



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLAS DE HIDALGO

FACULTAD DE INGENIERIA
ELECTRICA

TESIS:

Imágenes de Resonancia Magnética: Un Enfoque Ingenieril

Que Para Obtener el Título de Ingeniero Electricista

PRESENTA:

Alberto Carlos Salas Mier

ASESOR:

Dr. Carlos Pérez Rojas

Morelia, Michoacán, Octubre 2006



Agradecimientos

A mis padres,
Por darme los motivos.

A mis profesores de la Facultad de Ingeniería Eléctrica,
Por darme los elementos.

A Mariana García P.
Por la paciencia y el apoyo.

Resumen

La Imagen por Resonancia Magnética es una técnica relativamente reciente para obtener imágenes detalladas del cuerpo humano. Su importancia radica en que plantea una forma de dibujar estructuras internas del cuerpo humano de manera no invasiva. Esta tecnología está basada en la interacción de núcleos atómicos inmersos en un campo magnético intenso con una emisión de energía de radiofrecuencia de alta potencia. Los núcleos atómicos se comportan como momentos bipolares magnéticos, y al estar inmersos en el campo magnético, se alinean, por lo que generan una magnetización neta, que es representada por un vector de magnetización. Otro efecto que presentan es el giro de este vector alrededor del eje del campo magnético. Debido a este giro, se pueden ubicar bobinas de adquisición de señal perpendiculares a la dirección del eje del campo, sin embargo, la señal obtenida es muy pequeña. Al aplicarse los pulsos de radiofrecuencia se consigue que el vector de magnetización se incline de manera que quede perpendicular al eje del campo, obteniéndose así una amplitud máxima de magnetización, que se verá reflejada en un incremento en la magnitud de la señal capturada en la bobina de adquisición. Esta señal es procesada mediante Transformada Rápida de Fourier para conocer su contenido de frecuencia. Para poder obtener las imágenes, es necesario convertir las intensidades de espín en intensidades de píxel, por lo que se emplean gradientes de campo magnético para poder conocer la posición de las regiones de espín. Para generar la imagen, se recurre a secuencias de pulsos predefinidos que dan como resultado la visualización de diferentes tipos de tejidos. Finalmente, se deben considerar ciertos aspectos de seguridad por todo el personal que trabaja en una sala de este tipo y los pacientes que se vayan a someter a este tipo de estudios.

Contenido

Resumen	iv
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Definición	4
1.3. Reseña Histórica	5
1.4. Oportunidades en MRI	7
1.5. Imagen Tomográfica	8
1.6. Propiedad Microscópica de MRI	8
2. Fundamentos Teóricos	10
2.1. Propiedades de la Radiación Electromagnética	10
2.2. Interacción de Radiación con Materia y el Principio de Incertidumbre	13
2.3. Propiedades Magnéticas de la Materia	15
2.3.1. El Núcleo Atómico	15
2.3.2. Espín Electrónico	16
2.3.3. Espín Nuclear	18
2.4. Energía de Transición	20
2.5. Precesión y la Frecuencia de Larmor	23
2.6. Distribución de Boltzmann y Saturación	27
2.7. El Marco de Referencia Rotatorio	29
2.8. Excitación	30
2.9. Procesos de Relajación	31
2.9.1. Proceso de Relajación T1	32
2.9.2. Proceso de Relajación T2	33
3. Espectrometría	35
3.1. Inducción de Faraday y la Bobina Receptora	35
3.2. Generación de B_1 en la Bobina Receptora	37
3.3. El Magneto	38
3.4. Generación de la Señal	39
3.4.1. El Experimento de Onda Continua en la Resonancia Magnética Nuclear	39
3.4.1.1. Prueba de Barrido de Frecuencia	40
3.4.1.2. Prueba de Barrido de Campo	41
3.4.2. Pulsos	43
3.4.3. Secuencias de Pulsos	44
3.5. Transformada de Fourier	45

4. La Imagen	47
4.1. Gradiente de Campo Magnético	47
4.2. Codificación de Frecuencia	47
4.3. Imagen por Retroproyección	48
4.4. Trazando la Señal en el Espacio	50
4.5. Resolución	52
4.6. Técnicas de imagen	53
4.6.1. Multi-slice Imaging	54
4.6.2. Oblique Imaging	55
4.6.3. Spin Echo Imaging	56
4.6.4. Gradient Recalled Echo Imaging	57
4.7. Contraste	58
5. Seguridad y Descripción General de una Unidad de Resonancia Magnética	62
5.1. Acerca de la Seguridad	62
5.1.1. El Magneto Principal	63
5.1.2. Los Gradientes	64
5.1.3. Las Bobinas de Radiofrecuencia	65
5.2. La Unidad de MRI	66
5.2.1 El Procedimiento de Imagen	68
6. Conclusiones	70
Bibliografía	72
A. Transformada de Fourier (FT)	73
A.1 La Transformada Continua d Fourier	73
A.2 La Transformada Discreta de Fourier	75
B. Situación de MRI en México	78

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación y Descripción General del Texto

El objeto de la ciencia debe ser siempre lograr un mejoramiento en las condiciones de vida del ser humano, esto es, si los avances tecnológicos no representan un impacto en la calidad de la vida de la gente se puede considerar que todos los esfuerzos realizados por los investigadores, científicos, técnicos, etc. son estériles. Estas mejoras pueden pensarse como artículos que satisfagan alguna necesidad específica, que resuelvan algún problema, o que le permitan al ser humano vivir de manera más cómoda.

Una de las disciplinas que más se ha favorecido del desarrollo tecnológico y en la cual son tangibles los avances es la medicina; dentro de este mismo campo, el área del diagnóstico se ha visto beneficiada de manera importante desde el siglo anterior con las técnicas de imagen que se han desarrollado a partir del descubrimiento de los rayos X. Los rayos X tienen poco uso en la graficación de tejidos blandos como el cerebro o los músculos. Para estos tejidos se empezaron a desarrollar nuevas técnicas de graficación: ultrasonido,

tomografía axial computarizada (Computed Tomography, CT) e Imagen por Resonancia Magnética.

Esta última cuenta con muy poco tiempo de desarrollo e implementación simplemente en los países tecnológicamente avanzados; en países cuya tecnología apenas empieza a desarrollarse, la Imagen por Resonancia Magnética representa algo fuera de alcance: muy pocos hospitales pueden costear los equipos, y de la misma manera, muy pocos pacientes pueden pagar por obtener un servicio de este tipo. Por ello, es necesario plantear la necesidad que tenemos de generar tecnología propia en este y en muchos otros campos de la ciencia.

Una de las consecuencias de no contar con avances realizados en los países en vías de desarrollo es la poca producción de textos que traten sobre la tecnología “de punta”. La Imagen por Resonancia Magnética es uno de estos casos.

Debido a lo anterior surge la inquietud de desarrollar un texto que presente los fundamentos de esta tecnología de manera breve pero concreta, y que sirva, en lo posible, de referencia para trabajos posteriores en el área.

A lo largo de los 5 capítulos que conforman el presente texto se desarrollarán los conceptos básicos sobre los que se funda la tecnología de imagen por resonancia magnética nuclear. En el capítulo 1 se presenta esta forma de obtener imágenes del cuerpo humano; algo de su historia: es notorio el hecho de que, a pesar de que lleva relativamente poco tiempo estudiándose (1946), ya ha producido 3 premios Nobel; las ventajas que tiene: en primer lugar es una técnica cuyo resultado es la obtención de imágenes muy detalladas del interior del cuerpo humano, mismas que no son posibles de obtener por medios no invasivos (es decir, hacer cortes reales al cuerpo humano), cuya relevancia está dada por el soporte al diagnóstico y estudio de enfermedades; y la justificación para estudiar este tema: México cuenta con poco desarrollo en este campo, situación que dificulta la creación de tecnología propia que eventualmente conduzca a una disminución de costo del uso de tecnología.

El capítulo 2 desarrolla de manera breve pero concisa la base científica sobre la que reposa el fenómeno de resonancia magnética. Desde el comportamiento dual de la radiación electromagnética hasta los procesos de relajación T_1 y T_2 responsables de la obtención de la señal de Resonancia Magnética Nuclear. La radiación se comporta como partícula y como onda, ambas cuantizadas. Esta onda queda definida por una amplitud y una frecuencia. La principal propiedad de estos *cuantos* es la energía, siendo ésta proporcional a su frecuencia. Esta radiación puede interactuar con otras partículas de tal modo que se absorbe o se emite. Para que se pueda dar esta interacción, la partícula debe estar en una clase de movimiento periódico uniforme, además de que tanto el fotón como la partícula deben estar a la misma frecuencia. Cuando se da esta condición se dice que el sistema está en resonancia. Se revisará la estructura atómica básica. De esto surge el hecho de que todas las partículas atómicas poseen un ímpetu angular intrínseco llamado “espín”[♦].

Solo los núcleos con un espín diferente a cero son susceptibles de ser detectados por medio de la resonancia magnética.

Las partículas con espín pueden considerarse que giran sobre su propio eje; al ser estas partículas cargadas, por el hecho de estar girando, crean un dipolo magnético. Otra de las propiedades que genera el hecho de que las partículas que tiene espín es que poseen estados energéticos diferenciados. La sección 2.5 explica la manera en la que se inducen las partículas a oscilar en un movimiento periódico predefinido y se llega a la ecuación fundamental de la teoría de resonancia magnética nuclear cuyo resultado es la frecuencia de Larmor. En secciones posteriores se detalla cómo se distribuyen los núcleos con diferentes orientaciones espaciales y cómo se desarrollan los procesos de saturación, el empleo del marco de referencia rotatorio para simplificar el análisis y la explicación teórica del proceso que se sigue para inclinar el vector de magnetización neta con el fin de poder leer la señal. Finalmente se mencionan los conceptos de Tiempos de Relajación, fundamentales a la hora del procesamiento de la imagen.

[♦] La palabra “espín” es derivada del inglés “to spin” y significa según el diccionario Merriam-Webster Online: rotar o girar rápidamente. En lo sucesivo se usará el término en español, salvo cuando el contexto lo impida.

El capítulo 3 da una revisión de las técnicas espectroscópicas que siguen el principio de resonancia magnética nuclear, cubriendo los métodos de Barrido de Campo y Barrido en Frecuencia así como el de Campos Magnéticos Pulsantes. Como parte intrínseca del proceso de imagen, se describe el análisis de la señal obtenida dándole la importancia requerida a la Transformada de Fourier como técnica matemática-computacional requerida en el procesamiento digital de la señal. La Transformada de Fourier es importante puesto que es la forma en la que se convierte una serie de “puntos” (el llamado K-Space) en una imagen detallada.

En el capítulo 4 se desarrolla el concepto de la obtención de imagen: el uso del gradiente de campo magnético como medio para referir cada región de espín y por medio del método de retroproyección se ilustra el concepto de codificación de frecuencia. La retroproyección consiste en ir aplicando gradientes en torno a un eje y luego por medio de una rutina de computadora (conocida como transformada de Radon) se crea la imagen. Se muestra que la manera real para obtener las imágenes es por medio de varios gradientes de campo magnético y Transformada de Fourier en dos dimensiones, posteriormente, la intensidad de señal obtenida por medio de la Transformada de Fourier es convertida a intensidad en píxel. Se comenta brevemente lo que es la resolución y se determina la ecuación para calcular el tamaño máximo de píxel. La sección 4.6 explica algunas técnicas de imagen usadas comúnmente ya que para diferentes tipos de enfermedades o alteraciones, es necesario tener diferentes formas para obtener la imagen. La última sección de este capítulo menciona el término de contraste. El contraste en la imagen es fundamental para la obtención de Imágenes por Resonancia Magnética ya que permite la diferenciación del tejido (o tejidos) a observar de los tejidos adyacentes. El contraste se define como la diferencia de intensidad de señal de dos tejidos diferentes. Se dan las ecuaciones de estos parámetros y se ilustra con una tabla que contiene valores de intensidad de señal para algunos tejidos humanos.

En el capítulo 5 se dan a conocer las cuestiones de seguridad que debe conocer cada persona que labore en centros de Imagen por Resonancia Magnética. Se analizan los tres principales componentes del instrumento. Dentro de este mismo capítulo se presentan algunas de las características de esta técnica de imagen que están mejorándose

continuamente. Finalmente se da un panorama completo –digamos un paseo por las instalaciones de una unidad de Imagen por Resonancia Magnética- que tiene como objeto el aterrizar los conceptos que fueron presentados a lo largo del documento.

Finalmente, en el capítulo 6 se presentan las conclusiones pertinentes del presente texto y en el Apéndice 1 se aborda de manera más clara el concepto de Transformada de Fourier, su deducción y algunas de sus propiedades, puesto que algunas de ellas son cruciales tanto para comprender como para realizar este método de imagen.

1.2 Definición

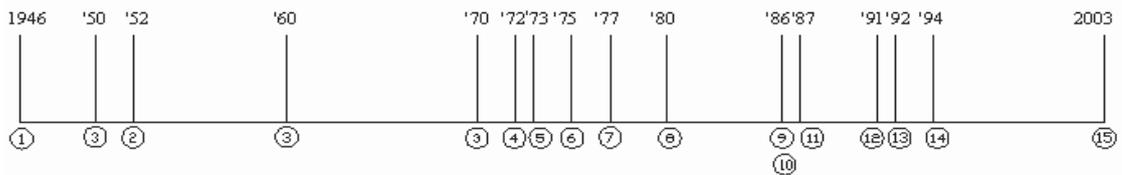
La Imagen por Resonancia Magnética (en inglés Magnetic Resonance Imaging, MRI) es una técnica de imagen usada primariamente en establecimientos médicos para producir imágenes de alta calidad del interior del cuerpo humano. Está basada en el principio de Resonancia Magnética Nuclear (Nuclear Magnetic Resonance, NMR), una técnica espectroscópica usada para obtener información química y física microscópica acerca de las moléculas. Las imágenes por resonancia magnética comenzaron como imágenes tomográficas, o sea que producían una imagen de la señal de resonancia magnética nuclear en una “rebanada” delgada del cuerpo.

1.3 Reseña Histórica

Félix Bloch y Edward Purcell, quienes fueron galardonados con el Premio Nobel en 1952, descubrieron independientemente el fenómeno de resonancia magnética en 1946. En el periodo entre 1950 y 1970, la resonancia magnética nuclear fue desarrollada y usada para análisis molecular químico y físico.

En 1971 Raymond Damadian demostró que los tiempos de relajación magnética nuclear de tejidos y tumores diferían, lo cual motivó a los científicos a reconsiderar la resonancia

magnética para la detección de enfermedades. En 1973 la tomografía computarizada (Computed Tomography, CT) basada en Rayos X fue introducida por Hounsfield. Esta fecha es importante en la línea cronológica de MRI (La Figura 1.1 muestra la línea cronológica de esta tecnología desde sus inicios hasta la actualidad) porque demostró que los hospitales estaban deseando gastar grandes cantidades de dinero en el equipo de imagen médica. La MRI fue primeramente demostrada en muestras en pequeños tubos de ensayo ese mismo año por Paul Lauterbur. En 1975 Richard Ernst propuso un esquema de imagen por resonancia magnética usando codificación de fase y frecuencia y la transformada de Fourier. Esta técnica es la base de las técnicas actuales de MRI. Unos pocos años después Raymond Damadian demostró la MRI llamándola resonancia magnética nuclear de enfoque de campo. En ese mismo año, Peter Mansfield desarrolló la técnica de imágenes ecoplanares. Esta técnica sería desarrollada años más tarde para producir imágenes a razones de vídeo (30 ms / cuadro).



- | | |
|--|---|
| 9. Fenómeno MR – Bloch y Purcell | 1. Demostración de la MRI con Transformada de Fourier – Edelstein |
| 10. Premio Nobel – Bloch y Purcell | 2. Gradient Echo Imaging |
| 11. NMR desarrollado como herramienta analítica | 3. Microscopio basado en NMR |
| 12. Tomografía computarizada | 4. Angiografía por Resonancia Magnética – Dumoulin |
| 13. MRI por retroproyección – Lauterbur | 5. Premio Nobel – Ernst |
| 14. Empleo de técnicas de Fourier para obtención de imágenes – Ernst | 6. MRI funcional (fMRI) |
| 15. Imágenes ecoplanares – Mansfield | 7. Imagen por medio del gas ^{129}Xe hiperpolarizado |
| | 8. Premio Nobel – Lauterbur y Mansfield |

Figura 1.1 Línea Cronológica de la tecnología MRI. Aquí se muestran las fechas más importantes para esta tecnología, desde su origen hasta el año 2003

Edelstein y sus colaboradores demostraron la aplicación en el cuerpo humano usando la técnica de Ernst en 1980. Una imagen sencilla podría ser adquirida en aproximadamente

cinco minutos por esta técnica. Para 1986, el tiempo de imagen había sido reducido a cinco segundos, sin sacrificar mucho la calidad de imagen. El mismo año se estuvo desarrollando el microscopio basado en NMR, el cual permitió una resolución de aproximadamente 10 µm en muestras de un centímetro. En 1987 las imágenes ecoplanares fueron usadas para realizar la película de un solo ciclo cardíaco en tiempo real. En este mismo año Charles Dumoulin estuvo perfeccionando la angiografía por resonancia magnética, que permitió dibujar el flujo sanguíneo sin necesidad de usar medios de contraste.

En 1991, Richard Ernst fue premiado por sus logros en el campo de la resonancia magnética con el Premio Nobel de química. En 1992 fue desarrollada la imaginología por resonancia magnética funcional (fMRI). Esta técnica permite el mapeo de la función de varias regiones del cerebro humano. Cinco años antes muchos clínicos pensaron que la principal aplicación de las imágenes ecoplanares era la graficación cardíaca en tiempo real. El desarrollo de imagen por resonancia magnética funcional abrió nuevas aplicaciones para las imágenes ecoplanares en el mapeo de regiones cerebrales responsables del pensamiento y el control motor. En 1994 investigadores de universidad estatal de Nueva York en Stony Brook y de la universidad del Princeton demostraron la producción de imágenes por medio del gas ^{129}Xe hiperpolarizado para estudios de respiración.

En 2003, Paul C. Lauterbur de la universidad de Illinois y Sir Peter Mansfield de la universidad de Nottingham fueron galardonados con el Premio Nobel de medicina por sus descubrimientos relacionados con la imaginología por resonancia magnética.

1.4 Oportunidades en MRI

La imaginología por resonancia magnética es un campo creciente, así como sus oportunidades. Actualmente es requerido personal especializado en las siguientes áreas:

- Radiólogos especializados en MRI
- Técnicos operadores de escáner

- Tecnólogos del post proceso
- Especialistas en seguridad
- Técnicos de servicio
- Químicos, físicos y biólogos
- Ingenieros biomédicos

La situación en México es notablemente desconcertante. Un estudio de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico (OCDE) señala:

“Durante la década pasada, ha habido un rápido crecimiento en la disponibilidad de las tecnologías para el diagnóstico tal como los escáneres para las tomografías computarizadas (CT) y las unidades de resonancia magnética en la mayoría de los países de la OCDE. En México, el número de Unidades de Resonancia Magnética (URM) fue de 0.2 por cada millón de habitantes en el 2003, y este porcentaje nuevamente es el más bajo de la OCDE. México se encuentra aún muy por detrás del promedio de la OCDE que es de 7.6 URM por cada millón de habitantes. Asimismo, el número de escáneres en México fue de 1.5 por cada millón de habitantes en el 2003, muy por debajo del promedio de la OCDE de 17.9

El Apéndice 2 Muestra una tabla comparativa del uso de Unidades de Imagen por Resonancia Magnética entre varios países incluido México.

1.5 Imagen Tomográfica

Las imágenes por resonancia magnética comenzaron como una modalidad de imagen tomográfica para producir imágenes por resonancia magnética nuclear de una rebanada del cuerpo humano. Cada rebanada tiene un grosor, identificado como *thk* (del inglés “thick”). Esta forma de imágenes equivale a cortar la anatomía por encima de la rebanada y por debajo de ella. La rebanada está compuesta de muchos elementos de volumen llamados voxel. El volumen de un voxel es aproximadamente tres mm³. La imagen de resonancia magnética está compuesta de muchos elementos de imagen llamados píxeles. La intensidad

de un píxel es proporcional a la intensidad de señal de resonancia magnética nuclear del contenido del voxel correspondiente al objeto que está siendo dibujado.

La Imagen por Resonancia Magnética está basada en la absorción y emisión de energía en el rango de radiofrecuencia del espectro electromagnético. Es claro, del espectro de atenuación del cuerpo humano, el porqué se usan los rayos X pero ¿porqué se tardó tanto tiempo en desarrollar un medio de imágenes con ondas de radio especialmente con las preocupaciones de salud asociadas a radiaciones ionizantes, como los rayos X? Anteriormente era creído que no se podía dibujar objetos más pequeños que la longitud de onda de la energía usada para dibujar. La imaginología por resonancia magnética resuelve esta limitante produciendo imágenes basadas en las emisiones espaciales en fase y frecuencia de la energía de radiofrecuencia que es absorbida o emitida por el objeto a dibujar.

1.6 Propiedad Microscópica de MRI

El cuerpo humano es 63% átomos de hidrógeno, éstos tienen una señal de resonancia magnética nuclear. Por esta razón la Imagen por Resonancia Magnética obtiene primariamente las señales de resonancia magnética nuclear de estos átomos de hidrógeno. Cada voxel contiene uno o más tejidos (los tejidos contienen células, las células moléculas de agua, cada una de éstas tienen dos átomos de hidrógeno y uno de oxígeno).

El núcleo de hidrógeno posee un solo protón; el protón posee una propiedad llamada espín, la cual:

1. Puede ser pensada como un campo magnético pequeño y
2. Hace que el núcleo produzca una señal de resonancia magnética nuclear.

Esta característica de los núcleos y sus efectos son analizados en el siguiente capítulo a detalle.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

Se ha mencionado que el principio de la imagenología por resonancia magnética es la interacción de un campo magnético de radiofrecuencia oscilatorio con una colección de núcleos inmersos en un campo magnético fuerte externo. En el presente capítulo se desarrolla un análisis detallado de cómo se desarrolla esta interacción.

2.1 Propiedades de la Radiación Electromagnética

La radiación electromagnética está compuesta de dos ondas ortogonales: una que describe un vector de campo eléctrico y otra que describe un vector de campo magnético. Esto se ilustra en la Figura 2.1.

Como se muestra en la Figura 2.1, las ondas están caracterizadas por una longitud de onda (λ) y una amplitud máxima (E_0 y B_0). La intensidad de la onda es proporcional al cuadrado

de su amplitud. Las ondas también tienen una frecuencia ν (el inverso del tiempo de cresta a cresta).

Si una onda viaja una distancia λ en un tiempo t_0

$$c = \lambda t_0 = \lambda \nu \quad (2.1)$$

Donde $c = 3.00 * 10^{10}$ cm/s en el vacío. Esta velocidad fija es a la que viaja la luz.

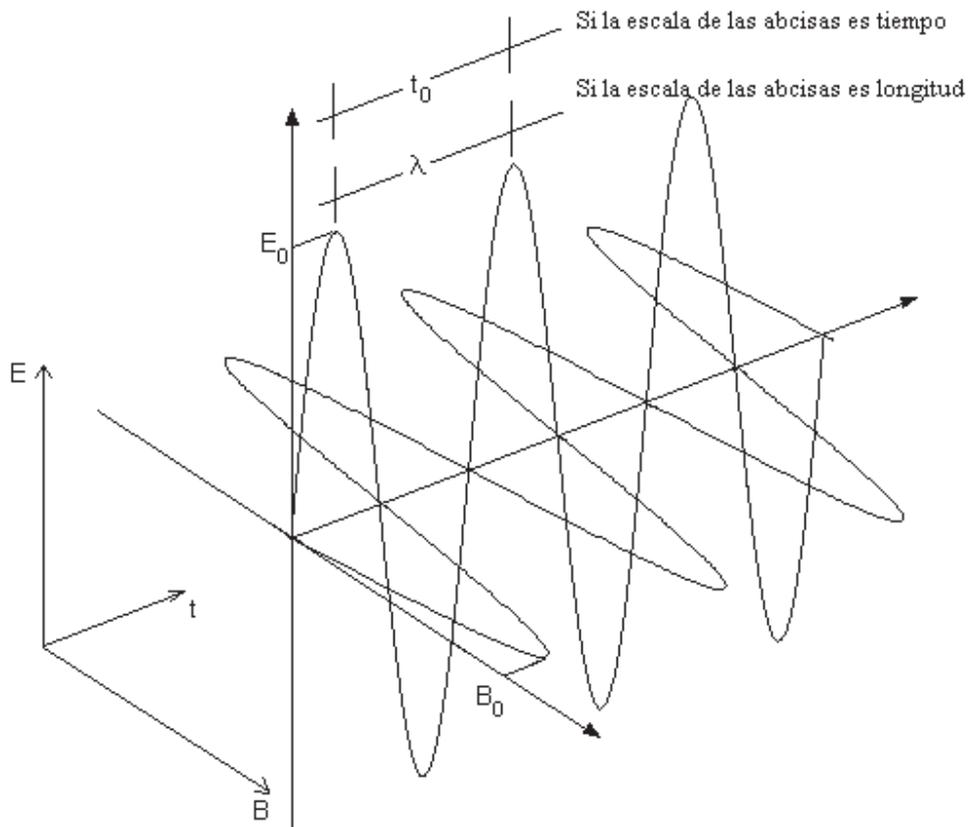


Figura 2.1 Espectro Electromagnético. Se muestran las ondas ortogonales, indicando B_0 como valor pico de la onda de campo Magnético y E_0 como valor pico de la onda de campo Eléctrico.

El espectro electromagnético lo componen ondas como rayos cósmicos de muy alta frecuencia hasta radiación RF (radiofrecuencia) con muy baja frecuencia. La región visible se encuentra entre las longitudes de onda de 380 nm a 780 nm. Aparte de las propiedades de onda, la radiación electromagnética posee ciertas características de partícula.

Una partícula o *cuanto* de radiación es llamado un fotón. La propiedad más importante de un fotón en términos de partícula es la energía E. Cada fotón tiene una cantidad discreta de energía que es proporcional a su frecuencia:

$$E = h\nu \quad (2.2)$$

Donde h es la constante de Planck, la cual tiene un valor igual a 6.63×10^{-34} J·s por fotón.

La radiación por encima de la región visible tiene suficiente energía como para romper los enlaces químicos (fotodisociación). De especial interés para nosotros, la radiofrecuencia (comúnmente usada para comunicaciones). Normalmente usamos ésta en el rango de frecuencias de 200 a 700 MHz (con la energía más baja) y es en esta región donde está la energía que requerimos para la resonancia magnética nuclear.

La velocidad de la radiación electromagnética decrece si pasa a través de un medio condensado. La razón de su velocidad (v) en el vacío a su velocidad en el medio se llama índice de refracción.

$$n = \frac{c}{v} \quad (2.3)$$

La magnitud de n para un medio dado varía inversamente con la longitud de onda de la radiación. La energía del fotón no es afectada, así que la frecuencia tampoco. Por lo tanto, su longitud de onda debe decrementarse para preservar la relación.

2.2 Interacción de Radiación con Materia y el Principio de Incertidumbre

Ahora veremos qué factores influyen en la interacción de la radiación con las partículas de materia. Los tipos de interacción que existen son absorción, emisión y dispersión.

-Absorción: el fotón desaparece y su energía es transferida a la partícula que lo absorbe. Se dice entonces que esta partícula está en estado excitado.

-Emisión: para regresar al estado basal, es necesario que la partícula excitada emita un fotón, que la libera del exceso de energía.

-Dispersión: la radiación es dispersada cuando la dirección de propagación del fotón es desplazada en cierto ángulo como resultado de pasar cerca de una partícula perturbante.

Sólo nos interesa absorción y emisión. La mecánica cuántica nos permite definir ciertas reglas de selección que describen la posibilidad de un fotón de ser absorbido o emitido en un conjunto de circunstancias.

Sin embargo hay una regla general:

-Para que una partícula absorba o emita un fotón, la partícula en sí debe estar en una clase de movimiento periódico uniforme con una frecuencia característica fija.

-Y más importante, la frecuencia del movimiento debe ser exactamente la misma que la frecuencia del fotón absorbido o emitido.

$$\nu_{\text{movimiento}} = \nu_{\text{fotón}} \quad (2.4)$$

Si un fotón va a ser absorbido, su energía, la cual está en forma de campos eléctricos y magnéticos oscilatorios debe ser transformada en energía de movimiento de la partícula.

La transferencia de energía puede llevarse a cabo únicamente si las oscilaciones del campo magnético y/o eléctrico del fotón pueden interferir de manera constructiva con las oscilaciones de los campos eléctricos y/o magnéticos de la partícula.

Cuando esta condición existe, se dice que el sistema está en resonancia y sólo así puede darse el acto de absorción.

Sin embargo, aunque cada partícula tiene muchos tipos de movimiento periódico, es posible inducir a las partículas a que entren en alguna forma de movimiento periódico determinada.

Supóngase que una partícula está alternando constantemente entre dos estados; a cada uno de estos estados le corresponde un color. Si la partícula está cambiando de estado cada 1s e intentamos “fotografiar” la partícula con una “cámara” que tiene una velocidad del obturador de 10s la imagen que obtendríamos sería de la partícula en gris. Esto sucede debido a que se “retrata” un estado indefinido de la partícula. Sin embargo, si bajamos la velocidad a 0.1s, entonces podríamos obtener la imagen de un estado fijo.

Conclusión: Para capturar estados individuales el tiempo de exposición debe ser considerablemente menor que el tiempo de vida de cada estado.

Hay moléculas que constantemente están sufriendo una reorganización reversible en su estructura

Si el proceso de absorción es suficientemente rápido detectaremos ambos estados de la moléculas (antes y después de la absorción) pero si la absorción es más lenta que la interconversión detectaremos solamente un tipo de estructura promedio. Entonces ¿cuánto tiempo toma para una partícula absorber un fotón? Desafortunadamente, esa pregunta es *imposible* responderla con precisión.

Es aquí donde entra el principio de incertidumbre de Heisenberg:

“Siempre habrá un límite a la precisión con la cual podemos simultáneamente determinar la energía y la escala de tiempo de un evento. Matemáticamente el producto de las incertidumbres de energía y tiempo nunca puede ser menor que h ”

$$\Delta E \Delta t \geq h \quad (2.5)$$

Entonces se puede hacer la siguiente aproximación:

Se sustituye $h\Delta\nu$ de (2.2) por ΔE en (2.5) dando

$$\Delta t \geq \frac{1}{\Delta\nu} \quad (2.6)$$

Donde $\Delta\nu$ es la incertidumbre en frecuencia. Como resultado el tiempo requerido para que sea absorbido un fotón debe ser aproximadamente tanto como el tiempo que toma un ciclo de la onda para pasar la partícula.

2.3 Propiedades Magnéticas de la Materia

En la actualidad conocemos en buena medida la estructura del átomo. El átomo es la unidad más pequeña de materia que conserva las propiedades químicas de un elemento. Sabemos que consta de un núcleo rodeado por una nube electrónica. El núcleo es la parte del átomo donde se concentra casi toda su masa y tiene carga positiva, la nube electrónica representa casi todo el volumen atómico y tiene carga negativa. Los electrones en la nube que rodea al núcleo están dispuestos en “capas” o niveles energéticos y “subcapas” o subniveles energéticos

2.3.1 El núcleo atómico

El núcleo atómico está compuesto por protones y neutrones. Estas partículas no son partículas elementales puesto que están constituidas por elementos llamados *quarks*. A

pesar de que resulta atractivo, no se analizará aquí la física de las partículas elementales.

El *número atómico* es el número de protones que posee un núcleo y es representado por Z , el número de neutrones que posee un núcleo se denomina *número neutrónico* y se representa por N . Los protones y los neutrones, aunque difieren en la carga que poseen (siendo $q = +e$ en el protón y $q = 0$ en el neutrón), tienen masas casi iguales y las fuerzas que experimentan dentro del núcleo son parecidas, por lo que a ambas partículas se les denomina *nucleones*. El total de nucleones ($N + Z$) es conocido como *número másico* y se representa por A .

Conociendo Z y A (y por lo tanto N) se especifica una especie única llamada *núclido*. Dos núclidos con Z igual pero diferentes A y N se denominan *isótopos*.

En la representación simbólica, el número másico antecede al símbolo atómico como superíndice: así, ^{10}B representa al núclido del Boro que posee 10 nucleones. El número atómico (Z) del Boro es 5, por lo tanto $N = 5$.

^{10}B y ^{11}B son isótopos del Boro, puesto que tienen igual Z y diferentes A y N

2.3.2 Espín Electrónico

Cada electrón en un átomo está caracterizado por cuatro números cuánticos (que pueden considerarse como la dirección del electrón dentro del átomo) los cuales describen su energía, forma y orientación del volumen. Este volumen se denomina orbital. Un cuarto número es el de espín electrónico (m_s).

En mecánica clásica un objeto rígido acepta dos clases de ímpetu angular (*angular momentum*): **orbital** (**L**), asociado con el movimiento del centro de masa y **espín** (**S**), asociado con movimientos *sobre* el centro de masa.

Un ejemplo bastante claro de un objeto con ambas clases de ímpetu es La Tierra: nuestro planeta posee un ímpetu angular *orbital* atribuible al movimiento de traslación anual alrededor del sol; el ímpetu angular *espín* corresponde al movimiento de rotación sobre su eje. En el contexto clásico, con **S** nos referimos de la suma de todos los ímpetus angulares *orbitales* de las partículas contenidas por el objeto rotatorio. En nuestro ejemplo, corresponderían a la materia que compone el globo terráqueo.

Se puede hacer una analogía en la mecánica cuántica: aparte del ímpetu angular orbital asociado con el movimiento del electrón alrededor del núcleo, el electrón lleva también otra forma de ímpetu angular la cual no tiene nada que ver con movimiento en el espacio sino que es de cierta manera análoga al espín clásico.

Hasta aquí llega la analogía puesto que debido a que los electrones son partículas puntuales y sin estructura, su ímpetu angular de *espín* no puede ser descompuesto en los ímpetus angulares orbitales de las partículas constituyentes. **Basta decir que las partículas elementales cargan un ímpetu angular intrínseco (*s*) además de su ímpetu angular “extrínseco” (*l*).**

Sucede que cada tipo de partícula elemental tiene un valor específico e inmutable de *s* al cual llamamos el *espín* de esa especie en particular: los mesones pi tienen espín 0 (cero), los electrones tienen espín $\frac{1}{2}$, los fotones tienen espín 1, etc.

Una partícula que posee espín tendrá a su vez diferentes estados energéticos; los valores para tales estados son asignados a la variable antes mencionada como m_s que representa el *número cuántico de espín*.

Según el experimento de Stern-Gerlach, una partícula con espín $s = \frac{1}{2}$ poseerá dos estados diferenciados de energía, de esta manera para un electrón ($s = \frac{1}{2}$), $m_s = [+ \frac{1}{2}, - \frac{1}{2}]$.

El electrón puede considerarse entonces como una partícula que gira sobre su eje. Debido a que un electrón es una partícula cargada, este giro da lugar a un momento magnético.

Así, consideramos que los dos valores posibles de m_s (+1/2,-1/2) corresponden a las dos posibles orientaciones del vector de campo magnético en un campo magnético externo: Hacia arriba (en el mismo sentido que el campo magnético externo) y hacia abajo (en dirección opuesta). Estos dos estados de espín son degenerados en ausencia de un campo magnético externo. Y si todos los electrones están emparejados (dos electrones máximo por orbital) todos los espín que tienen orientación hacia arriba cancelan a todos los espín que tienen orientación hacia abajo y el átomo tiene un momento magnético 0. Cuando se sumergen en un campo, un electrón con espín $m_s = 1/2$ (orientado en contra) tiene la menor energía.

2.3.3 Espín Nuclear

La anterior exposición se puede hacer extensiva tanto para las partículas subnucleares como para los núcleos atómicos. Así, denominamos *Espín Nuclear* (I) al ímpetu angular total del núcleo y m a los estados en los que se puede encontrar. El número de estados energéticos está dado por la *multiplicidad*

$$\text{Multiplicidad} = 2I+1 \quad (2.7)$$

El protón también es una partícula cargada, y tiene al igual que el electrón un momento magnético. Para diferenciarlo del electrón, los estados del espín nuclear serán etiquetados como m . Como la carga es opuesta al electrón, un espín $m = 1/2$ (orientado a favor del campo) tiene la menor energía.

Los neutrones también tienen un momento magnético y un espín nuclear de $+1/2$.

Solamente los isótopos con un número impar de protones y/o un número impar de neutrones que poseen un espín nuclear con valor diferente de cero.

Los núcleos con espín nuclear 0 tienen un momento magnético nuclear 0 y por lo tanto no pueden ser detectados por resonancia magnética nuclear.

La razón por la cual la paridad de protones y neutrones es tan importante es: un espín de protón sólo puede cancelar otro espín protón, no un espín de electrón.

Se definen entonces tres grupos:

1. Núcleos con Z y N pares y por lo tanto A par

En tales núcleos todos los espines de protón y los espines de neutrones están emparejados. Resultando en un espín nuclear neto de cero. Estos núcleos son invisibles a la resonancia magnética nuclear.

2. Núcleos con ambos Z y N impares y por lo tanto A par

Estos núcleos deben tener un número impar de espín de protones no apareados y el número impar de espín de neutrones no apareados así que el espín magnético neto es un entero diferente a cero. Tales núcleos son detectados por resonancia magnética nuclear. Unos pocos ejemplos: ^2H , ^{10}B , ^{14}N .

3. Núcleos con Z par y N impar o Z impar N par y por lo tanto A impar

Los núcleos que tienen un número par de espín de protón y un número impar de espín de neutrones no apareados o viceversa. Entonces el espín magnético neto es un entero impar múltiplo de $\frac{1}{2}$. Estos núcleos también son detectados por resonancia magnética nuclear. Ejemplos: ^1H , ^{11}B , ^{15}N

Si el núcleo posee un número I impar múltiplo de $\frac{1}{2}$ entonces tendrá $2I+1$ posibles estados de espín.

Cuando $I = \frac{1}{2}$ entonces la distribución de carga es esférica. Si por el contrario, $I > \frac{1}{2}$ entonces se tendrá lo que se denomina momento cuadrupolar magnético, propiedad que

puede complicar el comportamiento de la resonancia magnética nuclear. Por esta razón, se estudian casi exclusivamente núcleos con espín = 1/2.

2.4 Energía de Transición

En 1896 Zeeman observó que al colocar un átomo en un campo magnético cada una de las líneas espectrales que emitía se rompía en varias componentes. A este fenómeno se le llama Efecto Zeeman. Siempre que la intensidad del campo no exceda algunos miles de Gauss, el rompimiento es proporcional a la intensidad, aunque pequeño en comparación con la separación de la estructura fina de las líneas espectrales del átomo.

La energía del i -ésimo estado de espín (E_i) es, aparte de a la intensidad del campo \mathbf{B}_0 , proporcional al valor del número cuántico de espín m :

$$E_i = -m_i \frac{\gamma h \mathbf{B}_0}{2\pi} \quad (2.8)$$

En esta ecuación h (Constante de Planck) y π tienen sus significados normales, mientras que γ es la razón giromagnética, una constante de proporcionalidad característica del isótopo que está siendo examinado. El signo menos de la ecuación viene de la convención de hacer que un valor positivo de m corresponda a una menor energía.

La tabla 2.1 presenta algunos de los isótopos más estudiados actualmente junto con sus constantes nucleares. Estas constantes son: Abundancia natural, razón giromagnética, en unidades de $10^6 \text{ rad T}^{-1} \text{ s}^{-1}$, frecuencia de resonancia en MHz en un campo de 1T, momento magnético en magnetones nucleares, momento eléctrico cuadripolar en barns y la sensibilidad relativa.

Algunas de estas cantidades se usan a lo largo del texto, de especial interés la abundancia natural, la razón giromagnética y la frecuencia de resonancia a 1T.

La Sensibilidad relativa (S) es la fuerza de la señal de resonancia magnética nuclear de un número fijo de núcleos de un isótopo dado en relación a la señal obtenida por el mismo número de núcleos de 1H .

isótopo	%	Z	N	A	I	γ	ν	μ	Q	S
1H	99.985	1	0	1	1/2	267.512	42.5759	2.79268	0	1
2H	0.015	1	1	2	1	41.0648	6.53566	0.857387	2.73E-3	9.65E-3
7Li	92.58	3	4	7	3/2	103.96	16.546	3.2560	-3E-2	0.293
^{10}B	19.58	5	5	10	3	28.748	4.5754	1.8007	7.4E-2	1.99E-2
^{11}B	80.42	5	6	11	3/2	85.828	13.660	2.6880	3.55E-2	0.165
^{13}C	1.108	6	7	13	1/2	67.2640	10.7054	0.702199	0	1.59E-2
^{14}N	99.63	7	7	14	1	19.325	3.0756	0.40347	1.6E-2	1.01E-3
^{15}N	0.37	7	8	15	1/2	-27.107	4.3142	-0.28298	0	1.04E-3
^{17}O	0.037	8	9	17	5/2	-36.27	5.772	-1.8930	-2.6E-2	2.91E-2
^{23}Na	100	11	12	23	3/2	70.761	11.262	2.2161	0.14	9.25E-2
^{27}Al	100	13	14	27	5/2	69.706	11.094	3.6385	0.149	0.206
^{31}P	100	15	16	31	1/2	108.29	17.235	1.1305	0	6.63E-2
^{33}S	0.76	16	17	33	3/2	20.517	3.2654	0.64257	-6.4E-2	2.26E-3
^{35}Cl	75.53	17	18	35	3/2	26.212	4.1717	0.82091	-7.89E-2	4.70E-3
^{37}Cl	24.47	17	20	37	3/2	21.82	3.472	0.6833	-6.21E-2	2.71E-3
n		0	1	1	1/2	-183.26	29.167	-1.91315	0	0.322

Tabla 2.1 Constantes nucleares

Anteriormente la abundancia natural y la sensibilidad relativa era el parámetro que se tomaba en cuenta para elegir el isótopo a estudiar, sin embargo, en la actualidad existen

instrumentos que son capaces de obtener señales de isótopos como ^{13}C el cual es de alta importancia para las ciencias biológicas.

La Figura 2.2 ilustra gráficamente la variación de la energía de estados de espín como una función de la fuerza del campo magnético para dos diferentes núcleos, uno con $I = 1/2$ y otro con $I = 1$. Nótese que la diferencia en energía ΔE entre dos estados de espín se incrementa mientras se incrementa la intensidad del campo magnético. Entonces, para el núcleo con $I = 1/2$, la diferencia necesaria para cambiar el estado de espín (en inglés: flip) es:

$$\begin{aligned} \Delta E &= E_{(m=-1/2)} - E_{(m=1/2)} \\ &= -\left[\left(-\frac{1}{2}\right) - \left(\frac{1}{2}\right)\right] \frac{\gamma h \mathbf{B}_0}{2\pi} \\ &= -\gamma \hbar \mathbf{B}_0 \end{aligned} \quad (2.9)$$

Donde $\hbar = \frac{h}{2\pi}$

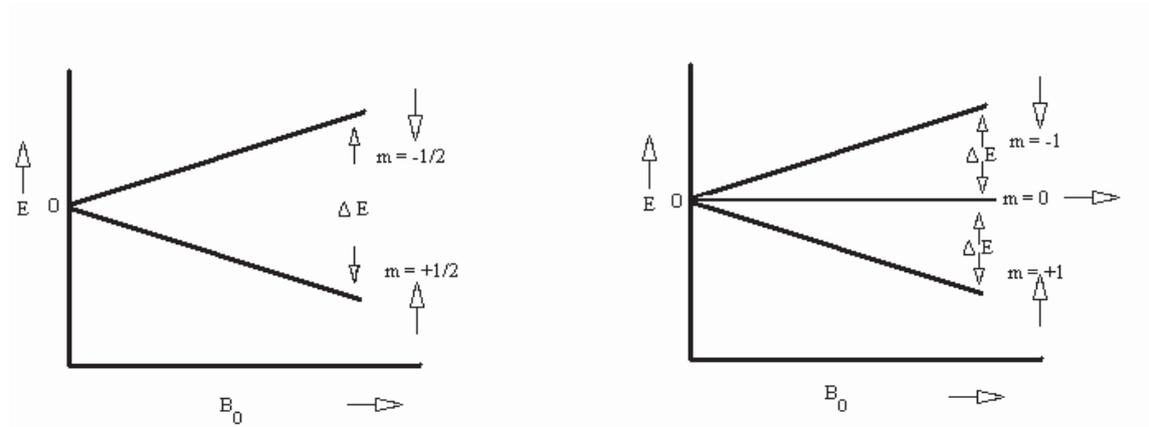


Figura. 2.2. Efecto Zeeman: La variación de los estados de espín de las partículas es proporcional al valor de espín (m) y a la intensidad del campo (B_0)

Como se puede apreciar en la Figura 2.2, la energía de transición aumenta mientras se hace más grande el campo magnético en el que están inmersas las partículas; también debe precisarse que el signo menos resulta de la convención de hacer positivo al menor estado

energético. Las flechas que se muestran junto a los estados de espín ilustran la orientación del momento magnético en un campo magnético vertical

La razón giromagnética γ describe como varía la energía de los estados de espín con los cambios en el campo magnético externo. Cada isótopo con espín nuclear diferente de cero posee un valor para γ diferente

2.5 Precesión y la Frecuencia de Larmor

Hasta aquí sabemos que un cuerpo que gira puede tener dos clases de ímpetu angular: orbital y de espín. Cuando dicho cuerpo gira en torno a un eje externo, nos referimos al ímpetu angular orbital; si por el contrario, las partículas que constituyen dicho cuerpo se mueven en torno al centro de masa del objeto, estaremos hablando del ímpetu angular de espín. Si en nuestro cuerpo giratorio las partículas se encuentran uniformemente distribuidas en torno al eje del objeto -es decir, que tenga simetría axial- entonces el vector de ímpetu angular aparece orientado sobre el eje del objeto.

Ahora analizaremos cómo se comporta este objeto que gira en torno a su eje ante la presencia de un campo externo, en este caso, el campo gravitacional de la tierra. En la Figura 2.3 se ilustran las fuerzas que intervienen en este proceso y posteriormente se hace el desarrollo matemático.

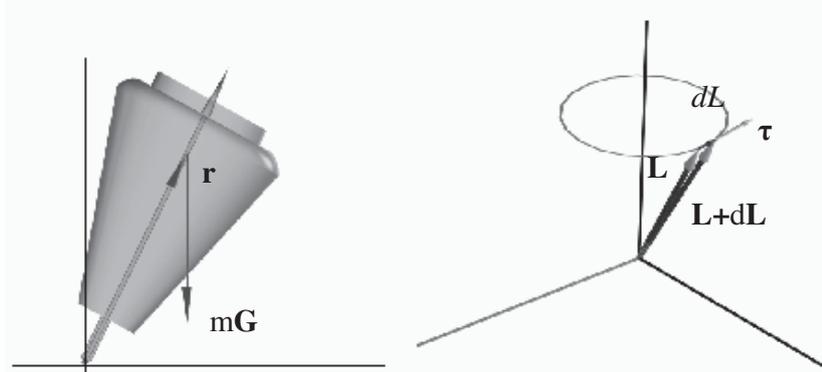


Figura. 2.3 (a) vectores de peso (mG) y posición (r) en un trompo que está girando en presencia del campo gravitacional de la tierra, (b) Vectores: ímpetu angular (I), dI , τ

La fuerza generada por la masa (m) y el campo gravitacional (G) aparece en el centro de masa del trompo a una distancia r de la punta del trompo. El ímpetu angular del trompo es \mathbf{L} . El par (o torca) está relacionado con \mathbf{L} de tal manera que:

$$\begin{aligned}\tau &= \frac{d\mathbf{L}}{dt} = \mathbf{r} \times \mathbf{F} \\ \tau &= \mathbf{r} \times m\mathbf{G} \\ \frac{d\mathbf{L}}{dt} &= r m g \sin \alpha\end{aligned}\tag{2.10}$$

Donde α es el ángulo entre \mathbf{r} y la dirección del campo g (vector \mathbf{F}); $d\mathbf{L}$ es perpendicular a \mathbf{r} y a \mathbf{F} . El efecto de τ es cambiar la dirección de \mathbf{L} pero no su magnitud. El cambio se produce de \mathbf{L} a $\mathbf{L}+d\mathbf{L}$. Al tener el trompo simetría axial, el ímpetu angular está a lo largo de su eje de rotación. Al cambiar \mathbf{L} de dirección, el eje también cambia de dirección. La punta del vector \mathbf{L} y el eje del trompo trazarán entonces un círculo en torno a un eje paralelo a la dirección del campo, en este caso es el eje Z . **Este movimiento del eje de rotación del objeto giratorio es conocido como Precesión.**

Las partículas giratorias como protones o electrones poseen un ímpetu angular intrínseco aunque sean partículas puntuales (no están constituidas por otras partículas que giran en torno a su centro de masa) y es conocido como espín. Estas partículas cargadas, al estar girando, se comportan como espiras de corriente, las cuales, a su vez, son momentos dipolares magnéticos donde

$$\mu = iA = \left(\frac{ev}{2\pi r} \right) (\pi r^2) = \frac{erv}{2}\tag{2.11}$$

Donde:

μ = Momento Bipolar Magnético

i = Corriente

A = Área de la espira

e = carga del electrón

r = radio de la órbita

v = velocidad tangencial del electrón

Si relacionamos esta ecuación con la de ímpetu $L = mvr$ se tiene

$$\mu = \frac{e}{2m} L \quad \diamond \quad (2.12)$$

Donde

m = masa de la partícula

Sin embargo, las mediciones han demostrado que para el caso del ímpetu intrínseco del electrón:

$$\mu = \frac{e}{m} \mathbf{I} \quad (2.13)$$

Lo que sugiere que existe un valor que altera el coeficiente de \mathbf{I} . Este valor es conocido como g-factor y como resulta evidente, en el caso del electrón tiene un valor aproximado de 2. Así tenemos que para

$$\mu = \gamma \mathbf{I} = g \frac{e}{2m} \mathbf{I} \quad (2.14)$$

Donde γ es la *razón giromagnética* del núcleo.

Este momento bipolar magnético se comporta igual que un objeto giratorio cuando es sumergido en un campo: por efecto del par lateral ejercido por el campo sobre masa giratoria, el ímpetu angular cambia su dirección pero no su magnitud.

$$\tau = \mu \times B \quad (2.15)$$

[◊] Nota: debe recordarse que tanto L como m son vectores por lo que para generalizar estas ecuaciones es preciso escribir tales variables como \mathbf{L} y \mathbf{m}

$$\tau = \frac{d\mathbf{I}}{dt} = \mu B \sin\theta = \gamma \mathbf{I} B \sin\theta \quad (2.16)$$

En un tiempo dt , el eje gira en un ángulo $d\phi$ y entonces la rapidez angular de la precesión es:

$$\omega = \frac{d\phi}{dt} \quad (2.17)$$

Analizando la Figura 2.3

$$d\phi = \frac{d\mathbf{I}}{I \sin\theta} = \frac{\tau dt}{I \sin\theta} \quad (2.18)$$

y da

$$\omega = \frac{d\phi}{dt} = \frac{\tau}{I \sin\theta} = \frac{\mu B \sin\theta}{I \sin\theta} = \frac{\gamma \mathbf{I} B \sin\theta}{I \sin\theta} = \gamma B \quad (2.19)$$

Donde ω es conocida como Frecuencia de Larmor

La relación $\omega = \gamma B$ es el pilar de la resonancia magnética nuclear y las técnicas de imagen por resonancia magnética,

La frecuencia angular de Larmor (en radianes por segundo) puede ser transformada en frecuencia *lineal* ν (en 1/segundo o Hertz) dividiendo por 2π

Es de notar que como la frecuencia no depende del número m , todas las orientaciones de espín precesarán a la misma frecuencia en el campo magnético fijo.

2.6 Distribución de Boltzmann y Saturación

Cuando un fotón incide sobre un núcleo y es absorbido por este, la energía del fotón aparece de alguna manera en el núcleo (Esto viene del principio de conservación de la energía). En un núcleo de 1H ¿Dónde queda la energía del fotón incidente cuando éste es absorbido?: Como ya hemos visto anteriormente, el núcleo de 1H tiene dos valores posibles de orientación de espín, entonces la energía incidente provoca un cambio de espín. Así, del valor de menor energía (+ 1/2) pasa a un estado de alta energía (- 1/2) (Sin cambiar la frecuencia de precesión)

También ya hemos previamente calculado el valor de la diferencia energética entre los dos estados y éste debe ser igual al valor de la energía que el fotón contiene.

$$\Delta E = \frac{\gamma \hbar B_0}{2\pi} = \hbar \nu_{\text{precesión}} = E_{\text{fotón}} = \hbar \nu_{\text{fotón}} \quad (2.20)$$

Recordemos que $\hbar = \frac{h}{2\pi}$

Así, y como se esperaba, la frecuencia de la radiación debe ser igual a la frecuencia de precesión para que ocurra la resonancia. Sin embargo, para que pueda darse una absorción *neta* de energía, el número de partículas en estados de energía bajos debe ser mayor que el número de éstas en estados energéticos altos.

Einstein predijo que si dos poblaciones tienen igualdad de estados, la emisión (cambio de estado de energía alta a baja) es tan probable de ocurrir como la absorción. En tal caso no existirá una absorción neta, tal condición es llamada saturación. Aquí debemos tomar en cuenta que en cualquier sistema de estados de energía *en equilibrio térmico* siempre habrá una cantidad mayor de partículas con estados bajos de energía de la misma manera como siempre habrá partículas con estado alto. Ahora lo que debemos conocer es una ecuación que relacione el cambio energético de los estados a la población relativa de cada uno de

esos estados (el número de partículas en cada estado). La ecuación que estamos buscando es la Distribución de Boltzmann.

$$\frac{P_{(m=-1/2)}}{P_{(m=1/2)}} = \frac{P_+}{P_-} = e^{-\Delta E/kT} \quad (2.21)$$

Donde P es la población de cada estado ($m = -1/2$ es el estado de alta energía y $m = 1/2$ es el estado de baja energía), T la temperatura absoluta en Kelvin y k una constante de proporcionalidad que tiene un valor de $1.381 \cdot 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$ y se denomina constante de Boltzmann.

Comúnmente la diferencia entre poblaciones en muestras de hidrógeno es del orden de 20 partes por millón, que podría parecer despreciable, y para muestras de otros isótopos, este valor es aun menor, puesto que tienen constantes giromagnéticas menores; sin embargo, esta diferencia es suficiente para permitir que una señal de resonancia magnética nuclear sea detectada. Es también este pequeño valor el que tiene que ver con el hecho de la poca sensibilidad en espectroscopia por resonancia magnética en comparación con otras técnicas de absorción como espectroscopia infrarroja y ultravioleta.

Entonces, un campo magnético externo \mathbf{B}_0 intenso, baja temperatura y un valor alto de la razón giromagnética provocarán una diferencia de población mayor, que conlleva a la eliminación de la saturación y a la obtención de una señal de NMR más fuerte.

Así, tenemos que

$$\Delta P = (P_-) - (P_+) \quad (2.22)$$

Con base a esto, definiremos dos cantidades: el dipolo magnético neto:

$$\mathbf{m} = \Delta P \mathbf{I} \quad (2.23)$$

Y la magnetización. La magnetización es el dipolo magnético neto por unidad de volumen:

$$\mathbf{M} = \mathbf{m} / \Delta V \quad (2.24)$$

Con esta ecuación se puede desarrollar una extensión en base a las ecuaciones de movimiento presentadas anteriormente para obtener una formulación que describa el comportamiento del vector de magnetización bajo cualquier condición. Esta ecuación se llama Ecuación de Bloch:

$$d\mathbf{M} = \mathbf{M} \times \gamma \mathbf{B} \quad (2.25)$$

La cual dice que la magnetización \mathbf{M} precesará alrededor del campo magnético \mathbf{B} a una frecuencia $\omega = \gamma \mathbf{B}$

2.7 El marco de referencia rotatorio

Para que la señal de NMR sea detectable, es necesario que el vector de magnetización \mathbf{M} tenga componentes en el plano xy de tal modo que la precesión genere un campo magnético oscilante. Así, acercando una bobina a este campo se inducirá un voltaje en ella, $v(t)$, a frecuencia $\omega_0 = \gamma \mathbf{B}_0$

Sin embargo, el análisis del movimiento del vector \mathbf{M} en su trayectoria a partir del eje en el que se encuentra originalmente hasta la posición requerida para la generación de señal puede ser un poco complicado, por lo que es necesario recurrir a técnicas auxiliares para su estudio.

Uno de los instrumentos más útiles en la descripción teórica de la resonancia magnética nuclear y por lo tanto de las técnicas de imagen por resonancia magnética es el *marco de referencia rotatorio*.

El marco de referencia rotatorio consiste en suponer que los ejes x y y precesan alrededor del eje z a la misma frecuencia que los espines lo hacen; de la misma manera, también se asume que nosotros, los observadores, precesamos alrededor del eje z como si estuviéramos montados en uno de los ejes precesantes.

Para diferenciar las coordenadas rotatorias de las coordenadas “de laboratorio” nombramos x' , y' y z' donde $z' = z$

Para un marco rotatorio que gira a ω_0 , los ejes son transformados de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} i' &= i \cos(\omega_0 t) - j \sin(\omega_0 t) \\ j' &= i \sin(\omega_0 t) + j \cos(\omega_0 t) \\ k' &= k \end{aligned} \tag{2.26}$$

2.8 Excitación

Ya sabemos que los espines inmersos en un campo magnético precesarán a una velocidad angular que depende de la magnitud del campo y de una constante. También es de nuestro conocimiento que es necesario que el vector resultante (\mathbf{M}) esté en un plano transversal al del eje en el que se encuentra el campo \mathbf{B}_0 . Y entonces surge la pregunta: ¿Cómo lograr que el vector \mathbf{M} se desplace hasta el plano xy ?

La respuesta es usar campos magnéticos de RF aplicados transversalmente a \mathbf{B}_0 . Al aplicar un campo transversal (es decir, sobre el eje x) ocurrirá un efecto similar al que tiene lugar cuando se sumergen los espines en el campo magnético \mathbf{B}_0 : En el marco de referencia rotatorio el vector \mathbf{M} precesará en el plano yz en torno al eje z .

En el marco de referencia de laboratorio, la magnetización describe una trayectoria espiral que traza una esfera. La Figura 2.4 muestra la diferencia gráfica entre usar uno u otro marco de referencia. Al usar el marco de referencia rotatorio, se simplifica el análisis.

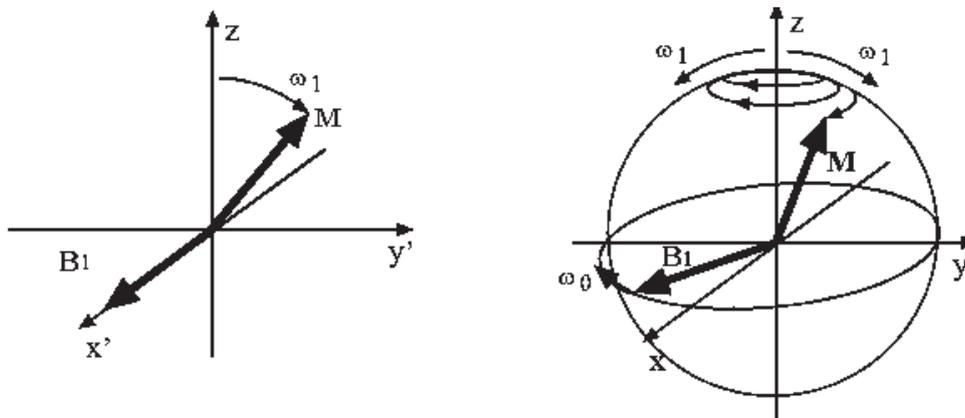


Figura. 2.4 Comparativo entre marco de referencia rotatorio y marco de referencia de laboratorio

La Figura 2.4 ilustra esta simplificación: En el sistema de ejes de la izquierda (Marco de Referencia Rotatorio), los ejes x' y y' se muestran estáticos, de la misma manera que el vector \mathbf{B}_1 . Se muestra que el vector \mathbf{M} precesa alrededor del vector \mathbf{B}_1 . En el esquema de la parte derecha, los ejes x y y también están estáticos, pero el vector \mathbf{B}_1 está girando alrededor del eje z . Como el vector \mathbf{M} aparte de precesar alrededor de éste, debe precesar alrededor del vector \mathbf{B}_1 es necesario pensar que describe una espiral sobre la cara de una esfera. A todas luces es preferible el primer caso.

2.9 Procesos de Relajación

Cuando leemos la señal de NMR, la muestra ha sufrido una excitación por lo que se puede llegar a un estado de saturación para evitar esto, es necesario permitir algún tiempo de recuperación durante el cual, los espines, y por lo tanto el vector de magnetización lleguen de nuevo al estado de equilibrio. A este tiempo se le denomina “tiempo de relajación”.

Pueden tenerse dos tipos de relajación: relajación longitudinal (spin - lattice) y relajación transversal (spin - spin). A continuación se describirán ambas.

2.9.1 Proceso de Relajación T_1

Este proceso es conocido como relajación longitudinal debido a que es caracterizada por el incremento del vector de magnetización sobre el eje z hasta un valor m_0 y depende de una constante T_1 ♦

Este cambio desde m_z hasta m_0 está gobernado por la ecuación diferencial

$$\frac{dm_z}{dt} = -\frac{(m_z - m_0)}{T_1} \quad (2.27)$$

Cuya solución general es

$$m_z(t) = m_0 + (m_z(0) - m_0)e^{-t/T_1} \quad (2.28)$$

Para el caso de un pulso de 90°

$$m_z(0) = 0; \quad m_z(t) = m_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.30)$$

El valor de T_1 depende de muchos factores como por ejemplo el tipo de núcleo, la localización del núcleo dentro de una molécula, el tamaño de la molécula, el estado físico de la muestra y la temperatura. Para muestras líquidas, son comunes valores en el rango 10^2 a 10^{-2} s aunque algunos núcleos cuadripolares tienen tiempos de relajación menores del orden de 10^{-4} s

El valor de T_1 tiene otro impacto. Supóngase que se cuenta (ya) con una distribución de Boltzmann, y que se empieza a irradiar al sistema con una fuente de fotones cuya frecuencia y energía son los adecuados para causar las transiciones en los estados de espín. Como la diferencia entre las poblaciones de estados diferentes es muy pequeña, no tardará

♦ No debe confundirse T_1 o T_2 que son variables y tienen unidades de tiempo y que se definen en esta sección, con T , mencionada en secciones previas y que es el símbolo usado para la unidad del SI para la densidad de flujo magnético: tesla

en llegar a un estado de saturación (por medio de la absorción de fotones) y por lo tanto no existirá posibilidad de continuar la absorción. Sin embargo, si eliminamos la fuente de fotones, la muestra regresará al estado de equilibrio (Boltzmann) a una razón controlada por T_1 y se podrá continuar con el experimento.

2.9.2 Proceso de Relajación T_2

Este proceso es llamado relajación transversal (spin-spin) y causa que M_{xy} decaiga a una razón controlada por el numero T_2 (tiempo de relajación spin-spin).

Está gobernado por la ecuación diferencial

$$\frac{dm_{xy,rot}}{dt} = -\frac{m_{xy,rot}}{T_2} \quad (2.31)$$

cuya solución general es

$$m_{xy,rot}(t) = m_{xy,rot}(0) e^{-t/T_2} \quad (2.32)$$

Para el caso de un pulso de 90°

$$m_{xy,rot}(0) = m_0; \quad m_{xy,rot}(t) = m_0 e^{-t/T_2} \quad (2.33)$$

El valor de T_2 cambia por tres motivos: El primero ocurre cuando \mathbf{B}_1 es apagado y por lo tanto los espines que estaban precesando en grupo tienden a regresar al estado original; esto ocurre cuando una pareja de espines con orientaciones (y por lo tanto estados energéticos) diferentes intercambian estados, sin embargo, este cambio no implica que exista también un intercambio de fase. La repetición de este proceso con otras parejas de espines traerá consigo la pérdida de coherencia de fase entre los espines con la consecuente disminución del valor de pérdida de coherencia de fase entre los espines con la consecuente disminución del valor de M_{xy} . El segundo caso se presenta cuando campos magnéticos o eléctricos en

los alrededores interactúen con el sistema, provocando que algunos espines experimenten un campo \mathbf{B}_0 aumentado mientras que otros lo sientan disminuido. Los espines en la región del campo aumentado precesarán más rápido y aquellos en la región de campo disminuido lo harán más lento. El tercer caso –y último– es el predominante: el cambio de fase una vez que \mathbf{B}_1 ha sido desactivado tiene mucho que ver con la homogeneidad del campo \mathbf{B}_0 . Las fallas en la homogeneidad del campo (que siempre las habrá, por muy fino que sea el instrumento) traen consigo el efecto citado previamente. Se usa comúnmente la variable T_2^* (Se lee t subíndice 2 asterisco) para designar este tiempo de relajación

Capítulo 3

Espectrometría

Una vez que hemos desentrañado los principios que rigen la Resonancia Magnética Nuclear, estamos listos para describir y analizar los componentes físicos (instrumentos) que participan en el proceso de generación y adquisición de señal de NMR aparte de las técnicas y estrategias con que se cuenta para procesarlas.

Las partes físicas que se usan en NMR son: un magneto para crear el campo \mathbf{B}_0 , una bobina para el campo \mathbf{B}_1 , otra bobina para recolectar la señal, electrónica de interfase, computadora, graficador (plotter) y la muestra en sí. Las técnicas de proceso que se utilizan se implementan en la computadora o bien de modo físico por medio de circuitos electrónicos

3.1 Inducción de Faraday y la bobina receptora

Si hacemos fluir corriente por un aro de material conductor conectando sus terminales a una pila o cualquier otra fuente de corriente directa, un campo magnético se establece a lo largo

del eje del aro (perpendicular a él y que pasa por su centro). En tanto que la corriente tenga una magnitud mayor, el campo también se fortalecerá, del mismo modo que usando una bobina con un mayor número de vueltas o colocando hierro dentro de la bobina. Observaremos también que si cambiamos la polaridad de la fuente (y por lo tanto el sentido de la corriente eléctrica) entonces también cambia la orientación del campo magnético; de la misma manera, si hacemos que la fuente de energía sea oscilante (por ejemplo corriente alterna), vamos a obtener un campo magnético que también oscila a la misma frecuencia.

Si ahora sustituimos la fuente de energía por un amperímetro en un principio éste no registrará nada, sin embargo, si se hace pasar un imán (fuente de campo magnético) por la bobina, observaremos una lectura en el instrumento mientras el imán se está moviendo; si cambiamos la dirección de movimiento, se podrá observar un cambio en el signo de la lectura. A este fenómeno se le denomina Inducción de Faraday: se presenta una corriente inducida en el alambre por efecto de un cambio en el campo magnético cerca de éste.

Ahora supongamos que en lugar de un imán, usamos como fuente de campo magnético el movimiento precesional del vector de magnetización nuclear neto \mathbf{M} para inducir una corriente oscilante en la bobina. Orientaremos la bobina de tal modo que el eje de la bobina yaza en cualquier lugar en el plano xy , para más comodidad, vamos a hacer que este eje coincida con el eje y . Así, mientras exista una componente de \mathbf{M} oscilando sobre el plano xy , existirá una corriente inducida oscilante de la misma frecuencia en el circuito de la bobina. A esta bobina le denominaremos *Bobina Receptora* puesto que es aquí donde se genera la señal de NMR. Lo descrito anteriormente es mostrado gráficamente en la Figura 3.1

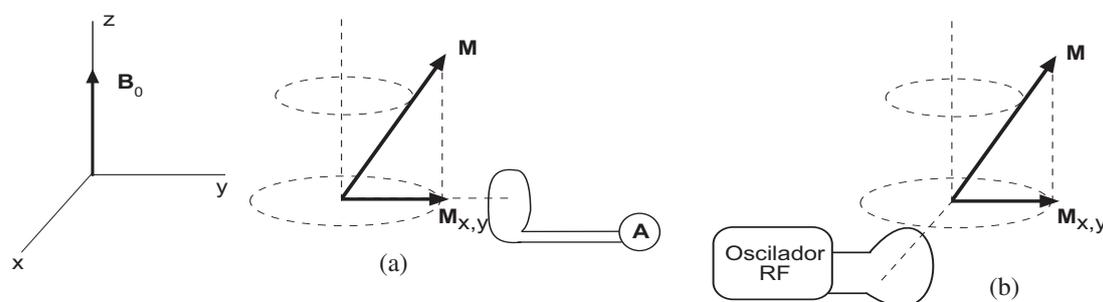


Figura. 3.1 (a) Inducción en una bobina, (b) Generación de B_1

En la Figura 3.1 se describe: en la parte (a), al alinear una bobina sobre el plano en el que se encuentra precesando el vector $\mathbf{M}_{x,y}$ se inducirá una corriente en ella que puede ser capturada por un instrumento de medición (o una computadora) debido a que, como está girando el vector $\mathbf{M}_{x,y}$, existe un cambio en el tiempo del valor de la señal percibida por la bobina. En la parte (b) se muestra como al aplicar un pulso de corriente alterna sobre una bobina perpendicular al campo \mathbf{B}_0 , se genera un campo \mathbf{B}_1 , mismo que provocará la inclinación del vector de magnetización hacia el plano xy . Este proceso es descrito en la siguiente sección.

3.2 Generación de \mathbf{B}_1 en la bobina transmisora

En el capítulo anterior se mencionó que para tener una componente del vector \mathbf{M} en el plano xy es necesario hacer que \mathbf{M} se incline un cierto ángulo del eje z , y que para lograr esto era necesario un campo *irradiante* \mathbf{B}_1 que oscilará a la frecuencia precesional de los núcleos en observación y que fuera perpendicular al campo \mathbf{B}_0 . A continuación se describe como se forma este campo.

Supongamos que alineamos una segunda bobina, a la que de aquí en adelante llamaremos bobina transmisora (Figura 3.1b), de tal manera que su eje esté ubicado sobre el eje x (así queda perpendicular al eje de la bobina receptora y al eje z). Si ahora hacemos circular una corriente alterna sobre esta bobina, generará un campo \mathbf{B}_1 que está linealmente polarizado a lo largo del eje x (Figura 3.2a)

Este mismo campo linealmente polarizado puede ser visto también como la suma vectorial de dos campos magnéticos rotatorios en fase opuesta circularmente polarizados (\mathbf{B}_1 y \mathbf{B}_1'). (Figura 3.2b)

Uno de estos vectores (\mathbf{B}_1) gira en el sentido de las manecillas del reloj, en la misma dirección en que los momentos magnéticos precesan alrededor del campo \mathbf{B}_0 . De esta

manera, cuando se ve desde el marco de referencia rotatorio, \mathbf{B}_1 siempre está alineado con x' , exactamente a donde sea necesario llevar la precesión de \mathbf{M}

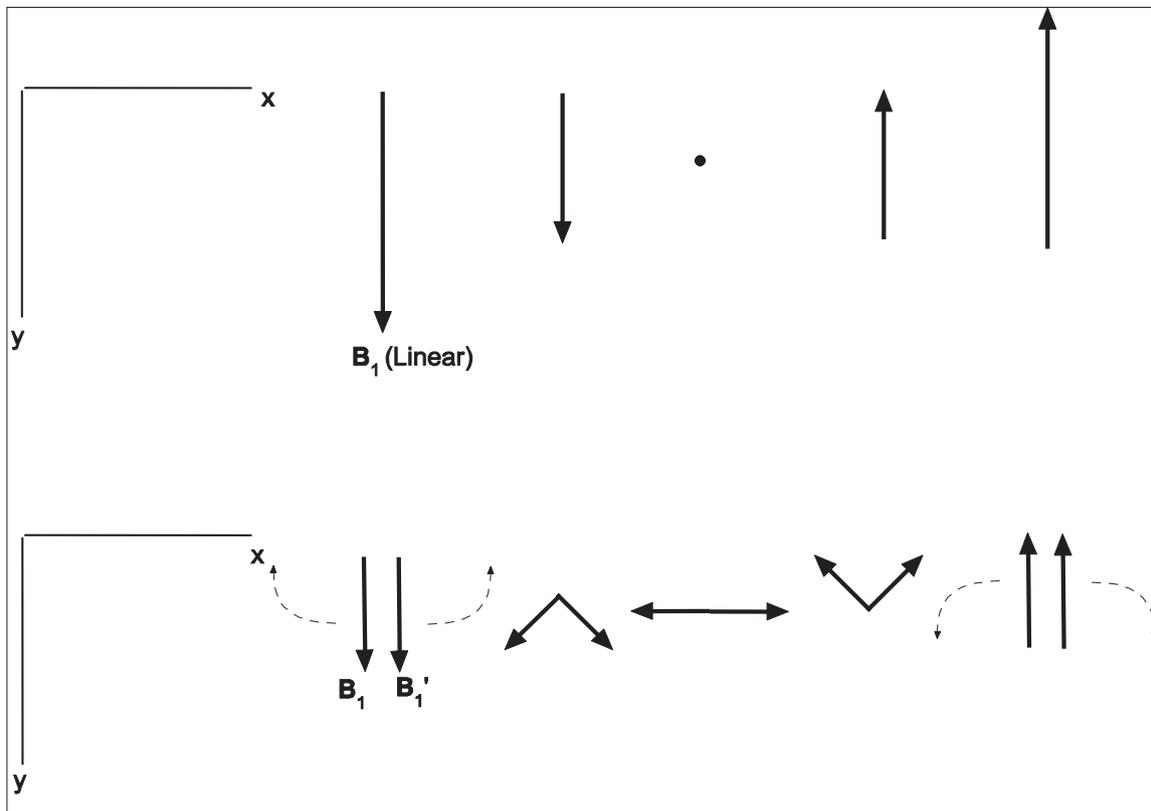


Figura. 3.2 a) Polarización Lineal. b) Polarización Circular

3.3 El Magneto

Las cualidades más importantes del magneto que proporcionará el campo \mathbf{B}_0 son Fuerza, Estabilidad y Homogeneidad del campo. No solo la frecuencia precesional de núcleos iguales es directamente proporcional a la fuerza del campo \mathbf{B}_0 , sino también la diferencia de frecuencias entre núcleos de especies distintas.

Esto da como resultado una mayor resolución del instrumento. Un campo magnético intenso también trae como consecuencia una señal más elevada de NMR.

Magnetos hay de tres diferentes tipos: imanes permanentes, electroimanes e imanes superconductores. Cada uno con ventajas y desventajas: los imanes permanentes poseen un campo fijo estable, son más baratos y no requieren una corriente eléctrica. Su principal desventaja es la baja intensidad del campo, por ello, solo estuvieron presentes en la primera generación de espectrómetros comerciales. Los electromagnetos son más caros y difíciles de construir, pero al contrario de los anteriores, la intensidad de su campo llega al extremo de 34 T. Para ellos es necesario proveer de una buena fuente de disipación de calor.

Los imanes superconductores son una clase especial de electroimanes, diseñados específicamente para proveer una intensidad de campo nominal que generalmente está en el rango de 6 T a 8 T.

El solenoide de este tipo de imanes es hecho de una aleación especial de estaño-niobio, mismo que al ser inmerso en helio líquido a una temperatura de 4 K se vuelve superconductor. Se genera la corriente suficiente para obtener el campo específico por medio de una fuente de alto voltaje y posteriormente se elimina la fuente y se cortocircuitan las terminales. Al tener una resistencia eléctrica de 0, la corriente permanecerá circulando y por lo tanto el campo seguirá siendo generado.

3.4 Generación de la señal

3.4.1 El experimento de onda continua en la Resonancia Magnética Nuclear

Ahora que se han descrito las partes físicas del dispositivo, se procederá a describir la manera en que éstas interactúan para obtener una señal de NMR.

Nuestro instrumento está ajustado para recoger la señal de NMR de un isótopo en específico (recuérdese que las características de operación son calculadas en base a un valor único de la razón giromagnética), entonces si deseamos obtener la señal de otro isótopo

debemos variar una entre la frecuencia de operación (\mathbf{B}_1) o la intensidad de campo magnético.

De lo descrito en la sección anterior relativa a los magnetos, se concluye que el valor del campo solo puede cambiar en un rango muy angosto, por lo que cuando se pretende analizar especies diferentes, lo que se debe hacer es cambiar de osciladores de RF que tengan la frecuencia específica del núcleo a observar.

El valor real de NMR no proviene de generar una señal por cada isótopo en la muestra puesto que incluso distintos núcleos de la misma especie precisan a frecuencias ligeramente distintas. Como generalmente se examina un solo isótopo en cada espectro de NMR (espectro homonuclear) se debe variar el campo magnético o la frecuencia en un rango muy angosto para ver a todos los núcleos de un mismo isótopo.

A la prueba en la que se varía el campo magnético se le denomina Barrido de Campo (Field Sweeping) y en la que se varía la frecuencia del oscilador RF se le denomina Barrido de Frecuencia (Frequency Sweeping) y ambas eran formas antiguas de obtener el espectro de NMR por medio de electromagnetos convencionales. Como ambas sugerían el uso continuo del oscilador RF (campo \mathbf{B}_1) a estas pruebas se les denominó técnicas de onda continua (continuous-wave).

3.4.2 Prueba de Barrido de Frecuencia

En esta prueba se hace que \mathbf{B}_0 sea constante. Supóngase que se tiene dos isótopos (A y B) con frecuencias de resonancia ligeramente diferentes donde $\nu_A > \nu_B$. Para que se de la condición de resonancia se debe cumplir que los isótopos A y B sean irradiados por \mathbf{B}_1 a una frecuencia de ν_A y ν_B de modo que

$$\nu_A = \frac{\Delta E_A}{\hbar} \quad (3.2a)$$

$$\nu_B = \frac{\Delta E_B}{\hbar} \quad (3.2b)$$

Ahora debemos de hacer un barrido de la frecuencia de operación desde ν_A hasta ν_B (o viceversa). A este rango de frecuencias se le denomina ancho espectral (Spectral Width, SW). Se empieza a operar la bobina transmisora con una frecuencia un poco menor que ν_B y se va incrementando hasta un valor un poco mayor que ν_A mientras que se monitorea permanentemente la bobina receptora. Cuando la frecuencia pasa por los valores ν_A y ν_B se detectan dos valores separados de NMR. Se ilustra un espectro de NMR en el dominio de la frecuencia (intensidad de la señal contra frecuencia), donde por convención, la frecuencia crece de derecha a izquierda. Esto se puede ver en la Figura 3.3

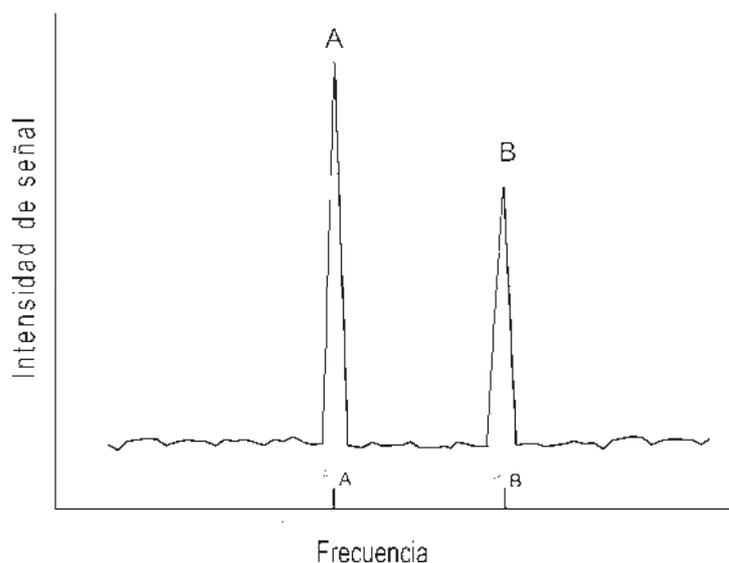


Figura. 3.3 Espectro de NMR resultante del barrido de Frecuencia

En la Figura se aprecia como se obtienen dos componentes de frecuencia bien diferenciadas y que la intensidad de la señal aumenta con el aumento de la frecuencia de B_1 .

3.4.3 Prueba de Barrido de Campo

Aunque algunos espectrómetros usaron la primera técnica expuesta, resultó ser más fácil electrónicamente hablando mantener fija la frecuencia de RF (B_1) y variar ligeramente el campo por medio de bobinas de barrido.

El análisis es como sigue: la condición de resonancia es que $\Delta E = \hbar \nu_0$. Como ν_0 es constante, debemos cambiar la energía de la especie, esto se logra variando \mathbf{B}_0 en

$$\Delta E = \frac{\gamma \hbar B_0}{2\pi} \text{ y simplificando queda } B_{A,B} = \frac{2\pi \nu_0}{\gamma}$$

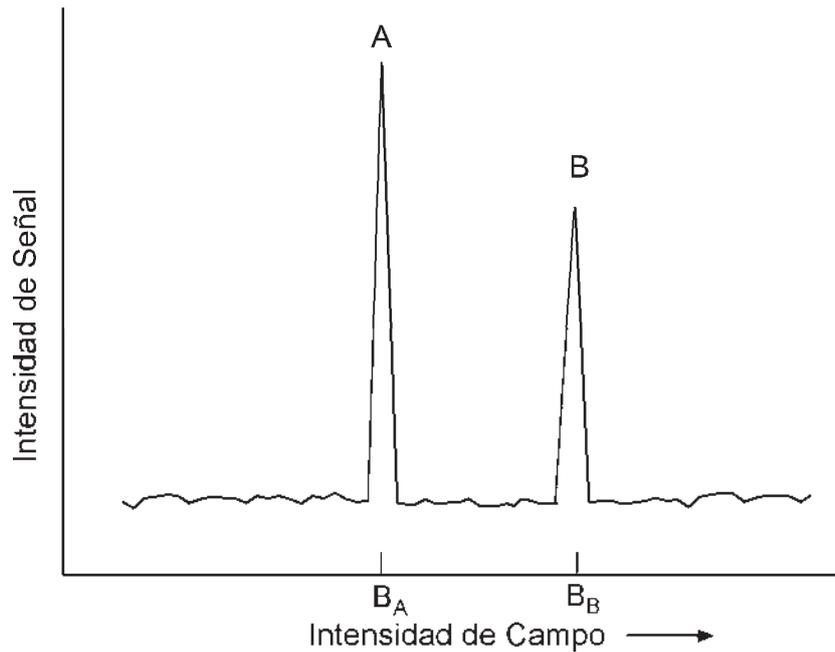


Figura. 3.4 Espectro de NMR Resultante en barrido de campo

En este caso, en lugar de variar la frecuencia de \mathbf{B}_1 hasta que se empareje con la frecuencia precesional de los núcleos A y B, modificamos la frecuencia precesional hasta que se empareje con la frecuencia de \mathbf{B}_1 . Lo anterior se muestra en la Figura 3.4.

Se aprecia que los diagramas (Figura. 3.3 y Figura. 3.4) son idénticos con excepción de que el último tiene el eje x en unidades de campo magnético creciendo de izquierda a derecha. De esta misma comparación se debe notar que la especie A entra en resonancia a una frecuencia mayor (con el campo constante) o a un campo menor (con la frecuencia constante) que la especie B. Por ello, a la región más a la derecha del espectro (de baja frecuencia) se le denomina *lado de campo alto* (upfield) mientras que a la región a la izquierda (de alta frecuencia) se le denomina *lado de campo bajo* (downfield).

3.4.5 Pulsos

Las técnicas modernas de imagen por Resonancia Magnética no emplean los métodos descritos anteriormente, sino que recurren a *pulsos*: se inyecta una corriente de RF a la bobina transmisora durante un tiempo determinado y posteriormente se apaga. De esta manera, el experimento se realiza con campo constante y frecuencia RF constante. La radiación de RF se realiza por medio de un breve pero potente pulso de corriente de RF a la bobina transmisora. Este pulso (de una sola frecuencia), centrado en la frecuencia ν_0 es caracterizado por una potencia y un ancho de pulso t_p . El resultado de la aplicación de este pulso se comentó anteriormente y es el desplazamiento del vector de magnetización alrededor del eje sobre el que se aplica la señal de RF.

Existen diferentes tipos de pulsos, cada uno generando una respuesta específica. Así, un pulso que desplace el vector \mathbf{M} en 90° se le denomina pulso de 90° y uno que lo desplace 180° recibe el nombre de pulso de 180°

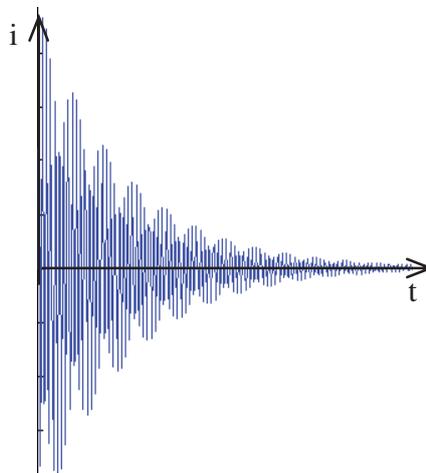


Figura. 3.5 Patrón real de una señal de NMR

A consecuencia de la pérdida de coherencia de fase como efecto de la vuelta al equilibrio energético, la señal resultante (que de mantenerse la magnetización oscilando permanentemente sería una senoidal) tiene la forma de una senoidal que decae a una razón dada por T_2^* . Esta respuesta es conocida como FID (del inglés Free Induction Decay) y

tiene la siguiente forma general: una senoidal o conjunto de senoidales montadas sobre una exponencial decadente (como se puede apreciar en la Figura 3.5)

Las señales obtenidas por el instrumento (como la mostrada en la Figura 3.5) requieren pasar por un proceso para que podamos utilizarlas. Uno de los procesos mas importantes por los que atraviesan es una herramienta matemática computacional llamada Transformada de Fourier (realmente se usa la técnica de transformada rápida de Fourier, FFT). Por medio de ésta, se obtienen los componentes en frecuencia de la señal. En secciones posteriores se comentará esta técnica.

3.4.6 Secuencias de Pulsos

Un conjunto de pulsos de RF que es aplicado a una muestra para producir una forma específica de NMR es llamado secuencia de pulsos. En la secuencia de pulsos 90-FID la magnetización neta es girada hacia el plano $x'y'$ con un pulso de 90° . El vector de magnetización comienza a precesar sobre el eje z con su correspondiente decaimiento en el tiempo.

Un diagrama de tiempos es la gráfica en múltiples ejes de algunos aspectos de una secuencia de pulsos contra tiempo. Un diagrama de tiempo para una secuencia de pulsos 90-FID presenta una gráfica de señal RF contra tiempo y otra para señal contra tiempo.

3.5 Transformada de Fourier

El procedimiento que se ocupa de trasladar la respuesta (una FID que está en el dominio del tiempo) a una función en el dominio de la frecuencia se llama Transformada de Fourier (FT).

La Transformada de Fourier es obtenida por medio de la siguiente expresión:

$$F_j = \sum_{k=0}^{n-1} T_k e^{\frac{-2\pi jk}{n}} \quad (3.3)$$

aplicada sobre un arreglo de valores. Este arreglo de valores es el resultado de la discretización de la respuesta en el espacio continuo por medio de un muestreo. La Transformada de Fourier se detalla en el Apéndice 1.

Para ilustrar la transformada de Fourier, emplearemos Matlab: primero generaremos un vector que contenga los datos de una señal, digamos:

$$x = \text{sen}(3t) + \text{sen}(7t) \quad (3.4)$$

de antemano conocemos que los valores que nos debe regresar la transformada son 3 y 7.

```
t = (0:1/100:10-1/100); % Vector de Tiempo
x = sin(2*pi*3*t) + sin(2*pi*7*t); % Señal

y = fft(x); % Obtención de FFT de x
m = abs(y); p = unwrap(angle(y)); % Magnitud y fase

f = (0:length(y)-1)*99/length(y); % Vector de frecuencia
plot(f,m); title('Magnitud');
set(gca,'XTick',[5 10 20 60 85]);
```

El resultado, se ilustra en la Figura 3.6.

La Figura 3.6 nos muestra que, tal como lo esperábamos, tenemos componentes de frecuencia en $f = 3$ y $f = 7$. También se puede ver que los valores obtenidos en la mitad más alta de la gráfica son los mismos que los de la mitad más baja, por lo que en este caso se desechan. A esto se le denomina simetría y es una propiedad de la FFT.

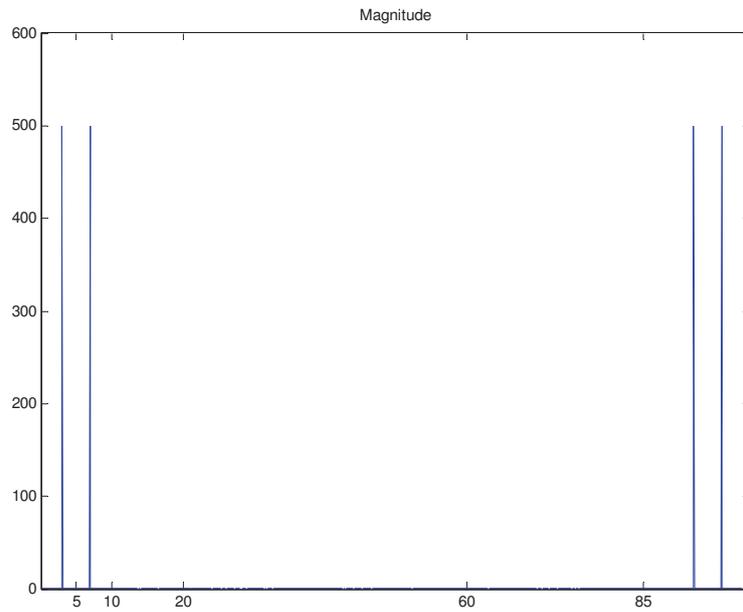


Figura 3.6 Componentes de Frecuencia de una señal senoidal obtenidos mediante FFT

Nótese que: la amplitud FFT resultante es $A \cdot n/2$, donde A es la amplitud original y n es el número de puntos FFT. Esto es verdad solo si el número de puntos de FFT es mayor o igual al número de datos muestreados. Si el número de puntos FFT es menor, la amplitud de FFT es menor que la amplitud original en la cantidad de arriba.

Capítulo 4

La Imagen

4.1 Gradiente de Campo Magnético

Necesitamos tener una forma de direccionar cada región de espín para poder bosquejarla. Una forma de lograr esto es por medio del gradiente de campo magnético.

El gradiente indica cómo cambia un campo con respecto a una posición. El símbolo para gradiente de campo magnético en las direcciones x , y y z es G_x , G_y y G_z .

4.2 Codificación de Frecuencia

Codificación de frecuencia es el nombre por el que se conoce el proceso de sumergir la muestra en un gradiente de campo magnético para detectar su posición.

El gradiente hace que la señal de NMR sea proporcional al número de espines en un plano perpendicular a él. Al pasar la señal por la transformada de Fourier, resulta que la frecuencia resonante también es proporcional a la posición del espín:

$$\begin{aligned} \nu &= \gamma(\mathbf{B}_0 + x\mathbf{G}_x) = \nu_0 + \gamma x \mathbf{G}_x \\ x &= (\nu - \nu_0) / \gamma \mathbf{G}_x \end{aligned} \quad (4.1)$$

4.3 Imagen por Retroproyección

Este método es una extensión de la codificación de frecuencia y consiste en la obtención de la señal por medio de análisis en diferentes ángulos, esto es: suponiendo que se quiere obtener la imagen sobre el plano xz se ejecuta el experimento creando un gradiente a lo largo del eje x . El siguiente paso es ir girando este gradiente y obteniendo la señal correspondiente. El proceso se realiza desde 0° hasta 359° .

Luego que los datos obtenidos están en la computadora, puede ser proyectado espacialmente.

El esquema de retroproyección que se usa en la práctica recibe el nombre de transformada inversa de Radon.

Para variar el ángulo del gradiente sólo es necesario aplicar combinadamente gradientes en dos direcciones.

Aquí se aplican los gradientes G_x y G_y para obtener el gradiente de codificación de frecuencia requerido G_f .

$$\begin{aligned} G_y &= G_f \text{ Sen } \theta \\ G_x &= G_f \text{ Cos } \theta \end{aligned} \quad (4.2)$$

Para que esta técnica de imagen sea factible, se debe seleccionar una rebanada para analizar. Esto se logra formando un gradiente sobre el eje z . (al mismo tiempo que el pulso de radiofrecuencia es aplicado).

El pulso 90° aplicado en conjunción con el gradiente rota los espines que están localizados en un plano a través del objeto.

Normalmente se usa una función *sinc* (definida como $\frac{\text{sen } x}{x}$) cuya transformada de Fourier es un pulso rectangular, lo que permite seleccionar una región rectangular en el espacio. En un gradiente, un rango angosto de frecuencia, corresponde a un rango angosto en el espacio.

Una imagen tomográfica por retroproyección puede ser lograda aplicando los pulsos que se muestran en el diagrama de tiempo de la Figura 4.1.

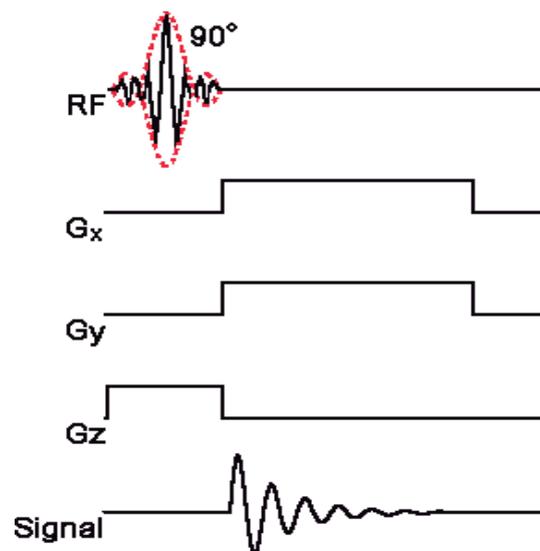


Figura. 4.1 Diagrama de tiempo empleado para obtener una imagen tomográfica por retroproyección

Es decir, se aplica un pulso de RF de 90° en conjunto con un pulso rectangular en el sentido del eje z . Con ello se logra seleccionar la rebanada que va a estudiarse, posteriormente se aplican pulsos sobre los ejes x y y para obtener la codificación de frecuencia. Este esquema se repite una y otra vez, girando un grado sobre el plano xy hasta completar una revolución.

Hay que destacar que el esquema de imagen por retroproyección no se usa en los dispositivos prácticos, más bien tiene un propósito ilustrativo.

4.4 Trazando la señal en el espacio

Una técnica más apropiada para realizar el trazado es la denominada imagen tomográfica por transformada de Fourier.

Hasta aquí hemos visto que usando un gradiente de campo magnético (generalmente ubicado sobre el eje z) y perpendicular a un plano, podemos seleccionar una rebanada localizada en este plano; también que aplicando otro gradiente de campo magnético que denominaremos gradiente de codificación de frecuencia, podemos separar los sectores de magnetización en varias regiones, cada una de esas regiones precesará a una frecuencia de Larmor (ω) diferente de los otros.

Un tercer gradiente de campo magnético nos ayuda completar la “retícula”: se conoce como gradiente de codificación de fase. Este gradiente se aplica momentáneamente haciendo que los espines precesen a diferentes velocidades, después se desconecta y vuelven a precesar todos a la misma velocidad, pero ahora existe un defasamiento entre ellos.

El procedimiento es el siguiente:

Se aplica un pulso de radiofrecuencia (como ya se comentó, se requiere una distribución cuadrada de frecuencia) al mismo tiempo que un gradiente de selección de rebanada. Los espines de esa rebanada comienzan a precesar en fase y a la misma frecuencia.

Cuando se ha terminado de aplicar el gradiente de rebanada, se aplica el gradiente de codificación de fase y se apaga.

Al final se aplica un gradiente de codificación de frecuencia. La señal resultante es una curva FID. El proceso es repetido 128 ó 256 veces. Sobre cada FID obtenida se aplica una transformada de Fourier. La transformada se aplica primero en la dirección de x para obtener información en el dominio de la frecuencia y luego en la dirección de codificación de fase para obtener información sobre la localización en la dirección de codificación de fase.

En la tabla 4.1 se observa sobre qué eje se aplican los gradientes

Plano de “rebanada”	“Rebanada”	Fase	Frecuencia
XY	Z	X o Y	Y o X
XZ	Y	X o Z	Z o X
YZ	X	Y o Z	Z o Y

Tabla 4.1 Correspondencia de ejes

Debe haber un paso en el gradiente de codificación de fase para cada localización (lugar) en la dirección de gradiente de codificación de fase.

Los datos de la transformada de Fourier son desplegados como una imagen al convertir la intensidad de señal en intensidad de píxeles.

Existe una relación que debe cumplirse en el proceso de adquisición de datos: la frecuencia de muestreo (sample frequency, f_0) debe ser mayor que el ancho espectral (SW) para evitar el problema de “envoltura”.

Esta misma relación aplica aquí y determina el campo de vista (Field of View, FOV) que es la distancia de un lado a otro de la imagen en la dirección de codificación de frecuencia. Se asume detección en cuadratura de la magnetización transversa.

$$FOV = \frac{f_s}{\gamma G_f}$$

(4.3)

El campo de vista debe ser mayor que el ancho del objeto dibujar.

El gradiente de codificación de fase es típicamente variado desde un valor G_{\max} hasta un valor $-G_{\max}$ en 128 ó 256 pasos iguales. La relación con el FOV

$$\int G_{\phi_{MAX}} df = \frac{N}{(2\gamma FOV)} \quad (4.4)$$

Donde N. es el número de pulsos.

4.5 Resolución

Cuando dos características en una imagen son distinguibles se dice que son resueltas. La capacidad para resolver dos características es una función de muchas variables: T_2 , razón señal-a-ruido (Signal to Noise Ratio, SNR), razón de muestreo, el grosor de rebanada y tamaño de matriz de imagen. La resolución es una medida de la calidad de imagen.

Es fácil ver la relación entre resolución, FOV y número de puntos de datos (N) de un lado a otro de la imagen. Nunca podremos resolver dos características separadas a una distancia menor que FOV/No. de píxeles. Podría pensarse que incrementar el número de puntos mejoraría la resolución; incrementar el número de puntos produce un decremento en el tamaño de píxel pero no se incrementa la resolución. Incluso con una imagen libre de ruido y con contraste óptimo, no se pueden resolver dos características en un tamaño de un píxel puesto que entra en juego T_2^*

Una imagen de NMR puede ser pensada como la convolución del espectro NMR de los espines con su mapa de concentración espacial.

Esto es más fácil de describir si se asume una imagen unidimensional $h(x)$ consistente en un solo tipo de espín. Si $g(x)$ es la distribución de los espines y $f(v)$ es el espectro NMR de los espines y $f(v, G_x^{-1}, \gamma^{-1})$ es el espectro de NMR en unidades de distancia en presencia del gradiente de campo G_x entonces,

$$h(x) = g(x) \otimes f(v, G_x^{-1}, \gamma^{-1}) \quad (4.5)$$

Tomando en cuenta los pares de Fourier a media altura, la amplitud Γ es:

$$\Gamma = (\pi \cdot T_2^*)^{-1} \quad (4.6)$$

Por lo tanto, el tamaño de píxel debe ser escogido para ser aproximadamente igual a:

$$(G_x \cdot \gamma \cdot \pi \cdot T_2^*)^{-1} \quad (4.7)$$

La razón Signal to Noise de un tejido es la razón de la señal promedio para un tejido a la desviación estándar del ruido en el fondo de la imagen. Este valor puede ser mejorado realizando promediado de señal. Esto es la colección y promediado de muchas imágenes.

4.6 Técnicas de imagen

Algunas de las técnicas de imagen más usadas se reseñan a continuación. Para algunos de los términos aquí empleados se utilizarán los correspondientes nombres que aparecen en la literatura común.

4.6.1 Multi-slice Imaging

La obtención de imágenes puede ser un proceso realmente lento, en tanto que depende del tiempo de repetición TR y el número de pasos del gradiente de codificación de fase. Ahora

bien, para imágenes como las que se usan en estudios médicos, el tiempo total puede ser simplemente ridículo.

Si se analiza el diagrama de tiempos de la secuencia completa de obtención de imagen (Figura 4.2) (desde que se dispara la excitación hasta que se recolecta el último dato) para un TR de 1s se puede apreciar que queda mucho “tiempo libre”. La solución se muestra en la Figura 4.3.

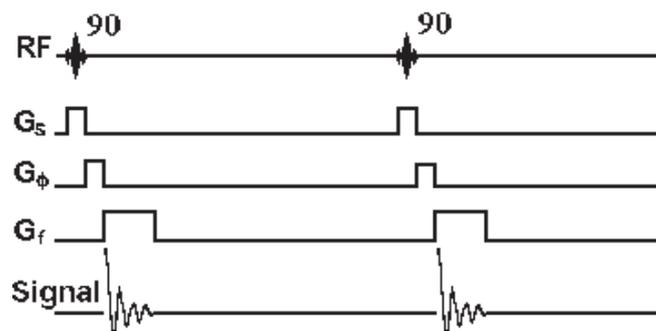


Figura. 4.2 Diagrama de tiempos que muestra los tiempos muertos durante el proceso de procesamiento de imagen

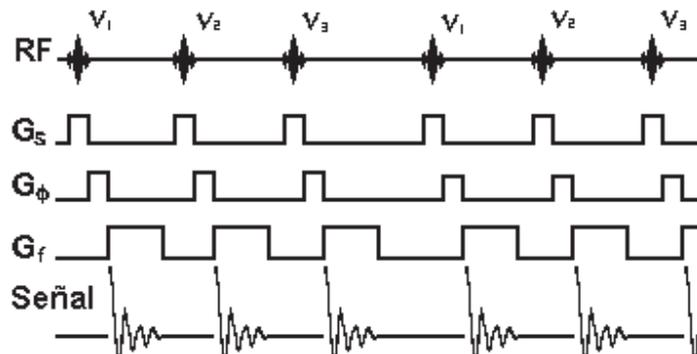


Figura 4.3 Diagrama de tiempos que muestra el uso de los tiempos muertos para escanear otras regiones

Una posible manera de recortar el tiempo de obtención de la imagen completa es precisamente usar estos tiempos muertos para obtener la imagen de otra rebanada. La única condición es que la excitación de una segunda rebanada no afecte la primera. Esto se

consigue aplicando un gradiente de selección de rebanada y cambiando la frecuencia RF de los pulsos de 90° .

4.6.2 Oblique Imaging

Esta técnica es usada cuando se requiere obtener la imagen de un plano que no sea paralelo a los planos xy o z , sino que más bien sea una combinación de ellos. La Figura 4.4 ilustra gráficamente esta situación. Mas adelante se desarrolla el ejemplo completo.

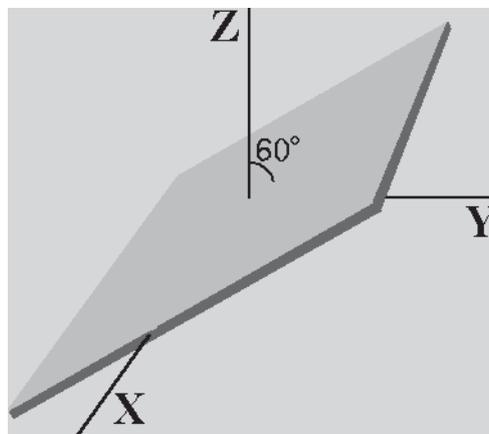


Figura. 4.4 Si se desea obtener la imagen de un plano inclinado como el mostrado aquí, se recurre a la técnica de Imagen Oblicua

Si por ejemplo queremos obtener la imagen de una rebanada que esté sobre el eje x pero que pase entre los ejes z y y y de manera que formen un ángulo de 30° con respecto al eje y y uno de 60° con respecto al eje z será necesaria la siguiente combinación de gradientes:

Gradiente de Selección de Rebanada:

$$G_x = G_s \text{ sen } 60^\circ$$
$$G_y = G_s \text{ cos } 60^\circ$$

Gradiente de Codificación de Fase:

$$G_z = G_\phi \text{ sen } 30^\circ$$
$$G_y = G_\phi \text{ cos } 30^\circ$$

Gradiente de Codificación de Frecuencia: $G_z = G_f$

4.6.3 Spin Echo Imaging

Esta técnica introduce la dependencia de T_2 a la señal.

El procedimiento es el siguiente (Figura 4.5):

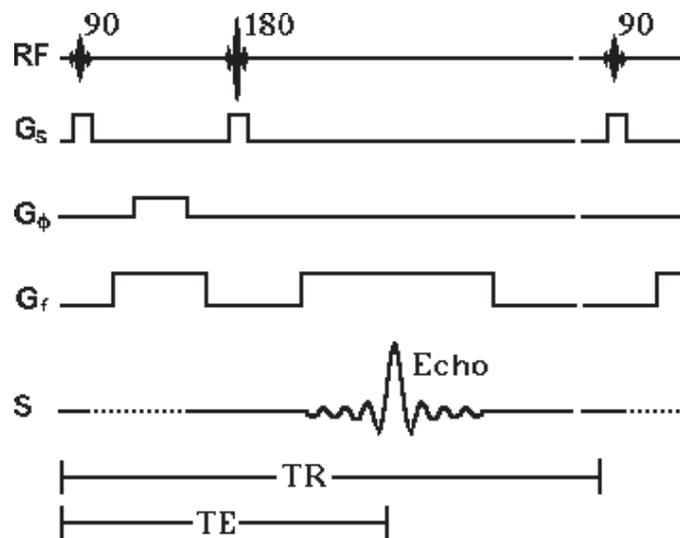


Figura. 4.5 Diagrama de tiempos correspondiente a la técnica de Spin Echo.

Se aplicó un pulso de RF de 90° para seleccionar rebanada en conjunto con un gradiente de selección.

Sea TE el tiempo entre el inicio del pulso de RF y el valor máximo de señal.

Se aplica un pulso de RF de 180° en conjunto con otro gradiente de selección de rebanada en un tiempo $\frac{TE}{2}$.

Un gradiente de codificación de fase es aplicado entre los pulsos de 90° y 180° y varía 256 veces desde $G_{\phi MAX}$ hasta $-G_{\phi MAX}$

Después del pulso de 180° se aplica un gradiente de selección de frecuencia durante el tiempo que el eco es recolectado.

La señal obtenida es el eco. Un gradiente adicional es aplicado entre los pulsos de 90° y 180° . Está sobre la dirección del gradiente de frecuencia y sirve para preparar que la señal esté al inicio del espacio K al inicio de la adquisición del eco.

4.6.4 Gradient Recalled Echo Imaging

En los métodos anteriores se presentó una gran desventaja: en todos es necesario que la magnetización transversa regrese al estado de equilibrio a lo largo del eje z antes de repetir la secuencia.

Cuando T_1 es largo, el tiempo de adquisición también lo es. Si la magnetización no se recupera, la señal será de menor intensidad.

Así que existe un compromiso entre señal y tiempo de proyección de la imagen. Algunas veces muchas imágenes se obtienen y se calcula una *imagen promedio*.

Esta técnica representa la aplicación de estos principios. La secuencia es casi la misma que la usada en las técnicas anteriores (Figura 4.6):

Se aplica el pulso de RF al objeto de prueba junto con su correspondiente gradiente de selección de rebanada.

A continuación es aplicando el gradiente de codificación de fase; recordar que éste se aplica en 128 ó 256 pasos.

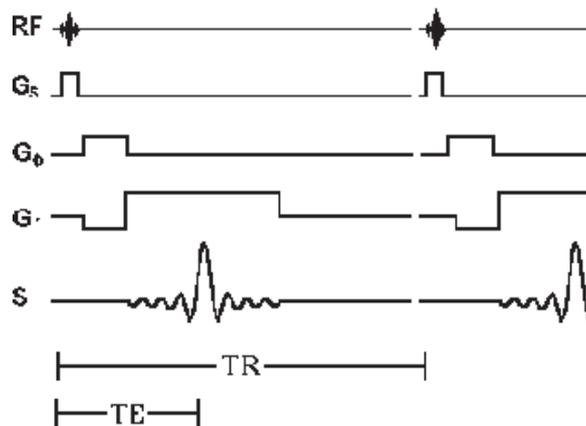


Figura. 4.6 Diagrama de Tiempos empleado en la técnica Gradient Recalled Echo

A continuación se describe la diferencia: se aplica un gradiente de codificación de frecuencia defasador para hacer que los espines estén en fase en el centro del periodo de adquisición. Este gradiente es de signo negativo respecto al gradiente de selección de frecuencia. Un eco es generado porque el gradiente de codificación de frecuencia reagrupa o reenfoca el defasamiento ocurrido anteriormente.

4.7 Contraste

Para formar las imágenes es necesario que haya un contraste entre el tejido a proyectar y el adyacente.

La intensidad de señal S es determinada por una ecuación característica de acuerdo a cada tipo de prueba. Las ecuaciones son dependientes de T_1 , T_2 , T_2^* , θ , TE, TR, TI y ρ .

ρ es la densidad de espín.

Spin Echo

$$S = \frac{k\rho \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \cdot \text{sen } \theta \cdot \left(e^{-\frac{TE}{T_2^*}}\right)}{\left(1 - \cos \theta \cdot e^{-\frac{TR}{T_1}}\right)} \quad (4.8)$$

Gradient Recalled Echo

$$S = k\rho \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \left(e^{-\frac{TE}{T_2}}\right) \quad (4.9)$$

S representa la amplitud de la señal en el dominio de la frecuencia, k es una constante de proporcionalidad que depende de la sensibilidad de la circuitería de detección de señal. T_1 , T_2 y ρ son característicos de cada tejido o patología.

El contraste se define como la diferencia de la señal de un tejido a otro.

$$C = S_A - S_B \quad (4.10)$$

Existe una nomenclatura para definir el mecanismo de contraste predominante. Por ejemplo si en una imagen su contraste es predominantemente causado por diferencias en T_1 , se dice que es una imagen T_1 -pesada (T_1 -weighted)

Tejido	T_1 (s)	T_2 (ms)	ρ^*
CSF	0.8 - 20	110 - 2000	70-230
Blanco	0.76 - 1.08	61-100	70-90
Gris	1.09 - 2.15	61 - 109	85 - 125
Meninges	0.5 - 2.2	50 - 165	5 - 44
Músculo	0.95 - 1.82	20 - 67	45 - 90
Adiposo	0.2 - 0.75	53 - 94	50 - 100

Tabla 4.2 Constantes intrínsecas de tipos de tejidos humanos

* Basado en $\rho=111$ para 12mM NiCl_2 acuoso

La tabla 4.3 contiene un conjunto de condiciones para producir imágenes pesadas

Peso	Valor de TR	Valor de TE
T_1	$\leq T_1$	$\ll T_2$
T_2	$\gg T_1$	$\geq T_2$
ρ	$\gg T_1$	$\ll T_2$

Tabla 4.3 Condiciones de peso

Para recalcar la importancia de estos parámetros con la calidad de imagen obtenida, se muestran algunas imágenes reales (Figuras 4.7a, 4.7b, 4.7c y 4.7d)

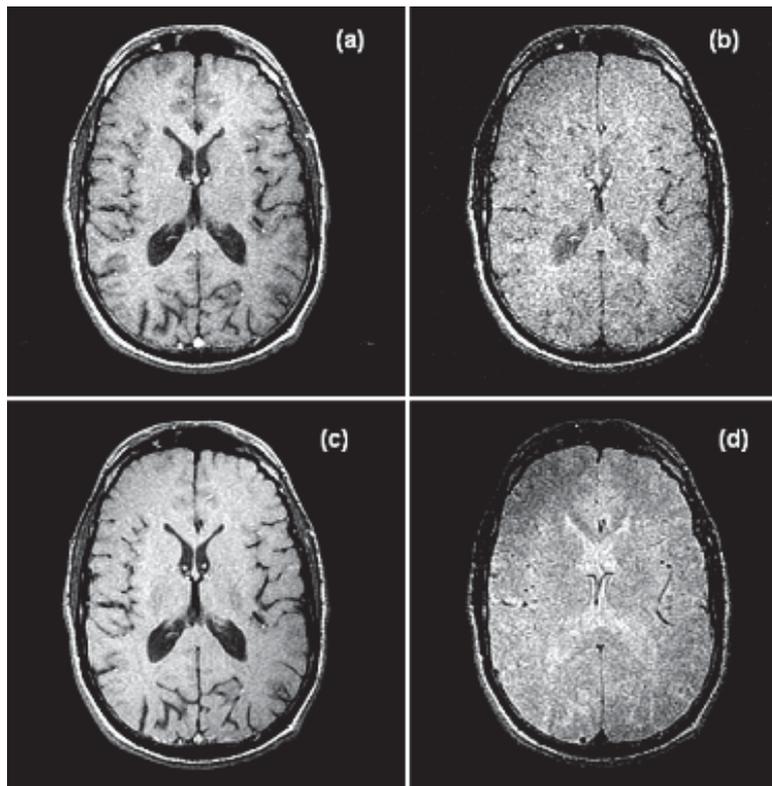


Figura. 4.7. Diferencias de contraste en la imagen debido a modificaciones en los tiempos. (a) TR = 500 ms TE = 20 ms. (b) TR = 500 ms TE = 60 ms (c) TR = 1000 ms TE = 20 ms (d) TR = 1000 ms TE = 80 ms

Con la Figura 4.7 se puede dejar en claro cómo afecta la selección de tiempos para obtener diferentes calidades de imagen o niveles de contraste que permitan visualizar diferentes tejidos. Es necesario poder controlar estas diferencias porque en ello radica la eficiencia de estos dispositivos como auxiliares en el diagnóstico médico.

Capítulo 5

Seguridad y Descripción General de una Unidad de MRI

5.1 Acerca de la seguridad

A pesar de que esta técnica de imagen representa un gran avance puesto que no es invasiva y no hay absorción de radiaciones ionizantes por parte del cuerpo humano, es necesario cuidar o tener en cuenta ciertos aspectos cuando se diseñan los dispositivos, instalan los equipos en las unidades de diagnóstico o se realiza las pruebas.

La mayor parte de la normatividad ha sido desarrollada internacionalmente y es conocida como Requerimientos Particulares para la Seguridad de Equipo de Resonancia Magnética para Diagnóstico Médico (IEC-601-2-33-Particular Requirements for the Safety of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis).

Todo el personal que trabaje en estos centros de diagnóstico, incluidos las enfermeras, los conserjes y el personal administrativo debe conocer los lineamientos de seguridad a seguir en el local. Se hace hincapié en las personas que desarrollan las tareas anteriores porque al no tener preparación técnica en el área, pueden incurrir en errores que tengan consecuencias fatales.

A continuación se revisan las cuestiones de seguridad concernientes a las partes básicas del instrumento.

5.1.1 El magneto principal

El magneto principal de un dispositivo de MRI tiene una intensidad que oscila entre 0.5T y 2 T. A la fecha no se ha podido comprobar que campos magnéticos estáticos de hasta 3T sean peligrosos o dañinos para el cuerpo humano. Sin embargo, considerando que un campo magnético estático de 1 T (la Tabla 5.1 muestra las intensidades de campos magnéticos conocidos) es 20,000 veces más fuerte que el campo magnético de la Tierra, es necesario tomar medidas precautorias con respecto a objetos ferromagnéticos que estén en el área puesto que el campo magnético los atraerá. La fuerza de atracción depende de la fuerza del campo magnético, la susceptancia del objeto, su masa, la distancia entre éste y el magneto y la orientación del campo.

Espacio exterior	0.1 and 10 nanoteslas (10^{-10} T and 10^{-8} T),
Campo magnético terrestre en latitud 50°	20 μ T (2×10^{-5} T)
Y en el ecuador	31 μ T (3.1×10^{-5} T)
Campo magnético de un imán de herradura grande	1 militesla (0.001 T)
El entrehierro en el magneto de una bocina de 30 libras 1 T	1 T

Tabla 5.1 Comparativo de intensidades de campo magnético

Mayor campo magnético continuo producido en laboratorio	45 T
Mayor campo magnético pulsante no destructivo obtenido en laboratorio	80 T

Tabla 5.1(Cont.) Comparativo de intensidades de campo magnético

También los dispositivos mecánicos, eléctricos o magnéticos dentro del cuerpo humano son motivo de observación, sobre todo si son dispositivos de soporte de vida: por la razón previamente mencionada, las prótesis de materiales ferromagnéticos tenderán a moverse y pueden causar daño. Dispositivos tales como marcapasos o clips de aneurisma pueden ser alterados en su correcto comportamiento por parte del campo magnético y causar daño.

Otra preocupación cuando se están usando sistemas de resonancia magnética superconductores es la posible evaporación de material criogénico. El líquido criogénico puede llegar a hervir, con la consecuente evaporación del material. Comúnmente se proveen mecanismos de ventilación del gas, sin embargo éstos pueden fallar y en esa situación el gas ocupa rápidamente el lugar del oxígeno en el aire de la habitación llevando consigo un inminente riesgo de asfixia.

Por tal motivo, debe existir un sensor de nivel de oxígeno en el aire dentro del cuarto del magneto y revisarlo periódica y constantemente (el sensor es necesario ya que los criogases son incoloros, inodoros e insípidos), además es necesario tener un plan de evacuación en el caso de presentarse esta situación.

5.1.2 Los gradientes

Al ser dispositivos que generan campos magnéticos que varían con el tiempo, se corre el riesgo de inducir corrientes en los tejidos. Tomando en cuenta que el tejido nervioso, los músculos y los vasos sanguíneos son susceptibles a la inducción magnética, hay que tener

cuidado en la tasa de cambio del campo magnético en el tiempo, especialmente en pruebas ultrarrápidas.

Los dispositivos actuales no tienen tasas de cambio lo suficientemente rápidas como para estimular al paciente, pero se debe en todo momento tener la posibilidad de comunicación con el sujeto dentro de la cámara de exploración.

Otro efecto de los campos variantes en el tiempo es la vibración de las bobinas; el constante roce entre éstas y sus montajes produce ruido, el cual debe estar también dentro de los límites permisibles.

Esto presenta un doble problema, ya que como se mencionó anteriormente, es necesario mantener comunicación paciente - staff y este ruido puede hacer esta comunicación muy difícil. Una solución que se proporciona es el uso de intercomunicadores inmunes al ruido.

5.1.3 Las Bobinas de Radiofrecuencia

La energía de radiofrecuencia de las secuencias del proceso de obtención de imagen puede generar calentamiento en los tejidos del cuerpo.

La tasa de absorción específica (Specific Absorption Rate, SAR) es el término usado para estimar la cantidad de calor recibida por el paciente y está dada en W/kg.

Existen dos guías que especifican los límites de SAR permisibles; una menciona que SAR debe ser menor o igual que 0.4W/kg promediado sobre todo el cuerpo; la otra indica que la energía de radiofrecuencia no debe incrementar la temperatura corporal del paciente en más de 1 °C.

Se debe proveer un botón de pánico u otro medio que permita detener la prueba cuando el paciente comience a sentir aumento notable de temperatura o cualquier otra molestia.

5.2 La Unidad de MRI

Hasta aquí ya se han detallado los conceptos básicos de MRI: se definieron los principios físicos que gobiernan la interacción entre radiación y materia; se han analizado las estructuras físicas que componen el dispositivo tales como magneto, las bobinas de gradiente y la fuente de RF; se han revisado también algunas de las técnicas empleadas para la producción de imagen. El objeto de esta sección es juntar toda esta información con el objetivo de lograr la comprensión del funcionamiento del sistema.

El diagrama esquemático de una unidad de Imagen por Resonancia Magnética es el siguiente:

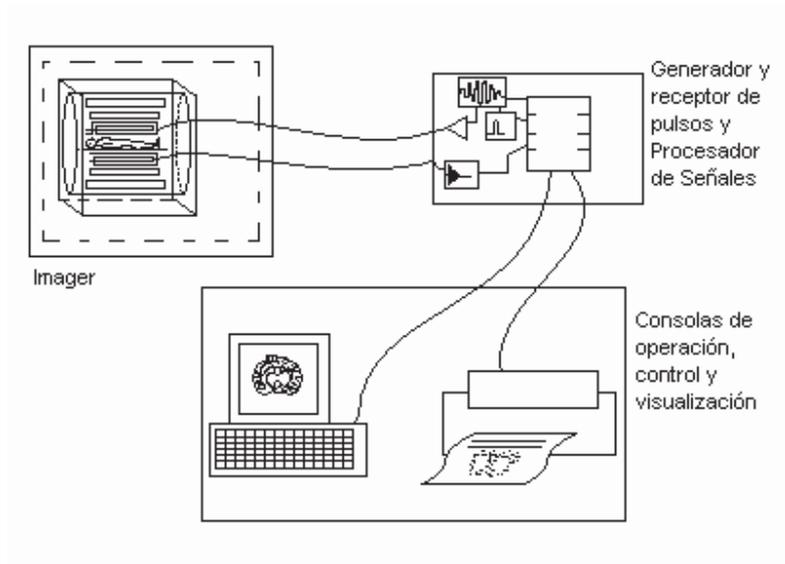


Figura 5.1 Diagrama de componentes de una Unidad de Resonancia Magnética

Se puede observar que existen diversos grupos. Cada uno de ellos representa un cuarto o habitación diferente; el dispositivo donde se realiza el examen –o *imager*– consta de una especie de cubo con un agujero en medio de aproximadamente 60 cm de diámetro. Este implemento tiene una cama donde se recostará el paciente, que es controlada por medio de una computadora. Dentro del *imager* está el magneto principal y las bobinas gradiente. En el capítulo 2 se explicó el efecto de someter los núcleos de los átomos que conforman las moléculas presentes en el cuerpo humano a un campo magnético estático intenso (<20000

veces el campo gravitacional terrestre) y en el capítulo 3 se mencionaron las características físicas del dispositivo. En el capítulo 4 se detalló el uso y funcionamiento de los gradientes de campo magnético. Las bobinas de RF o *bobinas de imagen* quedan dentro del cubo de escaneo en el momento de hacer la prueba, pero como existen diferentes tipos de éstas, no van fijadas al imager. Para diferentes tipos de diagnósticos se usan diferentes tipos de bobinas de RF; Existen bobinas de imagen de tipo volumen o de tipo superficie. Las de volumen rodean al objeto de examen, las de superficie son puestas adyacentes al tejido a examinar. Las bobinas de imagen pueden ser transmisoras (sólo emiten pulsos de RF), receptoras (sólo capturan la señal producto de la magnetización) y compuestas (realizan las dos tareas). En el capítulo 2 se describe la interacción de la radiación que emiten estas bobinas con los espines atómicos orientados por efecto del campo magnético estático intenso y en el capítulo 3 se detalla el principio de operación de ellas.

Todo este equipo está en un cuarto aislado de señales de RF: de esta manera se evita que se escapen las señales producidas durante la generación de pulsos y se impide la interferencia en la imagen que pudieran ocasionar otras fuentes de RF como estaciones de radio o televisión. Se incorpora además un escudo magnético para impedir que el campo se extienda a una distancia considerable.

Los instrumentos de generación de pulsos y de procesamiento de señal están en el cuarto de computadoras. En el capítulo 3 se muestra la forma en la que se generan los pulsos así como el tratamiento que se le da a la señal de magnetización una vez que es recogida por las bobinas de imagen *receptoras*. En el Apéndice 1 se menciona el fundamento de la transformada de Fourier, que es la herramienta fundamental en el procesamiento de la señal.

El cuarto de control es donde se encuentra el personal que opera la unidad y las consolas de operación, desde allí se seleccionan los parámetros que se le suministran al imager para obtener un tipo de imagen determinado (no hay que olvidar que para diferentes tipos de tejidos o enfermedades se deben usar diferentes secuencias de pulsos). Esto se ha revisado en el capítulo 4. En una sección posterior se proporcionan algunos ejemplos de los parámetros que se modifican para tomar algún tipo de imagen.

5.2.1 El Procedimiento de Imagen

Y el procedimiento para obtener una imagen por MRI es como sigue:

El paciente se coloca en una mesa con control por computadora cuya precisión es de 1mm que es parte de la cámara de MRI. La parte de la anatomía de la que se pretende obtener una imagen debe colocarse lo más cercano al isocentro del campo magnético; esto se consigue usando unos haces de luz que determinan este punto dentro del imager. El sujeto al que se le va a hacer la prueba debe ir vestido con una bata apropiada para el examen. Cualquier objeto con características ferromagnéticas o con una respuesta a la radiofrecuencia debe ser dejado en un área apropiada. Llaves, cinturones, cierres, plumas o bolígrafos, tarjetas con banda magnética no están permitidas dentro del cuarto de escaneo por presentar un riesgo a la seguridad del paciente y/o del personal dentro del cuarto. También se le proporcionan al paciente juegos de audífonos o de tapones para oídos para evitar las molestias que ocasiona el sonido generado por la fuente de RF. Una vez posicionado el paciente en la cama, se procede a colocarle las bobinas de imagen. Por ejemplo, si se pretende obtener una imagen para determinar si existe un tumor cerebral o se está desarrollando un proceso de metástasis será necesario obtener una imagen del cerebro. En este caso es necesario usar unas bobinas de imagen del tipo volumen que rodean toda la cabeza.

Posteriormente se selecciona el tipo de secuencia apropiada para obtener la imagen del tejido. Existen consideraciones básicas que se deben tomar en cuenta cuando se habla de la calidad de imagen: SNR, Razón Contraste a Ruido (CNR, Contrast to Noise Ratio), Resolución Espacial y Tiempo de Escaneo. Para modificar estos factores, los dispositivos de adquisición de imagen poseen controles que pueden cambiar los siguientes parámetros: tiempo de eco (TE), el tiempo de repetición (TR), el número de rebanadas, el tamaño de la matriz, el campo de vista (FOV), el número de exposiciones (NEX) y el número de promedios de señal (NSA). Se debe observar que existen compromisos entre algunas de estas características. Por ejemplo, para reducir SNR se debe usar un FOV largo, pero para

obtener una buena resolución espacial, es necesario que el FOV sea pequeño. Los conceptos relacionados con la generación de imagen fueron revisados en el capítulo 4.

Una vez ajustados los parámetros, el instrumento procede a realizar su trabajo: emite secuencias de pulsos de RF por medio de la bobina transmisora que provocan el giro de los espines nucleares precesantes orientados por el campo magnético estático (a lo largo de una “rebanada” de anatomía) de manera tal que el vector de magnetización se inclina e induce una corriente en la bobina receptora. La señal recogida en esta bobina es muestreada y procesada mediante Transformada de Fourier en una computadora, obteniéndose una serie de valores dependientes de la frecuencia y con distinta magnitud. Posteriormente es codificada la magnitud de estos valores a intensidad de píxeles. De esta manera se tendrá la imagen final.

Conclusiones

1.- Los sorprendentes avances tecnológicos acontecidos hasta el día de hoy tienen como común denominador la interdisciplinariedad. El esfuerzo conjunto de investigadores y expertos en áreas tan –aparentemente- alejadas como la ingeniería eléctrica y la medicina, o la física con la biología se ha reflejado en hechos que solo existían en los textos de ciencia ficción hace tan solo unas décadas. Así, podemos ver que existen en la actualidad extremidades humanas artificiales cuyo parecido con las naturales es impresionante; de la misma manera vemos que los sistemas de enfriamiento de algunas supercomputadoras llevan líquido que asemejan ciertos componentes de la sangre humana. Por ello, es necesario comenzar a entrelazar los campos de conocimiento desde la etapa de formación académica de los futuros científicos. La MRI es ejemplo notable de lo que se puede lograr con un esfuerzo de este tipo. Aun más, es el tipo de desarrollo que ha tenido este esquema de imagen lo que le da su fortaleza: al tiempo que los físicos nucleares desarrollan modelos de comportamiento de tal o cual isótopo en un campo magnético intenso, los fisiólogos descubren que por medio de la Imagen de Resonancia Magnética se pueden ver formaciones tumorales en fases muy tempranas; y mientras los ingenieros diseñan esquemas de procesamiento de señal más rápidos, los radiólogos desarrollan esquemas de pulsos con los que consiguen mejorar la calidad de imagen.

2.- En esta área, el ingeniero eléctrico tiene mucho por aprender y de la misma manera, mucho por aportar. El diseño de magnetos más eficientes, la creación de bobinas de radiofrecuencia mas pequeñas, escudos magnéticos y de RF, circuitería mas barata, procesadores de señales mas rápidos son tan solo algunas de los aspectos en los que se puede comenzar a trabajar si se cuenta con el conocimiento de cómo opera esta técnica de imagen.

3.- Lo que queda por hacer:

- Aumentar la velocidad de escaneo.
- Disminuir las molestias de los usuarios.
- Abaratar los costos de operación y mantenimiento. Entrenando personal apropiado se puede lograr que el diagnóstico por medio de Resonancia Magnética llegue a gente que actualmente no tiene acceso a el.
- Construir dispositivos de poco volumen. Las tendencias tecnológicas actuales tienden a la miniaturización. Junto con ello, se van creando dispositivos que pueden transportarse fácilmente.
- Construir dispositivos mas sensibles para obtener imágenes basándose en isótopos con los que aún no se trabaja. Esto eventualmente permitiría lograr niveles óptimos de imagen.

Bibliografía

HORNAK, J.P. *The Basics of MRI*. Rochester, Rochester Institute of Technology, 2002

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; KRANE, Kenneth S. *FÍSICA, Vol. 1*. Cuarta Edición. México: CECSA

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; KRANE, Kenneth S. *FÍSICA, Vol. 2 Versión Ampliada*. Cuarta Edición. México: CECSA

LYONS, Richard G. *Understanding Digital Signal Processing*. New Jersey: Prentice Hall PTR. 1997

MACOMBER, Roger S. *A Complete Introduction to Modern NMR Spectroscopy*. New York: John Wiley & Sons. 1998

EISBERG, R. *Fundamentos de Física Moderna*. Limusa. 1999

Apéndice 1

Transformada de Fourier (FT)

A.1 La Transformada Continua de Fourier

Según Fourier, una señal periódica y continua $f(t)$ puede descomponerse en una serie infinita:

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\omega_0 t + b_n \text{sen } n\omega_0 t) \quad (\text{A1.1})$$

La forma compleja de esta ecuación resulta en

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n e^{jn\omega_0 t} \quad (\text{A1.2})$$

$$c_n = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} f(t) e^{-jn\omega_0 t} dt \quad (\text{A1.3})$$

A estas ecuaciones se les denomina serie de Fourier

Cuando tratamos con señales no periódicas, se hace el ejercicio correspondiente para señales periódicas, pero se piensa como que el periodo de tienda al infinito.

$$\omega_0 = \frac{2\pi}{T} \quad (\text{A1.4})$$

Si $T \rightarrow \infty$, ω_0 debe hacerse infinitesimalmente pequeña. Esto es representado por $\omega_0 \rightarrow d\omega$. Así:

$$\frac{1}{T} = \frac{\omega_0}{2\pi} \rightarrow \frac{d\omega}{2\pi} \quad (\text{A1.5})$$

Ahora, n debe tender al infinito conforme ω_0 tiende a cero, de tal forma que el producto permanezca finito:

$$n\omega_0 \rightarrow \omega \quad (\text{A1.6})$$

Si a cada lado de (A1.3) se le multiplica por T y se le aplican los procesos de límite, se obtiene

$$c_n T \rightarrow \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (\text{A1.7})$$

El segundo miembro de esta expresión es una función de ω , y se le representa por $\mathbf{F}(j\omega)$:

$$\mathbf{F}(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (\text{A1.8})$$

Ahora se aplica el proceso de límite a la ecuación (A1.2). Primero se multiplica y divide la suma entre T ,

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n T e^{jn\omega_0 t} \frac{1}{T}$$

Luego se sustituye $c_n T$ por la nueva cantidad $\mathbf{F}(j\omega)$, y se usan (A1.5) y (A1.6). En el límite, la suma se convierte en integral, y

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{F}(j\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (\text{A1.9})$$

Las ecuaciones (A1.8) y (A1.9) reciben el nombre de par de transformación de Fourier. Hay que recordar que hasta aquí hemos trabajado con orientación a señales de tipo continuo. Las computadoras solo trabajan con valores discretos por lo que es necesario tener una herramienta que pueda procesar las señales discretas.

A.2 La Transformada Discreta de Fourier

Cuando nuestro dispositivo adquiere (lee) un solo valor de la señal cada determinado tiempo, es decir, cuando *muestra*, y este valor es almacenado por una computadora para su posterior proceso hablamos de que tenemos una señal discreta. Para este tipo de señales, el cálculo es ligeramente diferente a fin de obtener numéricamente sus componentes en frecuencia.

La ecuación que describe este proceso se denomina Transformada Discreta de Fourier y esta dada por:

$$\mathbf{F}(m) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n) e^{-j2\pi mn/N} \quad (\text{A1.10})$$

Donde:

$\mathbf{F}(m)$ = secuencia discreta en el dominio de la frecuencia

m = índice de la salida de la transformada discreta de Fourier en el dominio de la frecuencia

$f(n)$ = secuencia discreta en el dominio del tiempo de valores muestreados de la señal continua $f(t)$

n = índice de las muestras de entrada en el dominio del tiempo

e = base de los logaritmos naturales

$j = \sqrt{-1}$

N = número de muestras en la secuencia de entrada y número de puntos de frecuencia en la secuencia de entrada

Cada término $F(m)$ es la sumatoria del producto punto por punto de los valores de señal de la secuencia de entrada con una senoide compleja de la forma $\cos(\varphi) - j\sin(\varphi)$. La frecuencia exacta de las diferentes sinusoides depende tanto de la frecuencia de muestreo, f_s , como del número de muestras empleado, N .

Las frecuencias separadas entonces se calculan con

$$f_{\text{analysis}}(m) = \frac{mf_s}{N} \quad (\text{A1.11})$$

Ahora bien, cuando existe energía a una frecuencia intermedia entre dos frecuencias de análisis, se presenta un efecto conocido como “fuga”, porque esta energía se distribuye entre todas las frecuencias de análisis.

Esta propiedad es inherente al proceso de transformada de Fourier sin embargo existen algunas técnicas que permiten minimizar las consecuencias indeseadas que tiene como por ejemplo el problema denominado “wrap-around”. Una de estas técnicas se denomina “ventanas” y consiste en aproximar suavemente las magnitudes de la secuencia de entrada, tanto al principio como al final de la muestra hacia un valor común.

Una de las propiedades básicas de la transformada de Fourier con respecto a MRI es el teorema de convolución, el cual establece que la transformada de Fourier de la convolución de dos funciones es proporcional al producto de la transformada de Fourier de las funciones individualmente y viceversa.

Si $\mathbf{F}(j\omega) = FT\{f(t)\}$ y $\mathbf{G}(j\omega) = FT\{g(t)\}$

$$\mathbf{F}(j\omega)\mathbf{G}(j\omega) = FT\{f(t)*g(t)\} \quad (\text{A1.12})$$

donde * denota convolución.

Para entender de mejor manera el tratamiento de señales con la transformada de Fourier, es necesario conocer y recordar los pares de Fourier más comunes. Un par de Fourier son dos funciones, una en el dominio de la frecuencia y su correspondiente en el dominio del tiempo. Estos pares comunes son:

Señal	$f(t)$	$\mathbf{F}(\omega)$
Valor constante	K	$2\pi K \delta(\omega), \omega = 0$
Sinusoidal compleja	$e^{j\omega_0 t}$	$2\pi \delta(\omega - \omega_0)$
Decaimiento exponencial	$e^{-at} u(t)$	$\frac{1}{a + j\omega}$

Apéndice 2

Situación de MRI en México

Unidades MRI por millón de Habitantes	1990	1995	2000	2001	2002	2003
Australia	0.6	2.9	3.5 b	3.8	3.7	3.7
Austria	1.2 ¹	7.5 ¹	11	11.7	13.4	13.5
Bélgica	2	3.3	6.6 ²	6.6 ¹	6.6	6.6 ¹
Canadá	0.7	1.4	2.5	4.2	4.2 ¹	4.5
República Checa	0.2 ¹	1	1.7	1.9	2.2	2.4
Dinamarca	2.5	..	5.4	5.4 ¹	8.6	9.1
Finlandia	1.8	4.3	9.9	11	12.5	12.8
Francia	0.8	2.1	2.6	2.4	2.7	2.8
Alemania	1.1 ¹	2.3	4.9	5.5	6	6.2
Grecia	0.4	1.9 ²	1.9 ²	2.3 ¹	2.3	2.3 ¹
Hungría	0.1	1	2	2	2.5	2.6
Islandia	3.9	7.5	10.7	14	17.4	17.3
Irlanda
Italia	1.3	2.6 ¹	7.6	8.7	10.6	11.6
Japón	6.1	18.8 ¹	23.2 ¹	35.3 ¹	35.3	35.3 ¹
Corea	1.4 ²	3.9	5.4	6.8	7.9	9
Luxemburgo	2.6	2.4	4.6	4.5	4.5	11.1
México	0.1	0.2	0.2	0.2
Holanda	0.9	3.9
Nueva Zelanda	..	2.7 ¹	2.6 ²	3.7 ²	3.7 ¹	3.7
Noruega
Polonia	0.9 ²	0.9 ¹	0.9	1
Portugal	0.8	2.8 ²	2.8 ³	3.9 ²	3.9 ¹	3.9
República Eslovaca	2.0 ³	2.0 ²	2.0 ¹	2
España	0.7 ²	2.7	4.8	5.7	6.2	7.3
Suecia	1.5	6.8	7.9 ¹	7.9 ²	7.9 ³	..
Suiza	..	12.4 ²	12.9	12.9	14.1	14.2

Turquía	..	0.6 ¹	3.0 ²	3.0 ¹	3	3
Reino Unido	4.6	5.2	5.2 ¹	5.2 ²
Estados Unidos	3.7	7.2	8.1	8.2	8.6	8.6 ¹
Definiciones, métodos y Fuentes por país:						
www.irdes.fr/ecosante/OCDE/240020.html						
Copyright OECD HEALTH DATA						
2005, October 05						
NOTAS:						
a) -1, -2, -3, 1, 2, 3 muestra que los datos se refieren a 1, 2 ó 3 años anteriores o posteriores.						
b) las unidades MRI en Japón se refiere a los hospitales antes de 2002. Desde el 2002 se refiere a hospitales y clínicas generales .						
c) Los datos de Estados Unidos están sub estimados, puesto que se cuentan los hospitales que poseen uno o mas dispositivos, no se cuenta cada dispositivo; de la misma manera, no se cuentan los dispositivos que están en hospitales o clínicas especializadas.						