos mencionar el caso del cancer, el cual puede ser fácilmente detectado. Se reconoce así también, que todavía queda mucho por desarrollar y que diariamente se van mejorando las técnicas de adquisición y tecnología general del equipo. Este desarrollo avanza a pasos extraordinariamente rápidos lo que hará de este equipo una herramienta muy accesible e indispensable. Así también se encuentran aspectos que pueden ser mejorados, por ejemplo:

- La necesidad de usar helio y nitrógeno líquido.
- El tamaño del imán.
- La relativa complejidad del equipo.

Como podemos ver, en este equipo se encuentran reunidas diversas ramas de la ingeniería y ciencias puras como son la física, química, matemáticas, ingeniería eléctrica y electrónica, ingeniería mecánica, industrial, civil, en

computación ... por mencionar algunas. Luego entonces, queda el campo abierto en el desarrollo y la investigación que pueden aportar beneficios importantes a la vida del hombre.

GLOSARIO

Angiografía: Es la graficación de los vasos sanguíneos y linfáticos.

Angiografía no invasiva: Al hablar de una angiografía no invasiva en RM (resonancia magnética), nos referimos al estudio de los vasos sanguíneos sin emplear ningún medio de contraste, como puede ser el uso del gadolinio.

Ancho del pulso: Es la duración de un pulso.

Artificios: Falsa forma en la imagen producida por el procesador de imágenes.

B_0 : Vector intensidad de campo magnético.

B_1 : Símbolo empleado para el vector de campo magnético de radio frecuencia usado en un sistema de RM.

Bloch: Físico suizo nacido en Zurich en 1905, premio nobel de física en 1952, por su trabajo sobre medición de los campos magnéticos en el núcleo atómico. La ecuación fenomenológica de Bloch para la magnetización macroscópica usada en resonancia magnética, incluye los efectos de la

precesión del campo magnético (estático y de RF) y los tiempos de relajación T1 y T2.

Bobinas de gradiente: La corriente que transporta una bobina diseñada para producir un pequeño gradiente de campo magnético.

Boltzman: Físico Austriaco nacido en Viena en 1844, sus trabajos sobre termodinámica ampliaron los campos de la física, la mecánica y la teoría atómica. Murió en el año de 1906. El número de partículas en niveles de energía E a una temperatura T (K) es proporcional a $EXP(-E/KT)$ donde EXP es la base de los logaritmos neperianos y K es la constante de Boltzman, cuyo valor es de 1.38×10^{-23} J/K. Mas específicamente en el caso de espines, el número de espines paralelos (N+) y antiparalelos (N-) orientados con respecto al campo magnético está dado por $N = N_0 \cdot EXP(-\mu B/KT)$ donde μ es el momento magnético, B es el campo magnético en teslas y K es la constante de Boltzman

Carr-Purcel: Es una secuencia de pulsos de RF, consistiendo de un pulso de 90° y los demas de 180° usados para la medición del tiempo de relajación.

Constante de tiempo: Respuesta característica en el tiempo de un sistema. La respuesta es generalmente exponencial.

Contraste: El contraste puede ser definido como la diferencia relativa de las intensidades de la señal en dos regiones adyacentes. Si las dos intensidades son J_1 y J_2 , un uso cuantitativo de la definición de contraste es

$$\frac{\frac{J_1 - J_2}{2}}{\frac{J_1 + J_2}{2}} = \frac{J_1 - J_2}{J_1 + J_2}$$

Corrientes de Foucault: Son corrientes eléctricas inducidas en un conductor por un cambio de campo magnético por movimiento del conductor a través de un campo magnético. Estas corrientes producen calentamiento al incrementarse el campo magnético a los conductores.

Desplazamiento químico: Al producirse la RM, se obtiene la información acerca de la estructura química. Esta es definida como

$$\delta = \frac{\Delta f}{f_R} \times 10^6 \quad (\text{PPM})$$

donde f_R es la frecuencia con la que la sustancia de referencia está en resonancia al aplicarse el campo magnético y

ΔF es el incremento de frecuencia entre la sustancia y la partícula del núcleo en la sustancia cuyo desplazamiento químico es determinante al mismo campo. El aumento del desplazamiento es proporcional a la fuerza de campo magnético. El desplazamiento químico hace posible diferenciar la composición de las diferentes moléculas.

Dipolo magnético: Los polos norte y sur de un imán separado por una distancia finita constituye un momento dipolar magnético.

Espín: Momento cinético del electrón o de cualquier otra partícula, debido a la rotación de la partícula sobre sí misma.

Espín-eco: La reaparición de una señal de RM después de aplicar la secuencia FID.

Ecuación de Larmor: Esta ecuación define la condición de RM, la ecuación de Larmor es

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

donde:

ω_0 es la frecuencia de Larmor

γ es la constante giromagnética

B_0 es el campo magnético

Fantoma: Un objeto artificial de dimensiones y propiedades conocidas.

Frecuencia angular: Frecuencia de oscilación definida en radianes/segundo $\omega = 2\pi f$

donde:

$\pi = 3.1416$

f = frecuencia en Hertz

Frecuencia de Larmor: La frecuencia (ω_0) de la precesión de Larmor. (vease ec. de Larmor).

Frecuencia de resonancia: Frecuencia a la cual el fenómeno de resonancia ocurre, dado por la ecuación de Larmor. Dada también por las inductancias y las capacitancias para circuitos electrónicos de RF.

Gradiente: El aumento y dirección de la tasa de cambio en espacios de igual cantidad, tal como la fuerza de campo magnético. Por ejemplo, si el campo magnético no es uniforme porque está cambiando continuamente en la dirección X, diremos

que esta existiendo un gradiente de campo magnético en la dirección X.

Gradiente de campo magnético: Es un campo magnético que cambia en fuerza en una dirección dada.

Gx, Gy, Gz: Símbolo empleado para denotar la dirección de la componente espacial de gradientes.

Homogeneidad: En la RM la homogeneidad del campo magnético es un criterio muy importante en la calidad de la imagen. La homogeneidad requerida para la imagen debe ser generalmente alta sobre una amplia región.

Intervalo del pulso: El tiempo entre dos pulsos o una secuencia.

M: Símbolo para el vector magnetización (vector magnetización neto).

Mxy: Magnetización Transversal.

Mz: Magnetización longitudinal.

Mo: Módulo de la magnetización a lo largo de la dirección del campo magnético.

Magnetización: Efecto neto de momentos magnéticos de un conjunto (gran grupo) de protones precediendo un campo magnético.

Momento magnético: Este es asociado con el momento angular nuclear L a través de la constante giromagnética:

$$\mu = \gamma L = \gamma \hbar I$$

donde I es el espín del vector momento angular. El núcleo puede ser visto como una barra de imanes sobre los ejes norte-sur.

Momento angular: Para una partícula de masa m , moviéndose con una velocidad relativa v , el momento angular relativo al punto O , es el producto vectorial de la posición del vector r de la partícula relativa O y el momento lineal. En ausencia de fuerzas externas el momento angular permanece constante. Cuando un par es aplicado al movimiento del cuerpo, la resultante cambia produciendo una precesión. El núcleo atómico posee un momento angular intrínseco referido al espín, en múltiples constantes de Planck.

NMR (Nuclear magnetic resonance): Resonancia magnética nuclear, véase resonancia magnética RM.

Precesión: Variación periódica en la inclinación del eje

de un giroscopio rotatorio a la vertical, entre ciertos ángulos limitadores. Esta forma un cono con respecto a la vertical del espín.

Polo magnético: Un conveniente artificio para descripción de un cierto fenómeno magnético.

Pulso: Aplicación por un periodo específico de tiempo de una perturbación (por ejemplo un campo de radio-frecuencia).

Pulso de 90° : Cuando el espín está inicialmente alineado con el campo magnético, este producirá después de aplicado el pulso de 90° una magnetización transversal.

Pulsos de gradientes: Aplicación de gradientes de campo magnético por un lapso breve.

RM (resonancia magnética): La absorción o emisión de energía electromagnética por núcleo en un campo magnético estático, después de la excitación por un campo de RF conveniente. El pico de la frecuencia de resonancia es proporcional al campo y esta dado por la ecuación de Larmor.

Relación giromagnética (γ): Relación existente entre el

momento magnético y el momento angular. Esta constante esta dada por el núcleo y su valor es de $\hbar/2\pi = 42.58$ MHz/tesla para un núcleo de hidrógeno.

Secuencia espín-eco: Imágenes producidas usando esta secuencia (vease espín-eco) la cual tiene una fuerte dependencia con T2.

Sintonía: Proceso de ajustar la frecuencia de resonancia, por ejemplo del circuito de RF al valor deseado de la frecuencia de larmor. Mas generalmente, es el proceso de ajustar los componentes para la señal de resonancia magnética.

T: vease Tesla

T1 (Tiempo de relajación longitudinal): Constante de tiempo para que los espines tiendan a alinearse con el campo magnético externo. Se conoce tambien como espín-red.

T2 (Tiempo de relajación transversal): Constante de tiempo debida a la pérdida de fase entre los espines, resultando en el vector de magnetización transversal. Se conoce tambien como espín-espín.

TE (tiempo de eco): Tiempo ocurrido entre el pulso de 90° y la producción espín-eco. Para multiples ecos se usa TE1.

TE2,

Tesla (T): Unidad de la inducción magnética empleada en el sistema internacional. Un tesla es igual a 10.000 gauss en el sistema cgs.

T1 (tiempo de inversión): Es el tiempo que ocurre después de un pulso de RF de 90° .

Tiempo de relajación longitudinal: véase T1.

Tiempo de relajación transversal: véase T2.

Tisulares: Este término médico se utiliza para denotar los diferentes cortes que puede tener un tejido.

TR (Tiempo de Repetición): Es el tiempo aplicado después de un pulso de RF de 90° para iniciar un nuevo ciclo de pulsos en una secuencia.

Zeugmatografía: Es una técnica de obtención de imagen por RM haciendo uso de un campo magnético de gradientes. En ésta técnica el campo de gradientes restringe la interacción del objeto con el campo de RF limitado a una región, estando correlacionada la posición de la región con el campo de gradientes. Este término aparece al iniciarse los estudios de

resonancia magnética en medicina.

BIBLIOGRAFIA

Varios artículos y documentos proporcionados por SIEMENS

MAGNETOM 42

MAGNETOM 63 MAGNET 1.5 TESLA

ROOM SHIELDING

BASIC PRINCIPLE

EKG Triggering and respiratory gating

FAST IMAGING TECHNIQUES

LOCALIZED SPECTROSCOPY WITH THE MAGNETOM

RADIOLOGY, VOL 170 NUMBER 1

APUNTES DE ELECTRICIDAD Y MAGNETISMO. FACULTAD DE INGENIERIA

FOSTER, M. A., MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE AND BIOLOGY.
PERGAMON PRESS, NEW YORK, 1984

MANSFIELD P, MORRIS, P. G.: NMR IMAGING IN BIOMEDICINE.
ACADEMIC PRESS, NEW YORK, 1982

FARRAR, TH. C. BECKER, E. D.: PULSE AND FOURIER TRANSFORM NMR.
ACADEMIC PRESS, NEW YORK, 1971

ESGER, P. D., JOHNSTON, R. E.: TECHNOLOGY OF NUCLEAR MAGNETIC
RESONANCE
THE SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, INC. NEW YORK, 1984.

SADIAN, D. G.: NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE AND ITS APPLICATIONS
TO LIVING SYSTEMS.
OXFORD CLARENDON PRESS, OXFORD, 1982

EDELSTEIN WA, CLOVER GH, HARDY C., REDINGTON RW.
THE INTRINSIC SIGNAL-TO-NOISE RATIO IN NMR IMAGING IMAGING
MAGN RESON MAG 1986.

PRESNICK AND HOLLIBAY: FISICA GENERAL VOLUMEN 2.
ED. DECSA, 1975