



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico

Autor:

Alex Darío López Bonilla

Director:

Freddy Gonzalo Pesantez Díaz

Cuenca, Ecuador

2013

DEDICATORIA

A mi madre Rocío Bonilla

Quien fue el motor principal para yo lograr mis estudios en una universidad, le doy gracias por la confianza, cariño y dedicación que me ha entregado.

A mi padre Edgar López

Por darme su apoyo y aprender de él de su gran coraje que tiene para enfrentarse a la vida y no echarse atrás y eso lo tome como ejemplo para seguir con mis estudios y lograr esta meta.

A mis hermanos

Por su colaboración, su compañía y entregarme la ayuda cuando lo necesitaba.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por permitirme cumplir una meta más en la formación de mi vida, por entregarme la capacidad de entendimiento, las ganas de emprender nuevos caminos y darme fuerzas para luchar por un futuro mejor.

A mis padres por su apoyo durante todo mi trayecto de vida, mi carrera y siempre presentes en mis logros, les quiero mucho.

Al Ing. Freddy Pesántez por apoyarme, guiarme y despejar ciertas dudas durante el desarrollo de mi trabajo de grado.

A la Universidad por permitirme estudiar en sus instalaciones y lograr un curso en el exterior gracias a lazos académicos con otras universidades.

A la empresa ETAPA E.P. en especial agradezco a los Ingenieros Juan Córdova O. y Pablo Suárez C. quienes permitieron iniciar mi formación en el marco laboral.

Y en general a todas las personas que estuvieron apoyándome y colaborando en la realización de mis logros académicos.

ÍNDICE DE CONTENIDOS:

Dedicatoria.....	ii
Agradecimientos	iii
Índice de contenidos:	iv
Resumen.....	vii
<i>Abstract</i>	viii
Introducción	1

CAPÍTULO I: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Introducción	3
1.2 Antecedentes Históricos de la Resonancia Magnética Nuclear (RMN)	3
1.3 Principio de la Resonancia Magnética Nuclear (RMN).....	9
1.3.1 Interacción Electromagnética.....	11
1.3.2 El Espín Nuclear (S)	14
1.3.3 Efectos del campo magnético externo.....	15
1.3.4 Frecuencia de Larmor	199
1.3.5 Concepto de Resonancia	20
1.3.6 Relajación Nuclear	21
1.3.7 Gradiente.....	22
1.4 Conclusiones	22

CAPÍTULO II: PARTES DE UN RESONADOR MAGNÉTICO

2.1 Introducción	23
2.2 El Imán.....	23

2.1 Tipos de Imanes usados en IRM.....	26
2.3 Sistema de Radiofrecuencia (RF).....	29
2.4 Bobinas de Gradiente.....	32
2.5 Sistema de adquisición de datos.....	33
2.6 Sistema de refrigeración.....	33
2.7 Gantry.....	35
2.8 Tipos de Resonadores Magnéticos.....	35
2.9 Conclusiones.....	37

CAPÍTULO III: PROCEDIMIENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

3.1 Introducción.....	39
3.2 ¿Qué es Imágenes por Resonancia Magnética?.....	39
3.3 Pasos fundamentales en un estudio de IRM.....	41
3.3.1 Primer paso: El paciente es colocado dentro del imán.....	41
3.3.2 Segundo paso: Se envía una onda de RF.....	42
3.3.3 Tercer paso: Se corta la onda de RF.....	43
3.3.4 Cuarto paso: El paciente emite señales (relajación nuclear).....	43
3.3.5 Quinto Paso: Se capta las señales para reconstruir la imagen.....	44
3.4 Seguridad en IRM.....	46
3.5 Contraindicaciones en IRM.....	49
3.6 Conclusiones.....	51

CAPÍTULO IV: RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

4.1 Introducción.....	52
4.2 Tiempos de relajación T1 y T2.....	52
4.3 Decaimiento Libre de inducción (Free Induction Decay FID).....	55
4.4 Imágenes potenciadas en T1.....	56
4.5 Imágenes potenciadas en T2.....	58

4.6 Imágenes potenciadas en densidad protónica DP	59
4.7 Terminología de señales y contraste entre T1 y T2	60
4.8 Secuencias básicas en IRM	61
4.8.1 Secuencia Espín-Eco (SE)	62
4.8.2 Secuencia Inversión-Recuperación (IR)	62
4.8.3 Secuencia Eco-Gradiente (EG)	64
4.9 Codificación espacial de la señal de relajación.....	65
4.9.1 Codificación en frecuencia.....	65
4.9.2 Codificación en fase.....	66
4.10 Transformada de Fourier (TF)	68
4.11 Definición de Voxel.....	70
4.12 Parámetros que definen la calidad de la imagen	71
4.13 Conclusiones.....	72

CAPÍTULO V: APLICACIONES DE LA IRM Y SUS AVANCES

TECNOLÓGICOS

5.1 Introducción	74
5.2 Aplicaciones Clínicas de la IRM	74
5.3 Ventajas y Desventajas de la IRM	799
5.4 Avances tecnológicos de la IRM	811
5.5 Conclusiones	844

CONCLUSIONES.....	85
--------------------------	-----------

BIBLIOGRAFÍA.....	88
--------------------------	-----------

Benavides
25/04/13

Imágenes por Resonancia Magnética

Resumen

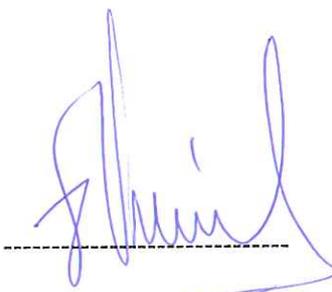
Para entender los principios básicos de las imágenes por resonancia magnética (IRM) y describir los parámetros que reconstruyen estas imágenes, se pretende en un inicio conocer cómo nació esta técnica para proceder con conceptos iniciales como son la formación de campos magnéticos, el fenómeno de resonancia, la frecuencia de precesión, características cuánticas del hidrógeno y la relajación nuclear. Estos conceptos se emplean en el proceso de relajación longitudinal y transversal, que modificando tiempos de adquisición, se logra imágenes potenciadas en T1, T2 y DP (información predominante en relajación longitudinal, transversal y densidad protónica respectivamente). Es necesario aplicar secuencias de pulsos de radio frecuencia para obtener estas imágenes, se revisará las secuencias Espín-Eco, Inversión-Recuperación y Eco-Gradiente. En realidad es una tecnología con grandes ventajas al no emitir radiación ionizante, permite reconstrucción de imágenes en 3D y cortes en cualquier plano del espacio, con alto contraste y calidad de imágenes.

Palabras clave: imágenes, resonancia, precesión, relajación, magnético, protón, espín, gradiente, radio frecuencia



Ing. Freddy Pesántez

Director de Tesis



Ing. Francisco Vásquez

Director de escuela



Sr. Alex López B.

Estudiante

marites

ABSTRACT

MAGNETIC RESONANCE IMAGING

In order to understand the basic principles of magnetic resonance imaging (MRI) and describe the parameters that reconstruct these images, we want to show how this technique emerged. Then, we will proceed to present the initial concepts such as the formation of magnetic fields, frequency of precession, quantic characteristics of hydrogen, and nuclear relaxation. These concepts are employed in the process of longitudinal and transversal relaxation. By modifying the acquisition times we obtain potentiated images in T1, T2, and DP (predominant information in longitudinal, transversal relaxation, and protonic density respectively). It is necessary to apply radio-frequency pulse sequences in order to obtain these images. We will review the following sequences: Echo-spin, Investment-recovery, gradient-echo. Actually it is a technology with great advantages since it does not release ionizing radiation, it allows the reconstruction of 3D images, and it cuts any plane in space with high contrast and quality images.

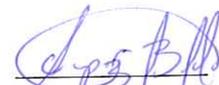
Key Words: images, resonance, precession, relaxation, magnetic, proton, spin, gradient, radio frequency.



Ing. Freddy Pesantez
Thesis Director



Ing. Francisco Vásquez
School Director



Sr. Alex López
Student



Translated by,
Diana Lee Rodas

López Bonilla Alex Darío

Trabajo de Grado

Ing. Freddy Gonzalo Pesantez Díaz

Mayo, 2013

IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA

INTRODUCCIÓN

La física de la resonancia es un tema difícil pero lo que se pretende es explicar de una manera simple y clara los conceptos físicos, donde permitirán comprender el funcionamiento de un resonador magnético, tratando de facilitar información necesaria para quienes desean iniciar el estudio de la Resonancia Magnética.

La Resonancia Magnética es una técnica que entrega gran calidad de imágenes dentro del área de medicina como método de diagnóstico y funcional de las estructuras anatómicas que componen el cuerpo humano. Es una nueva tecnología que ha causado revolución dentro del mercado médico siendo una técnica no invasiva y siguiendo las seguridades del caso no está asociada a radiaciones de alta potencia que pueda dañar o generar riesgos en nuestra integridad corporal.

Con esta tecnología las imágenes se consiguen mediante la estimulación del organismo a la acción de un campo electromagnético, cuando el paciente se introduce dentro de un imán. Este imán atrae a los protones que están contenidos en los átomos de los tejidos, que se alinean con el campo magnético.

Se emiten ondas de radiofrecuencia que excitan a los protones, al cortar estas ondas vuelven a su posición original produciéndose la relajación nuclear, liberando energía

y emitiendo señales de radio que son detectadas por un receptor. Estas señales son reconstruidas y analizadas por un ordenador que las transformara en imágenes. Esta técnica produce un conjunto de imágenes en cualquier plano del espacio sagital, transversal o coronal, realizando cortes en el orden de milímetros a centímetros mediante campos de gradientes superpuestos al campo principal del imán.

Las Imágenes por Resonancia Magnética (IRM) se han convertido en una herramienta de diagnóstico muy importante con una serie de principios y conocimientos que están en continuo desarrollo. Actualmente, hablar de IRM se ha hecho popular debido a las aplicaciones en medicina.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Introducción

En este capítulo se trata de familiarizar al lector con los principios y conceptos físicos para encaminar estos conocimientos previos hacia el fenómeno de la resonancia magnética en capítulos posteriores. Antes de iniciar con los principios básicos se comienza por mostrar los antecedentes con los puntos más relevantes para el nacimiento de esta técnica de RM.

1.2 Antecedentes Históricos de la Resonancia Magnética Nuclear (RMN)

La Resonancia Magnética Nuclear (RMN) es un campo que integra matemáticos, físicos, ingenieros, químicos y médicos que ha permitido el desarrollo de esta técnica dentro de la medicina y en particular en imageneología. Los antecedentes de la RMN comienzan con el descubrimiento del electrón.

En el año de 1897 el científico británico Joseph J. Thomson (Figura 2.1) realiza una serie de experimentos con tubos de rayos catódicos permitiéndole descubrir el electrón. Con sus pruebas concluye que el átomo es divisible y está formado por una esfera maciza de carga positiva incrustada en ella electrones. Este es el modelo atómico de Thomson (Figura 2.2).



Figura 2.1: Joseph John Thomson descubridor del electrón y además ganó el premio Nobel de Física en el año 1906.

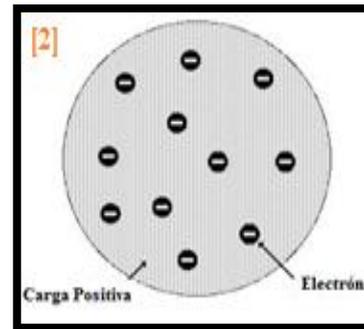


Figura 2.2: Modelo Atómico de Thomson.

Fuente: [1] JJ THOMPSON AND THE DISCOVERY OF ELECTRON Disponible en www.chemteam.info/AtomicStructure/Disc-of-Electron-Intro.html [consulta 15 de Diciembre de 2012]
 [2] Astrofísica y Física. MODELO ATÓMICO DE THOMPSON Disponible en Web: www.astrofisicayfisica.com/2012/10/modelo-atomico-de-thomson.html. 2012. [ref. 15 de Diciembre de 2012].

Este modelo propuesto por Thomson fue criticado y posteriormente analizado por el científico Ernest Rutherford, un científico físico-químico de origen británico (Figura 2.3), a quien se le acredita el descubrimiento del protón. En el año 1908 dio su contribución más importante a la física con su investigación sobre la dispersión de rayos alfa (núcleos ionizados de helio), y la naturaleza de la estructura interna del átomo que causa esta dispersión. Según Rutherford la masa más grande se halla en el centro (núcleo) siendo ésta de carga positiva en un espacio muy pequeño con respecto a la totalidad del átomo. Plantea en su modelo que los electrones giran en torno al núcleo en una órbita circular.

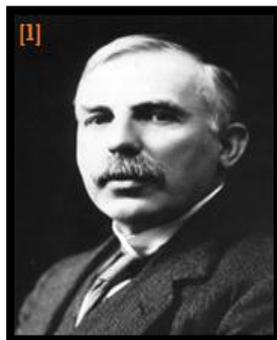


Figura 2.3: Ernest Rutherford, quien comprobó existencia del núcleo atómico, premio Nobel en Química en el año 1908 [1].

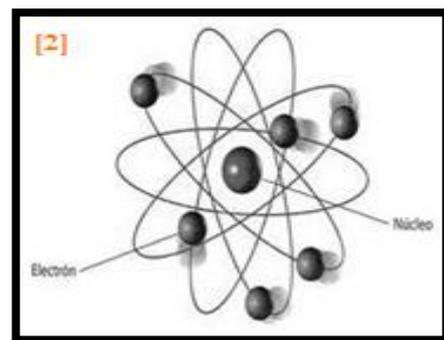


Figura 2.4: Modelo Atómico de Rutherford

Fuente: [1] Nobel prize.org. THE NOBEL PRIZE IN CHEMISTRY 1908 ERNEST RUTHERFORD [ref. 15 Diciembre de 2012]. Disponible en Web: www.nobelprize.org/nobel_prizes/chemistry/laureates/1908/rutherford-bio.html
 [2]Mundo Atómico. MODELO ATÓMICO DE RUTHERFORD. 4 de marzo 2012[ref. 15 Diciembre de 2012]. Disponible en Web: www.material-preuniversitario.blogspot.com/2012/03/mundo-atomico.html

Un estudiante de Ernest Rutherford, el físico danés Niels Bohr (Figura 2.5) basándose en las teorías de su maestro en 1913, logra explicar un modelo que lleva su nombre (Figura 2.6); cómo los electrones pueden tener órbitas estables alrededor del núcleo.

Explica además como únicamente los electrones se podían mover en órbitas específicas, cada una caracterizada por su nivel energético e identificado mediante un número entero "n" que toma valores desde 1 en adelante. Este número "n" recibe el nombre de Número Cuántico Principal. Para sus experimentos utilizó el Hidrógeno, elemento que en su forma básica tenía un protón en el núcleo y un electrón girando sobre éste. Este científico indica además que cada electrón posee un momento angular que se encontraba cuantizado y únicamente podía variar en fracciones enteras.



Figura 2.5: Niels Bohr, recibe premio Nobel en Física en el año 1922 por sus estudios en las estructuras de los átomos y radiaciones que emiten.



Figura 2.6: Modelo Atómico de Bohr

Fuente: [1] Nobel prize.org. THE NOBEL PRIZE IN PHYSICS 1922 NIELS BOHR. [ref. 15 de Diciembre de 2012] Disponible en Web: www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1922/bohr.html
 [2] Modelo Atómico de Bohr G9N14. EL ÁTOMO DE BOHR. [ref. 15 de Diciembre de 2012] Disponible en Web: www.modelosatomicos.wikispaces.com/Modelo+At%C3%B3mico+de+Bor+G9N14

Posteriormente en 1938 el científico físico Isidor Isaac Rabi de origen estadounidense (Figura 2.7) en su laboratorio en la Universidad de Columbia comienza a trabajar después de su doctorado, en el campo de la Física Nuclear investigando los efectos de los campos magnéticos externos sobre el núcleo de las partículas, desarrollando el método de resonancia magnética que permite el estudio de las propiedades magnéticas y la estructura interna de las moléculas, los átomos y

los núcleos. Este físico descubre que los momentos magnéticos de los átomos se deben a los giros en las órbitas y/o rotaciones propias (espín) de los electrones que rodean a los núcleos atómicos. Por todos estos trabajos de investigación recibe el premio Nobel de Física en 1944.



Figura 2.7: Físico Isidor Isaac Rabi, logra medir el spin del núcleo. Ganador del premio Nobel de Física en 1944.

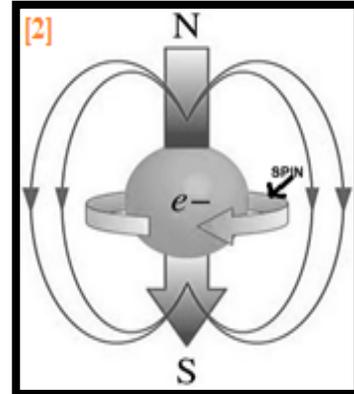


Figura 2.8: Momento magnético del electrón

Fuente: [1] Revista Chilena de Radiología. Disponible también en Web: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> 2008 [consulta 16 de Diciembre de 2012]
[2] La Mecánica Cuántica. EL EXPERIMENTO STERN-GERLACH. Disponible en: www.la-mecanica-cuantica.blogspot.com/2009/08/el-experimento-stern-gerlach.html 2009 [ref. 16 de Diciembre de 2012]

En el año de 1946 los físicos Edward Purcell y Felix Bloch (Figura 2.9 y 2.10) estudiaron el comportamiento de los núcleos atómicos dentro de un campo magnético, logran medir la resonancia magnética del protón en materia condensada un logro con el cual surge la RMN. En 1952, recibieron el premio Nobel de Física.

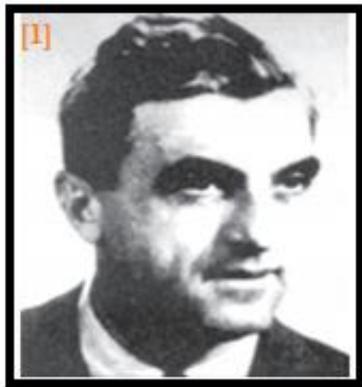


Figura 2.9: Físico Felix Bloch,

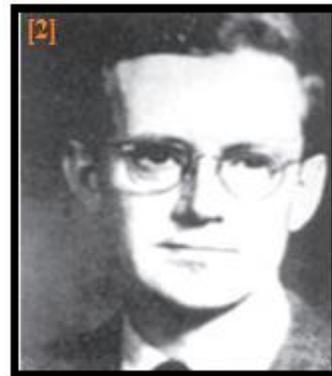


Figura 2.10: Físico Edward M. Purcell Comienza el nacimiento de la RMN, Premio nobel en física en 1952

Fuente: [1] y [2] Revista Chilena de Radiología. Disponible también en Web: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> 2008 [consulta 16 de Diciembre de 2012]



Figura 2.13: Físico-Químico Richard Ernst. premio Nobel en Química en 1991.

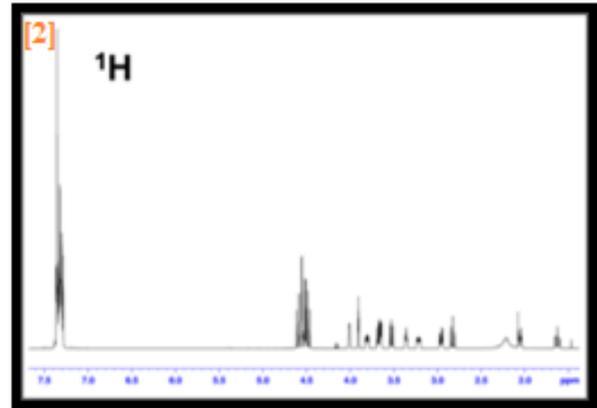


Figura 2.14: Información de la espectroscopia de Átomo de hidrógeno.

Fuente: [1] Revista Chilena de Radiología. Disponible también en Web: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> 2008 [consulta 16 de Diciembre de 2012]
 [2] Espectroscopia Molecular. Disponible en Web: <http://quimicabatx2011.files.wordpress.com/2011/10/espectroscopia-molecular-y-gases2.docx> 2011 [ref. 18 de Diciembre de 2012].

En 1977 Raymond Damadian (Figura 2.15) realizó la primera imagen de resonancia magnética de cuerpo (Figura 2.16). Demostró que existían diferencias entre tejidos sanos y tumores realizando estudios por RMN. Se tardó casi cinco horas en producir una imagen. Su objetivo principal era detectar el cáncer en seres humanos. Construye su equipo que consistía en un imán móvil para crear el campo magnético requerido, las bobinas que emitían radiofrecuencia eran envueltas en el paciente al nivel del tórax y entonces el imán pasaba de atrás hacia adelante a través del cuerpo del paciente, existía un detector que recogía las emisiones de RMN para su análisis.



Figura 2.15: Raimond Damadian. Detecta cáncer en cuerpo humano.

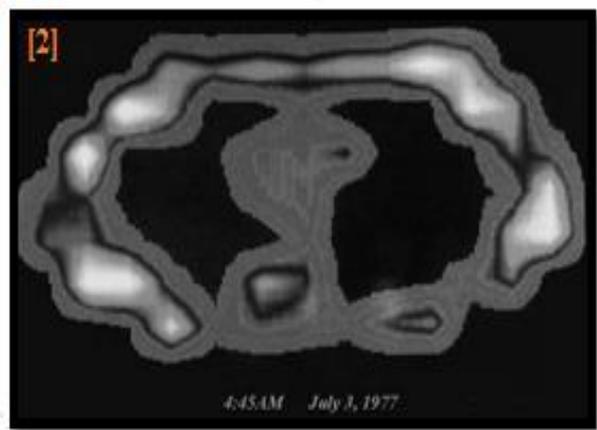


Figura 2.16: Primera imagen de IRM hecha en un cuerpo Humano.

Fuente: [1] Revista Chilena de Radiología. Disponible también en Web: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> 2008 [consulta 16 de Diciembre de 2012]
 [2] Sociedad Argentina de Radiología. LA PRIMERA RESONANCIA MAGNÉTICA DE CUERPO Disponible en Web: www.sar.org.ar/efemerides/efemerides_julio2011.html 2011. [ref. 18 de Diciembre de 2012]

El mismo año Paul Lauterbur y Peter Mansfield (Figura 2.17) fueron reconocidos por el desarrollo de Imágenes por Resonancia Magnética (IRM), utilizando las técnicas de procesamiento de la Tomografía Axial Computada (TAC) y realizan los primeros estudios en tejidos vivos de animales. Introducen el concepto de Gradientes de Campo (concentradores de campo magnético en zonas específicas). Crean las primeras secuencias con tiempos más cortos para estudio de tejidos. Galardonados con el Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 2003.



Figura 2.17: P. Mansfield y P. Lauterbur, quienes aceleraron el desarrollo de la técnica de IRM. Recibieron el Premio Nobel de Fisiología y Medicina en el año 2003.

Fuente: Revista Chilena de Radiología. Disponible también en Web: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> 2008 [consulta 16 de Diciembre de 2012]

Como se puede apreciar la Resonancia Magnética es la unión de muchos científicos e investigadores de varios campos cada uno aportando en el desarrollo de esta técnica. Así mismo se seguirán uniendo científicos que permitan posteriores avances en el estudio y diagnóstico de pacientes en el área de la medicina y con gran evolución particularmente en el campo de la Imagenología.

1.3 Principio de la Resonancia Magnética Nuclear (RMN)

La física de este campo se fundamenta en tres partículas que componen un átomo y son: el protón (con carga eléctrica positiva), el neutrón (que no posee carga) y el electrón (con carga eléctrica negativa). El núcleo del átomo está compuesto por protones y neutrones y es donde se concentra la mayor masa que posee el átomo.

(con un diámetro de 10^{-14}m aproximadamente), en tanto que el electrón es demasiado pequeño, con una masa 2000 veces menor respecto a los neutrones y protones. Estos electrones se encuentran girando en orbitas sobre el núcleo.

El protón, para tener una idea rápida es como la Tierra, gira sobre un eje (a este movimiento se le denomina spin) y al tener una carga eléctrica positiva induce o produce una fuerza magnética, conocido como campo magnético (Figura 2.18).

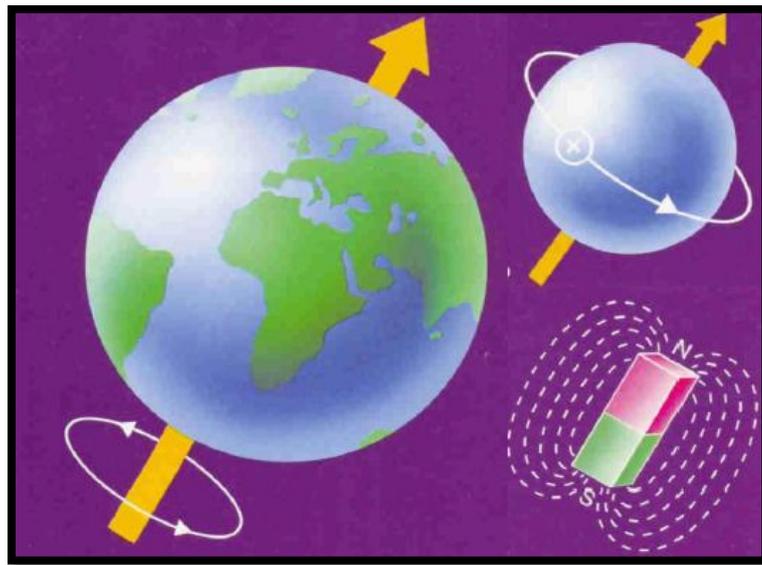


Figura 2.18: El protón tiene una carga positiva que se encuentra girando sobre un eje similar a la Tierra y este movimiento produce un campo magnético.

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999

El átomo de estudio será el de Hidrógeno (H^1) debido a la abundancia de éste en nuestro cuerpo y además es el elemento más simple (Figura 2.19b) al estar constituido por un solo protón en su núcleo y un electrón que gira sobre una órbita en torno al núcleo, cabe resaltar que existen isótopos de Hidrógeno que contienen uno o dos neutrones en su núcleo denominados deuterio y tritio respectivamente.

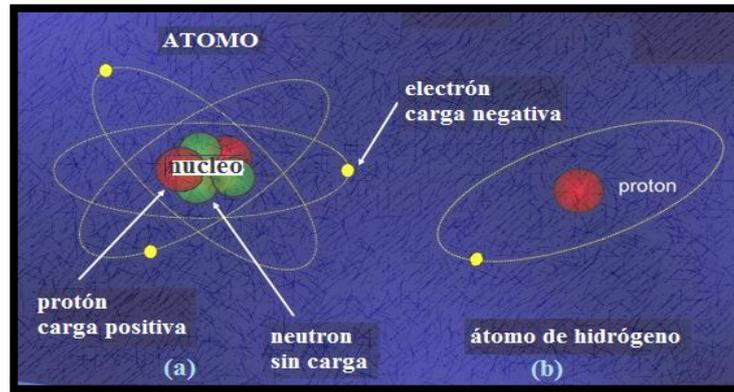


Figura 2.19: (a) Constitución del átomo, (b) Átomo de Hidrógeno

Fuente: PHYSICAL PRINCIPLES. Signal generation 12 de julio 2010 [ref. 26 de Diciembre de 2012]
 Disponible en Web: www.slideshare.net/GADOLINIO/01-physical-principles-signal-generation

Un isótopo se refiere a los átomos de un mismo elemento que poseen el mismo número atómico pero su masa es diferente por ejemplo, el Hidrógeno tiene tres isótopos: el protio (un protón), el deuterio (un protón y un neutrón), y el tritio (un protón y 2 neutrones). A parte de estas tres partículas se necesita estudiar una cuarta denominada fotón y está asociada a la interacción electromagnética (se verá más adelante), es una partícula especial por comportarse en unas instancias como onda y en otras como partícula.

Así con las fuerzas o interacciones de estas cuatro partículas hasta la fecha se han definido todas las interacciones que se producen en la naturaleza y son: la gravitatoria, la electromagnética, la nuclear débil y la nuclear fuerte. Para la resonancia magnética usaremos la interacción electromagnética como se desarrolla a continuación.

1.3.1 Interacción Electromagnética

La carga es una propiedad intrínseca de las partículas elementales que constituye la materia, éstas poseen cargas positivas, negativas, y neutras. Los cuerpos cargados eléctricamente ejercen una fuerza o interacción entre si y esto produce un movimiento, el hecho de que una carga se encuentre en movimiento relativo produce una nueva fuerza conocida como fuerza magnética, la interacción entre estas dos fuerzas (eléctrica y magnética) se le denomina interacción electromagnética. A estas

fuerzas se les conoce como campos siendo las unidades del campo eléctrico (**E**) el Newton/Coulombio(N/C) y el campo magnético (**B**) el Tesla (T), unidades en el Sistema Internacional de Unidades (SI). Estos campos son magnitudes vectoriales pues a más de la magnitud se debe conocer la dirección y el sentido. En la figura que se muestra a continuación se aprecia las líneas de campo eléctrico (Figura 2.20a) y magnético (Figura 2.20b), dichas líneas son una forma fácil de graficar el sentido de las trayectorias de los campos. El campo magnético y el campo eléctrico son perpendiculares entre sí.

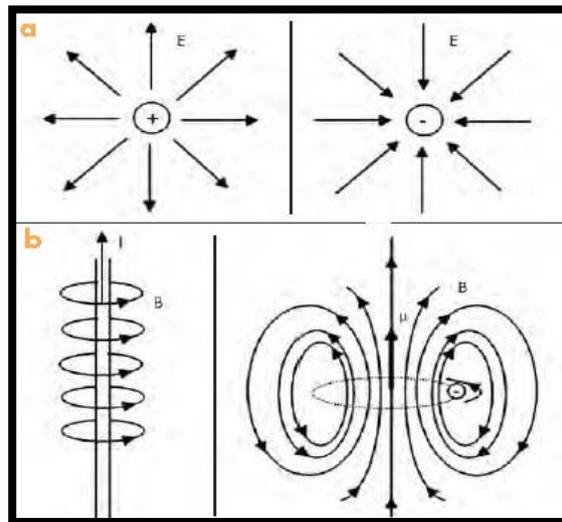


Figura 2.20: (a) Líneas de campo eléctrico de una carga puntual, (b) Líneas de campo magnético perpendiculares al movimiento de la carga eléctrica.

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

Para establecer la fuerza producida por el campo electromagnético se utiliza la denominada “fuerza de Lorentz” y sostiene que para una carga puntual en movimiento con una velocidad \mathbf{v} por una región del espacio, el conjunto de la fuerza electromagnética se expresa matemáticamente por la expresión:

$$\mathbf{F} = q(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B})$$

Ec_2.1: Fuerza de Lorentz

Donde **E** y **B** son los campos eléctricos y magnéticos respectivamente.

Hasta aquí hemos revisado la relación que existe entre el campo eléctrico y magnético y que además son perpendiculares entre sí. Ahora veremos la radiación electromagnética como se da y su importancia, esto permitirá introducirnos en el fenómeno de la resonancia magnética.

Una onda mecánica como el sonido o las olas necesitan un medio elástico para propagarse, pero una onda electromagnética tiene la característica de viajar a través del vacío sin necesidad de un medio (ejemplo la luz). Estas ondas electromagnéticas son formadas como se vio por campos magnéticos y eléctricos oscilantes, perpendiculares entre si y a su dirección de propagación. Son generadas por una corriente eléctrica oscilante transportando energía de un lugar a otro viajando a la velocidad de la luz ($v = 3 \cdot 10^8$ m/s), a este transporte de energía se denomina radiación electromagnética.

La frecuencia de una onda se mide en Hertzios (1/s) siendo esta unidad el número repeticiones de la onda en un segundo y es el inverso de su periodo. Esto nos sirve para conocer que las ondas se encuentran clasificadas en un espectro electromagnético (ver Figura 2.21) de acuerdo a su frecuencia y nivel de energía.

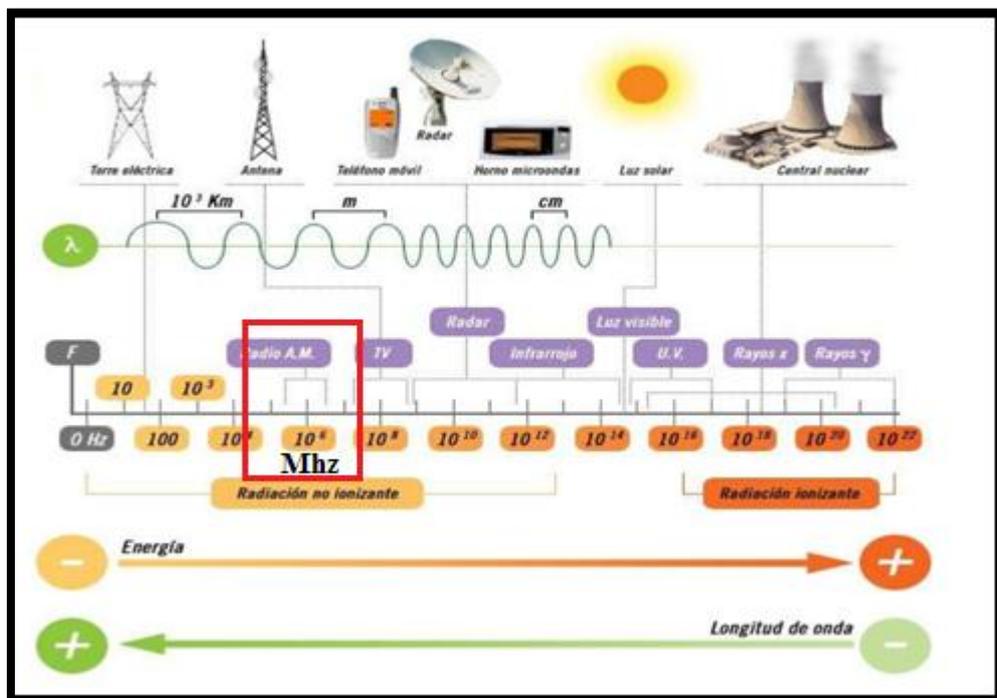


Figura 2.21: Espectro electromagnético.

Fuente: Universidad Nacional de San Martín. Instituto de Ciencia de la Rehabilitación y el Movimiento – Buenos Aires. ÓPTICA Y REFRACCIÓN.pdf

La radiación electromagnética también es un flujo de partículas que transporta energía, dichas partículas son conocidos en la mecánica cuántica (una rama de la Física moderna) como fotones. Estos fotones tienen asociado una energía igual a:

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

Ec_2.2: Energía de un fotón.

Donde c es la velocidad de la luz, λ es la longitud de onda y h es la constante de Planck ($h = 6.6261 \times 10^{-34} \text{ J x s}$).

1.3.2 El Espín Nuclear (S)

Al igual que la masa y la carga el espín es una propiedad intrínseca de las partículas y esta fue demostrada con la ayuda de la Física Cuántica. Se utiliza esta rama de la física debido a que son estudios a nivel subatómico y son de tipo probabilístico que pueden variar de acuerdo a como se realice los estudios. La Física clásica no puede resolver ciertas condiciones a este nivel y por ello se ha recurrido a la mecánica cuántica para descubrir ciertos fenómenos que ocurren a ese nivel tan pequeño de la materia.

Retomando lo anterior el espín toma valores discretos enteros o semienteros es decir están cuantizados. Los protones, neutrones y electrones poseen un espín y solo aquellos que tienen un espín no nulo tienen un momento magnético (μ) es decir un vector en dirección del espín generando un campo magnético a su alrededor.

Para tener una idea del espín se hace una aproximación a una esfera rotando sobre su eje en la cual, estarían a lo largo de su eje de giro tanto el espín S , como el momento magnético μ , los cuales son magnitudes proporcionales. Pero esto es una interpretación debido a que solo las leyes de la mecánica cuántica pueden explicar esta propiedad.

En el núcleo los protones y neutrones tienden a aparearse y hace que se anule su espín total, esto es ventajoso desde el punto de vista magnético porque con ello únicamente los núcleos con espines distintos de cero (es decir átomos con un número impar de protones y/o neutrones) son los que interactúan en el proceso de la RMN. Como se aprecia en la mecánica cuántica todas las partículas poseen intrínsecamente el espín y está asociado a un momento angular $\vec{\mu}_s$ dado por:

$$\vec{\mu}_s = \gamma \vec{S}$$

Ec_2.3: Momento angular espín.

Donde \vec{S} es el espín y γ la constante giromagnética propia de cada protón.

En el caso del protón de Hidrógeno es 42, 58 Mhz/Tesla

\vec{S} está dado por :

$$|\vec{S}_z| = \pm \frac{1}{2} \hbar \quad \& \quad |\vec{S}| = \sqrt{\frac{3}{4}} \hbar$$

Ec_2.4: Espín Magnético.

Donde \hbar es la constante reducida de Planck y se obtiene de dividir la constante de Planck (h) para 2π ($\pi = 3,1416$).

Estas ecuaciones muestran los valores discretos que pueden tener el espín característico de cada partícula (protón, electrón o neutrón). Al protón de Hidrógeno se le denomina también como un fermión por el hecho de ser una partícula básica y poseer un espín de valores semienteros ($1/2, 3/2, \dots$) para el caso del hidrógeno es $1/2$.

1.3.3 Efectos del campo magnético externo

De ahora en adelante nos referiremos al protón de Hidrógeno y lo llamaremos simplemente protón. Definido el espín nuclear para un protón se empezará por ver que le sucede a éste al someterlo en un campo magnético externo.

En condiciones normales el momento magnético del protón se encuentra orientado en forma aleatoria en el espacio, pero al someterlo a un campo magnético \mathbf{B} dicho protón tiende a alinearse en la dirección del campo aplicado produciendo un desdoblamiento del protón conocido como efecto Zeeman. Este efecto en su forma normal es la interacción que sufre los niveles de energía magnéticos del protón al someterlo un campo magnético donde los niveles de energía cambian es decir existe un corrimiento en la frecuencia de las líneas espectrales de los átomos.

Revisemos un poco de física:

La magnetización \vec{M} es igual a la sumatoria del momento magnético de todos los núcleos por unidad de volumen y está dado por:

$$\vec{M} = \frac{d\vec{\mu}}{dV}$$

Ec_2.5: Magnetización de un dipolo.

Si a la ecuación anterior aplicamos la operación inversa de una ecuación diferencial es decir aplicamos la integral obtenemos el momento magnético $\vec{\mu}$ (ver Ec_2.6).

$$\vec{\mu} = \int \vec{M} dV$$

Ec_2.6: Momento magnético del protón.

En la física clásica la razón de cambio del momento magnético de un sistema es igual al torque que ejerce sobre el sistema. Esto podemos aplicar al momento magnético del espín y obedece a la ecuación siguiente:

$$\vec{\tau} = \vec{\mu}_p \times \vec{B}_0$$

Ec_2.7: Momento magnético del espín es igual al torque aplicado por el campo magnético (B_0).

Para esta técnica no se analiza a nivel de un solo protón (microscópica) sino volúmenes de materia que contiene millones de estos protones estudiando así de una

forma macroscópica. Entonces, ahora en vez de hablar de un protón se empieza a hablar de un conjunto de protones que serán sometidos a un campo magnético externo haciendo que se orienten unos de forma paralela al campo magnético que requieren menos energía y otros se orientan de forma antiparalela y por lo tanto necesitan mayor energía (ver Figura 2.22).

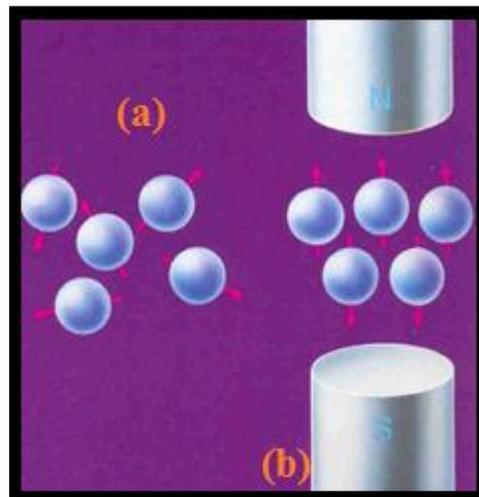


Figura 2.22: En estado inicial los protones se encuentran orientados en cualquier dirección en el espacio(a), si se aplica un campo magnético (b) ciertos protones se alinean unos en forma paralela y otros en antiparalela.

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nationales Druckhaus Berlin. 1999

Lo que nos interesa de esta magnetización es la suma vectorial de los momentos magnéticos de cada protón dando como resultado el momento magnético neto denominado vector de magnetización (\mathbf{M}). Esto nos lleva a tener la idea que, en estado natural de los protones su vector de magnetización será nulo por encontrarse dichos protones en diferentes direcciones, pero si aplicamos un campo magnético, se alinearán a este campo y ya se tiene un vector (\mathbf{M}) representativo dado por la suma de los momentos magnéticos de cada protón. Desafortunadamente la alineación de los protones dependen de la temperatura y de cuan intenso sea el campo magnético, la relación de los espines en forma paralela y antiparalela está dada por la ley de Boltzman y es:

$$N_-/N_+ = e^{-\Delta E/kT} = e^{-h\gamma B/kT}$$

Ec_2.8: Ley de Boltzman.

Del cual h es la constante de Planck, K constante de Boltzman ($K= 1.3807 \times 10^{-23}$ J/K).y T la temperatura absoluta

Con esta ley se aprecia como se afecta la alineación de los espines por la temperatura, si la técnica se desarrollara a 0°K la magnetización es la máxima (ver Figura 2.23a). . Es por ello que se tiene que aplicar un campo magnético grande para poder excitar a los protones y alinearlos a dicho campo en temperatura ambiente. Y aun así por ejemplo a 1,5 teslas que sería 15 mil veces el campo magnético de nuestro planeta, apenas 15 ppm (partes por millón) aproximadamente se alinean (Figura 2.23b), es decir, 15 protones de un millón de protones logran tomar la dirección del campo aplicado, por ello es que la señal de RM es muy débil.

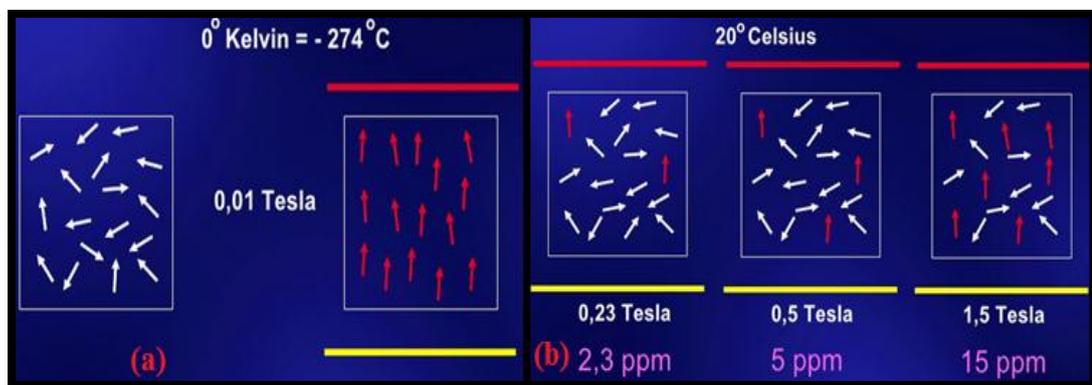


Figura 2.23: A una temperatura de 0°K la magnetización de los protones es la máxima(a), pero como la exploración de tejidos se realiza a temperatura ambiente se necesita incrementar la intensidad de campo y aun así solo una pequeñísima cantidad (ppm) de protones logran magnetizarse en dirección del campo aplicado (b).

Fuente: PHYSICAL PRINCIPLES. Signal generation. 12 de julio 2010 [ref. 26 de Diciembre de 2012]
 Disponible en Web: www.slideshare.net/GADOLINIO/01-physical-principles-signal-generation

Hasta ahora se ha logrado orientar a los protones en dirección del campo aplicado teniendo un vector de magnetización total (M) solo longitudinalmente y ninguna componente transversal (se explicará más adelante). Pero aún no se ha hablado de resonancia y es aquí donde se debe a estos protones ya alineados excitarlos de alguna forma para producir señales y estas ser captadas para así formar una imagen.

Para obtener señales de estos protones alineados se revisará a continuación que es la frecuencia de Larmour.

1.3.4 Frecuencia de Larmour

Los protones además de rotar sobre su eje precesan (movimiento en forma cónica) en dirección del campo aplicado (B_0) el ángulo de precesión está dado por las leyes de la mecánica cuántica y es de $57,4^\circ$ exactamente, para tener una idea clara de cuál es el movimiento de precesión, observe la Figura 2.24, esta precesión alrededor del eje del campo magnético se da por la alineación de los protones al campo aplicado.

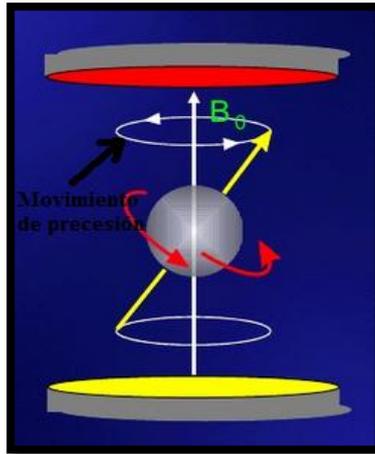


Figura 2.24: Movimiento de precesión

Fuente: PHYSICAL PRINCIPLES. Signal generation. 12 de julio 2010 [ref. 26 de Diciembre de 2012]
Disponible en Web: www.slideshare.net/GADOLINIO/01-physical-principles-signal-generation

Esta precesión es conocida como la frecuencia de Larmour y está dado por la ecuación:

$$f_p = \gamma B_0$$

Ec_2.9: Frecuencia de Larmour

Donde γ la constante giromagnética propia de cada protón (ver Tabla 2.1) y B_0 la intensidad de campo magnético.

Núcleo	MHz/T	Sensibilidad
1H	42,56	1,00
13C	10,7	0,25
31P	17,2	0,41
23Na	11,3	0,13
19F	40,00	0,83

Tabla 2.1: Relaciones giromagnéticas características de elementos más explorados en IRM.

Fuente: MORILLO, Anibal J. APUNTES MAGNÉTICOS: FÍSICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA-SECUENCIAS. (2011). 77p.

Con estos valores permite ya intuir porque se trabaja con ondas electromagnéticas en el rango de la radiofrecuencia (RF) en el orden de los Mhz (ver Figura 2.21 señalado en pequeño recuadro).

1.3.5 Concepto de Resonancia

Para obtener señales de estos protones (espines nucleares) alineados y que precesan entorno al campo, lo que se realiza es enviar pulsos de radiofrecuencia. Por ello es de gran importancia la ecuación de Larmour debido a que nos da el valor de frecuencia a aplicar sobre dichos protones para poder intercambiar energía. Este proceso de interactuar con los protones enviando un pulso de RF a la misma frecuencia de precesión se denomina entrar en Resonancia.

Con el pulso de radiofrecuencia una parte de los espines intercambian energía y pasan del estado paralelo (menor energía) al estado antiparalelo (mayor energía) y simultáneamente ocurre un refase del movimiento de precesión ya que todos los núcleos que responden al pulso de RF entran en resonancia. Este fenómeno cuántico produce que el vector de magnetización \mathbf{M} se aleje de su posición de equilibrio es decir disminuye longitudinalmente (eje z) y comienza a crecer transversalmente (eje x,y) mientras dure este pulso (ver Figura 2.25).

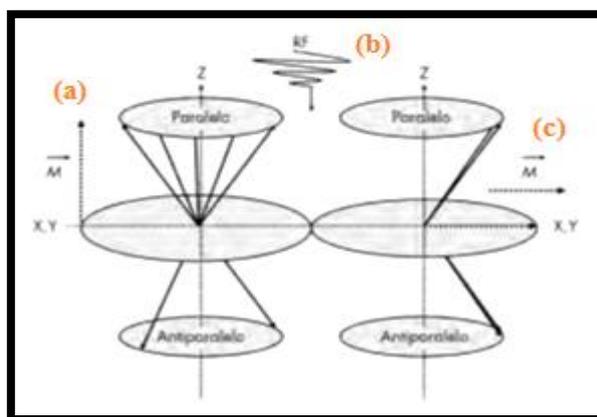


Figura 2.25: En (a) el vector (\mathbf{M}) se encuentra en una posición de equilibrio, se aplica un pulso de RF y pasan ciertos espines de estado menor a mayor energía (b) entrando en resonancia y produciendo un cambio de orientación del vector \mathbf{M} (c).

Como se ve en la figura anterior (Figura 2.25c) los protones se encuentran orientados hacia un lado, lo que quiere decir que están en fase, esto es lo que se conoce como excitación por pulso de RF.

Excitados los protones por un pulso de RF del orden de los milisegundos, se corta esta señal y empieza la relajación nuclear.

1.3.6 Relajación Nuclear

Este proceso se da en el instante de interrumpir el pulso de RF, los protones dejan de ir al compás, es decir pierden su fase para volver al equilibrio magnético empieza a recuperar su magnetización longitudinal y simultáneamente reenvían el exceso de energía que absorbieron para así regresar a la posición que se encontraban (ver Figura 2.26). Con esta relajación nuclear es que podemos captar las señales que emiten los protones mediante una antena de recepción para enviar a su procesamiento y obtener imágenes.

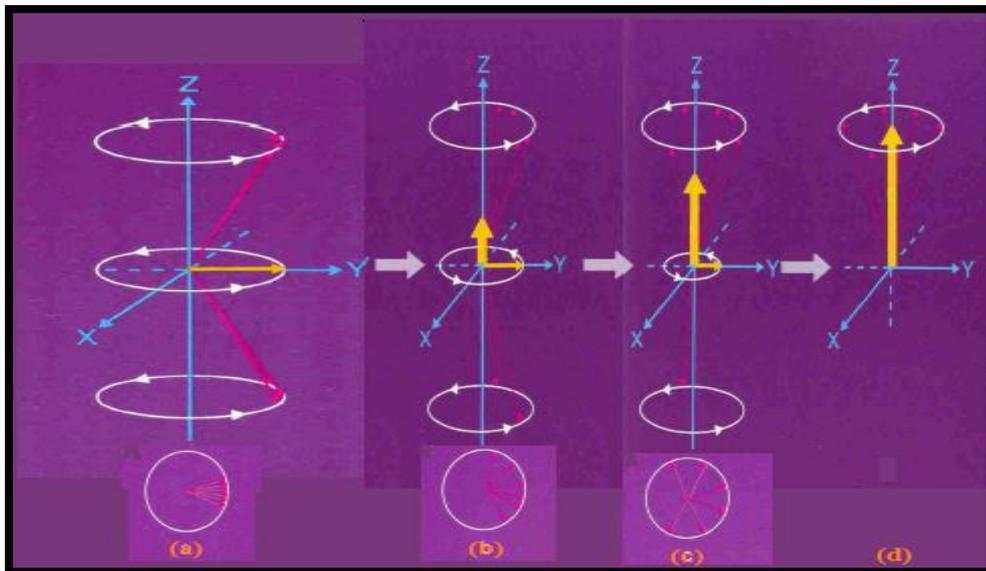


Figura 2.26: Proceso de relajación nuclear. En (a) por el pulso de RF se encuentran en fase, al cortar el pulso (b) se desfasan nuevamente y empieza a perder la magnetización transversal, en (c) empieza a ganar magnetización longitudinal y los protones en estado antiparalelo regresan a estado paralelo y finalmente en (d) están en dirección del campo magnético aplicado (B_0), existiendo solo magnetización longitudinal.

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999

Como se vió existe relajación tanto longitudinal como transversal que se dan simultáneamente y ocurre en un cierto tiempo conocido como T1 para la relajación

longitudinal y T2 para la relajación transversal esto se verá con más detalle en el capítulo 4 (Reconstrucción de la imagen).

1.3.7 Gradiente

El gradiente de un campo escalar es un campo vectorial, se representa por el operador nabla ∇ . Un campo escalar es una función que a cada punto en el espacio se le asigna un valor escalar. Representa la máxima rapidez de cambio de un campo escalar en diferentes direcciones, o dicho de otra forma es un vector que indica en qué dirección aumenta con mayor rapidez el campo. En IRM se utiliza para aplicar sobre una superficie o región determinada para poder conocer (codificación) la mayor variación de señales proveniente de los portones excitados.

1.4 Conclusiones

En este capítulo con una breve revisión histórica se ve cómo surgió esta técnica con la aportación de muchos científicos para su desarrollo, desde el estudio subatómico hasta obtener imágenes de tejidos de seres vivos. Como se vio uno de sus objetivos en sus principios era la prevención del cáncer en pacientes mediante la obtención de imágenes, siendo un gran avance dentro del área médica.

Se ha comprendido que todo nace con el estudio del hidrógeno donde nos importa su núcleo quien posee un espín (giro sobre su eje), un momento magnético y un momento angular, el cual se somete a un campo magnético externo y trata de orientarse a este campo, se conoce que tienen un movimiento de precesión que con la ayuda de la ecuación de frecuencia de Larmour podemos saber que pulso de radiofrecuencia aplicar para poder excitarlo. Este intercambio de energía a la misma frecuencia se le denominaba la resonancia. Al aplicar el pulso se logra cambiar el sentido del vector de magnetización, y al cortar esta señal de RF empieza la relajación nuclear que es lo que aprovechamos para captar dicha energía de los protones que entraron en resonancia. Con estos conceptos y principios físicos ya tenemos una idea un poco más clara de lo que se viene más adelante para entender la técnica de IRM.

CAPÍTULO II

PARTES DE UN RESONADOR MAGNÉTICO

2.1 Introducción

Es necesario saber cómo está constituido físicamente (*hardware*) un resonador magnético para identificar rápidamente los componentes comunes de estos equipos. El elemento más importante de un resonador magnético es el imán ya que debe crear un campo magnético estable y lo suficientemente intenso para poder alinear los espines en mayor cantidad posible. Se verá que tipos de imanes se usan, sus valores de campo magnético utilizados en el área médica, además conoceremos un sistema de imanes más pequeños denominados gradientes de campo que modificaran el campo para concentrar en ciertas partes específicas de exploración. Otros componentes a revisar son las antenas de emisión y recepción de RF, el sistema de adquisición de datos y el sistema de refrigeración. Finalmente se dará a conocer los tipos de resonadores usados de una forma general.

2.2 El Imán.

Una característica que posee ciertos materiales es la susceptibilidad magnética (χ), indica el grado de magnetización de un material en presencia de un campo magnético (ver Ecuación 2.10).

$$\chi = \frac{M}{B_0}$$

Ec_2.10: Susceptibilidad Magnética

Donde **M** es la magnetización inducida en el material y **B₀** la intensidad de campo magnético.

Con esta ecuación podemos clasificar a los materiales en diamagnéticos, paramagnéticos y ferromagnéticos.

La mayoría de materiales son diamagnéticos debido a que la razón es negativa (Ec_2.10) e indica que su valor de susceptibilidad es muy pequeño es decir, al someterlos a un campo magnético cerca no se ven afectados por éste. Los materiales con valor de χ mayor que cero son paramagnéticos, estos materiales tienden a magnetizarse y esta característica posee un líquido que se utiliza en IRM para mejorar el contraste en las imágenes el mismo que es en base a gadolinio. Los ferromagnéticos tienen una χ muy elevada y hace que sus electrones se encuentren en movimiento generando líneas de campo magnético, a estos materiales se les conoce como imanes. Como sabemos un imán posee un polo norte y un polo sur del cual las líneas de campo magnético salen del polo norte y se dirigen al polo sur (ver Figura 2.27). A este tipo de materiales se les denomina imanes permanentes es decir generan un campo magnético por su propia naturaleza.

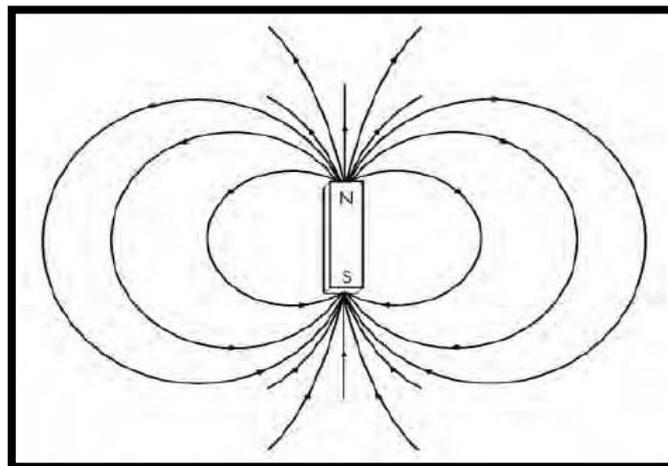


Figura 2.27: El imán y sus líneas de campo magnético.

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

Otra manera de generar campos magnéticos de acuerdo a lo visto es, si en vez de una carga en movimiento se hace circular electrones (corriente eléctrica) por un conductor esto generaría un campo magnético (ver Figura 2.28) siendo esta otra clasificación denominada electroimanes que a su vez se dividen en resistivos y superconductivos (se verá más adelante).

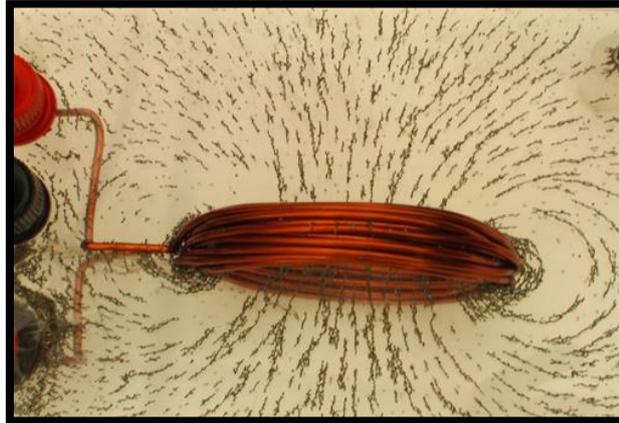


Figura 2.28: Electroimán Resistivo.

Fuente: Campo magnético producido por una espira. [ref. 2 de Enero 2013] Disponible en Web: www.sc.ehu.es/sbweb/fisica_/elecmagnet/campo_magnetico/espira/espira_1.html

En IRM se necesitan campos magnéticos homogéneos y muy grandes debido a que se debe manejar campos entre 0,1 y 10 Teslas aunque en la actualidad se encuentran construyendo equipos de 11 teslas pero comercialmente existen de 1,5 a 3 Teslas.

Es importante que la intensidad de campo sea alta porque con ello logramos mayor magnetización neta de los protones. Se necesita además que sea homogéneo y por ello es muy importante la geometría del imán ya que en la zona de exploración el campo en esas zonas debe ser muy estable. Por lo general en los electroimanes son de forma de anillo para lograr una estabilidad en la zona de exploración (ver figura 2.28) vemos como el campo es más homogéneo dentro del anillo.

Un factor muy importante en los electroimanes es que si deseamos un campo constante la corriente también lo debe ser, pero existe el inconveniente que como el cobre presenta resistividad aumenta la temperatura en estos electroimanes por lo que se debe pensar en un sistema de refrigeración. En la actualidad se construyen geometrías de imanes abiertos que son más económicos y evitan la claustrofobia o miedo del paciente de introducirse en un túnel. Estas y otras características se retomarán más adelante.

2.1 Tipos de Imanes usados en IRM.

Dentro de los imanes como ya se vio un poco, se los clasifica en permanentes y electroimanes que a su vez se clasifican en resistivos y superconductores.

Según lo revisado los imanes permanentes están compuestos por sustancias ferromagnéticas en su estado natural, su gran ventaja es que no necesita alimentarse de una red eléctrica para producir un campo magnético. Son generalmente de aleaciones de hierro y, producen campos estables y homogéneos, siempre que la temperatura esté controlada. No necesitan un sistema de refrigeración y su desventaja principal es que no generan grandes campos, llegan hasta los 0,5 Teslas, además son muy pesados y grandes para llegar a conseguir este nivel de campo. Los electroimanes a diferencia del anterior generan campos magnéticos intensos por circulación de corriente eléctrica. Se clasifican en Resistivos y Superconductores.

En los Resistivos la corriente eléctrica circula por una bobina que por lo general es de cobre y se encuentra enrollada a un núcleo de hierro. Generan campos hasta de 0,5 Teslas. Sus inconvenientes es que el cobre por presentar resistencia al paso de la corriente genera calor y esto implica un sistema de refrigeración. Otro punto a desfavor es la potencia que consume es del orden de 8KW es muy elevado y finalmente su campo no es muy estable y homogéneo.

Uno de los más usados en IRM es el Superconductor (ver Figura 2.29). Están hechos de materiales superconductores es decir elementos que no ofrecen resistencia al paso de la corriente eléctrica. Estos generan altos campos magnéticos y homogéneos superando a los dos anteriores (arriba de los 2 Teslas). La superconductividad se logra con materiales especiales (por lo general de Niobio-Titanio o Niobio-Plomo) que presentan superconductividad al llevarlos a una temperatura muy cercana al cero absoluto (aproximadamente 4°K). Una propiedad muy interesante de este tipo de materiales es que al no perderse energía por disipación de calor, una vez inyectada

corriente eléctrica en la bobina esta corriente fluye por el material indefinidamente aún después de desconectarse de la red eléctrica. Como se aprecia la dificultad que tiene este sistema de imanes superconductores es llevar a que se de este proceso de superconductividad próximos a temperaturas de 0°K . Estas bobinas se encuentran en un cilindro completamente aislado que contiene dos cámaras. Una cámara donde está nitrógeno líquido a 77°K que ayuda a refrigerar el sistema y es quien aísla del medio externo y la otra más interna con helio líquido a 4°K donde se encuentran las bobinas. Estas cámaras se les denominan criogénicas por la baja temperatura y están separadas entre sí por una cámara de vacío. Todo lo anterior para mantener aislado del medio exterior y no se vea afectada la superconductividad. En este proceso interviene personal especializado quien da mantenimiento a este sistema de enfriamiento debido a que estos líquidos se evaporan y deben ser cargados por lo menos una vez por año. Entonces ya se ve el problema de estos equipos, el mantenimiento que se les da es costoso.



Figura 2.29: Electroimán Superconductor más usado en IRM.

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

En los últimos años se encuentra en fase de investigación de otro tipo de materiales como es la cerámica que presentan de igual forma la superconductividad a temperaturas mayores a 100°K y sería muy ventajoso al no necesitar cámara criogénica de helio y esto abarata el costo de un equipo de IRM.

Existe hoy en día equipos de IRM abiertos tipo C (ver Figura 2.30) con campos magnéticos de 0,2 a 0,5 teslas campos bajos por lo general de imanes permanentes, pero tienen un sistema informático optimizado desarrollado para realizar exploraciones con buena calidad de imagen. Entre sus ventajas permite realizar a pacientes con claustrofobia (miedo a espacios cerrados), en el caso de los niños pueden ser acompañados por el familiar durante todo el proceso, se puede realizar a pacientes obesos. Estos equipos no emite altos niveles de ruido y por su bajo campo magnético incluso permite exploraciones en pacientes con prótesis y materiales no ferromagnéticos.



Figura 2.30: Resonador Tipo C (abierto).

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. TIPOS DE RESONADORES MAGNÉTICOS. Buenos Aires – Argentina. 2012

Cabe señalar que se realiza una corrección de homogenización de campo denominada *shimming* en los resonadores debido a que solo el hecho de introducir al paciente en el resonador ya existe una descompensación en el campo. Para ello se colocan en un caso piezas de metal ferromagnético para lograr dicha homogenización y en otros casos se usa bobinas que permiten corregir esta deshomogenización antes de realizar el estudio.

2.3 Sistema de Radiofrecuencia (RF).

Este sistema es el responsable de generar la radiación electromagnética para excitar a los protones, rotar el vector de magnetización (M), alejar de su posición de equilibrio y al cortar la onda de RF inmediatamente captar la energía liberada por los protones en forma de ondas que inducen estas señales por lo general en la misma antena que emitió la señal. Consta de 4 partes que son el sintetizador, la envolvente digital del sistema de RF, el amplificador y las antenas o bobinas.

El sintetizador es el responsable de fijar la frecuencia central a la que va a emitir, debe ser igual a la frecuencia de Larmor para excitar a los núcleos que se desea explorar. La envolvente determina el espesor de corte y es el conjunto de frecuencias (ancho de banda) que acompaña a la frecuencia central. El amplificador aumenta la energía que va a producir la antena para lograr intercambiar energía con los núcleos a explorar.

Las antenas son las que están más cercanas a la zona a explorar. En la mayoría de resonadores se usa una sola para emitir y recibir aunque lo hay en ciertos casos una antena para cada estado. Las antenas transmisoras son quienes emiten la señal de RF ya amplificadas conocidas como bobinas de cuerpo y las emisoras son quienes captan las señales de los protones al momento de la relajación nuclear. Estas antenas se encuentran dentro del imán. Pero existen antenas que se conectan y desconectan externas al imán. Estas están hechas de formas variadas que adoptan las zonas del cuerpo que interesa explorar. Están divididas de forma general en cuatro grupos que son antenas de: 1) superficie, 2) volumen, 3) internas y 4) *phased array*.

Las antenas de superficie tienen uso múltiple (ver Figura 2.31), únicamente son antenas de recepción, están en contacto con la superficie a estudiar, ofrecen un patrón de intensidades decrecientes según aumenta la distancia a la antena. Permite obtener imágenes de gran calidad al estar próxima a la zona de estudio.



Figura 2.31: Antenas de superficie

Fuente: MIGUEZ Victor. BOBINAS EN RESONANCIA MAGNÉTICA. 2007 Disponible en Web: www.fileden.com/files/2007/11/4/1563779/BOBINAS%20EN%20RESONANCIA%20MAGNETICA.pdf [ref. 15 de Enero 2013]

Las antenas de volumen rodean completamente el volumen del paciente que se desea estudiar permitiendo obtener una señal muy homogénea. Realiza estudios más específicos tienen mejor resolución que las de superficie y pueden ser transmisoras y receptoras a la vez.



Figura 2.32: Antenas de volumen

Las antenas internas es la denominada antena de cuerpo y es la que se encuentra dentro del imán y rodea al paciente, es la más importante debido a que emite la señal cuando existen conectadas al equipo antenas receptoras(ver Figura 2.33). Realiza estudios de estructuras grandes donde ya no se puede realizar con bobinas específicas.

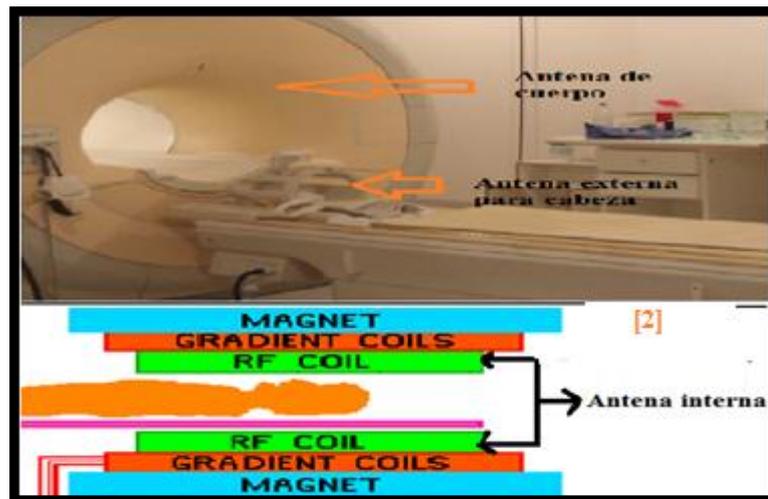


Figura 2.33: Antenas de cuerpo

Fuente: [2] Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

Por último las antenas *phased array* son arreglos o conjuntos de pequeñas antenas que son seleccionables de acuerdo a las necesidades de cobertura de la imagen. Cada elemento puede realizar un estudio por separado al final se une el conjunto de estudio de cada antena y con ello permite mejor resolución de imagen. Mientras más pequeña sea la antena mejor resolución se obtiene, así se logra estudiar grandes estructuras con la unión de éstas, permitiendo realizar cortes más finos y usar campos de vista (FOV) más grandes. Se las usa para adquisición en paralelo lo que implica reducción de tiempo en el estudio manteniendo la calidad de imagen.

A continuación se muestra varias bobinas *phased array*.



Figura 2.34: Antenas *phased array*

Fuente: MIGUEZ Victor. BOBINAS EN RESONANCIA MAGNÉTICA.2007 [ref. 15 de Enero 2013]
 Disponible en Web:
www.fileden.com/files/2007/11/4/1563779/BOBINAS%20EN%20RESONANCIA%20MAGNETICA.pdf

2.4 Bobinas de Gradiente.

Las bobinas de gradiente están a continuación del imán y colocadas antes de las de RF. Se utilizan para variar sistemáticamente el campo magnético de manera que permita ofrecer información concreta de la región a estudiar. Estas bobinas crean un campo magnético que se suma al principal (creado por el imán) y el resultado es un campo magnético diferente en cada punto y por tanto entran en resonancia con frecuencias diferentes permitiendo distinguir diferentes puntos dentro de un volumen específico de estudio. Estos gradientes están codificados espacialmente logrando proyecciones en cualquiera de las tres dimensiones del espacio (x,y,z). Crean pequeños campos en el orden de los militeslas y existen pares de bobinas para cada dimensión, es decir una para la dirección del campo principal (B_0) en el eje z que se colocan paralelamente (ver Figura 2.35a) tiene forma de anillos y por ellas circula corrientes inversas, es decir en un anillo la corriente va en un sentido y en el otro en sentido contrario con estas bobinas nos permiten dar cortes transversales (axial) de los tejidos a estudiar. De igual forma existen pares de bobinas para los ejes (x) e (y) ofreciendo cortes sagitales y coronales (ver Figura 2.35b).

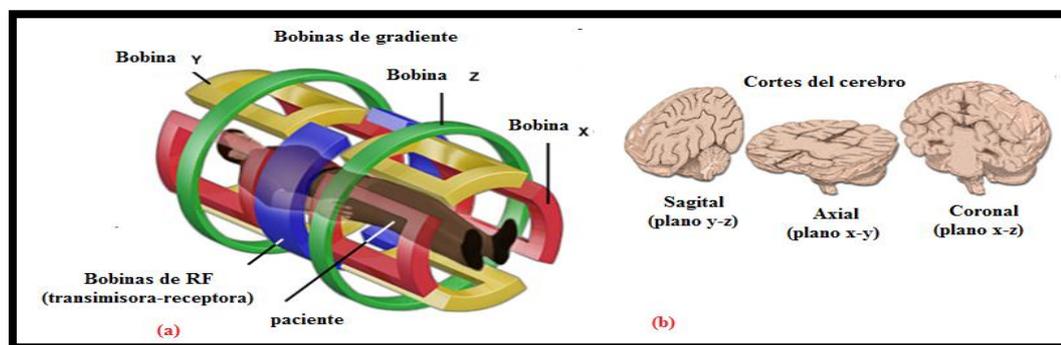


Figura 2.35: (a) Bobinas de gradiente y cortes en 3D (b)

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

Para la adquisición de un resonador se debe tener en cuenta la magnitud de campo que generan las bobinas de gradiente ya que de esto dependerá la resolución espacial, la magnitud de corte y los mínimos tamaños de campos de vista (FOV). Además se debe tener en cuenta el tiempo en generar el máximo campo y el tiempo en caer su campo a cero deberían ser los menores posibles en el orden de los microsegundos ya que de esto dependería la velocidad de adquisición en las secuencias generadas. Este tema será ampliado un poco más en el capítulo reconstrucción de la imagen.

2.5 Sistema de adquisición de datos.

Es el sistema informático encargado de recoger las señales de las antenas y ubicarlos en una matriz de espacios en la cual los datos se encuentran codificados en fase y frecuencia, para con la ayuda de las transformadas de Fourier poder reconstruir la imagen explorada (ver Figura 2.36). Se verá más a detalle este proceso en la reconstrucción de la imagen.

Coordina además las numerosas etapas y secuencias para obtención de la imagen ya preestablecidas para estudios específicos de ciertas zonas del cuerpo. Es decir, todos los equipos de resonancia magnética necesitan un núcleo de equipos informáticos para recibir y procesar la información que reciben, así como para almacenar la información en medios de almacenamiento masivo.

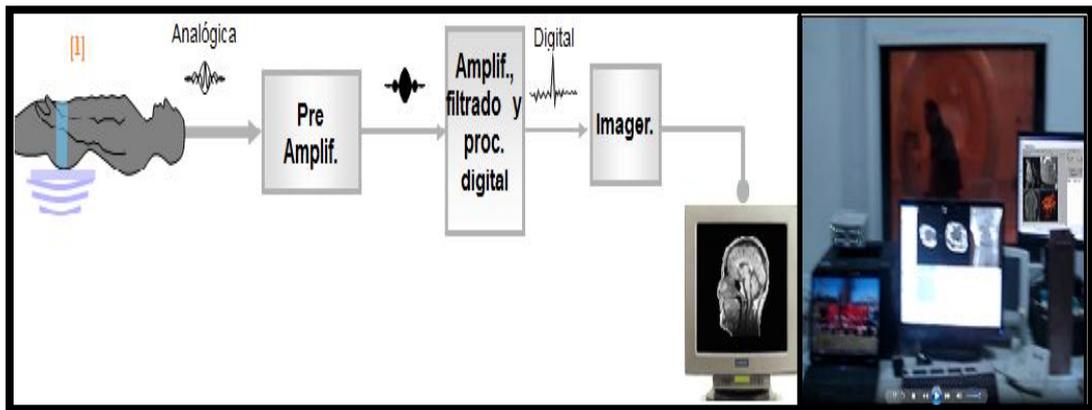


Figura 2.36: Sistema de adquisición de datos

Fuente: [1] Ing. GEIDO Daniel. RESONANCIA MAGNÉTICA .Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la República. [ref. 25 de Enero 2013]. Disponible en Web: www.iie.fing.edu.uy/~mdavid/ib/MRI2008.pps

2.6 Sistema de refrigeración.

Como se revisó en la sección de imanes usados en IRM, los imanes más usados en IRM convencional cuentan con un sistema de refrigeración el cual debe ser revisado por personal especializado debido a que se trabaja con temperaturas cercanas al cero absoluto. Se debe tener mucho cuidado con las cámaras criogénicas. El sistema de

refrigeración debe ser revisado una vez al año por la evaporación del helio y el nitrógeno líquido.

A continuación se muestra como está constituido el sistema de refrigeración de un imán superconductor.

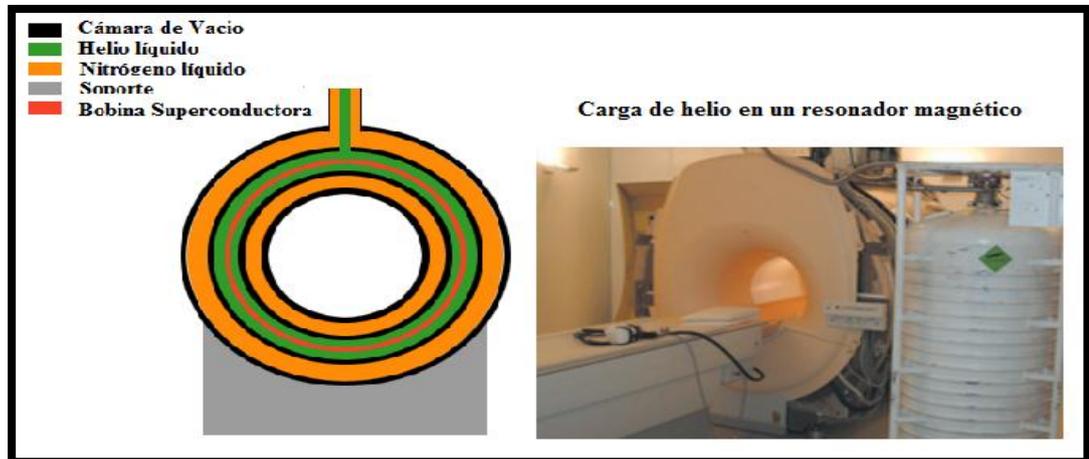


Figura 2.37: Sistema de adquisición de refrigeración.

Fuente: PULSE ACCELERATOR SCIENCE IN MEDICINE [ref. 30 de Enero 2013]. Disponible en Web: http://www.fnal.gov/pub/pulse/diagnosis_10.html

En la Figura 2.38 se muestra una válvula para la carga de helio líquido, esta válvula se coloca en la parte superior del resonador magnético donde tiene una toma para introducir dicha válvula.

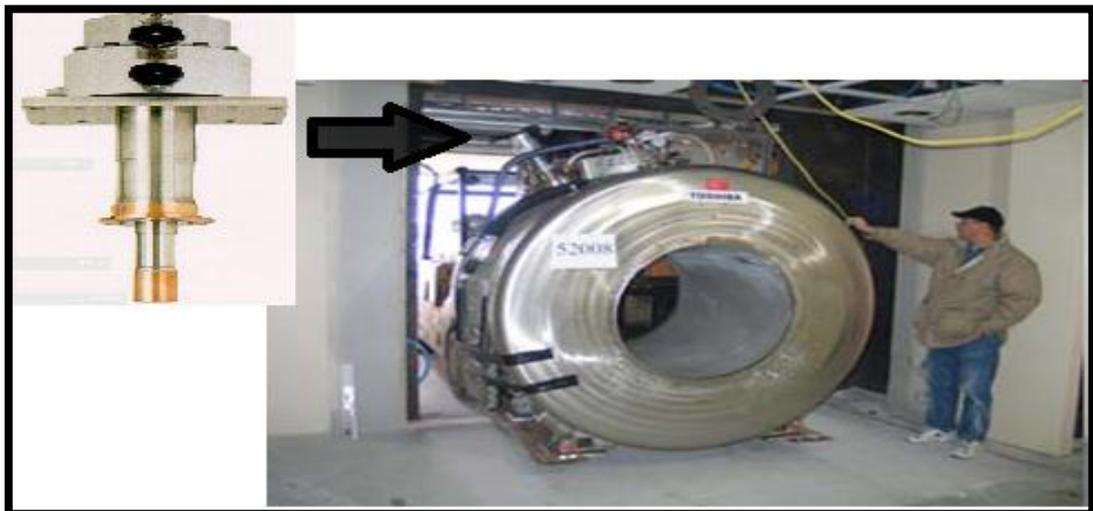


Figura 2.38: Válvula para carga de helio líquido.

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

2.7 Gantry.

El *gantry* es el cuerpo del resonador, dentro de él básicamente se encuentra el imán, las bobinas de gradiente y las bobinas de RF. Además cuenta con un sistema electromecánico para el desplazamiento de la mesa del paciente. En su parte externa cuenta con un panel digital para el movimiento y centrado de la mesa.

Una vez revisado cada componente, en la Figura 2.39 se indica cómo está compuesto un resonador magnético.

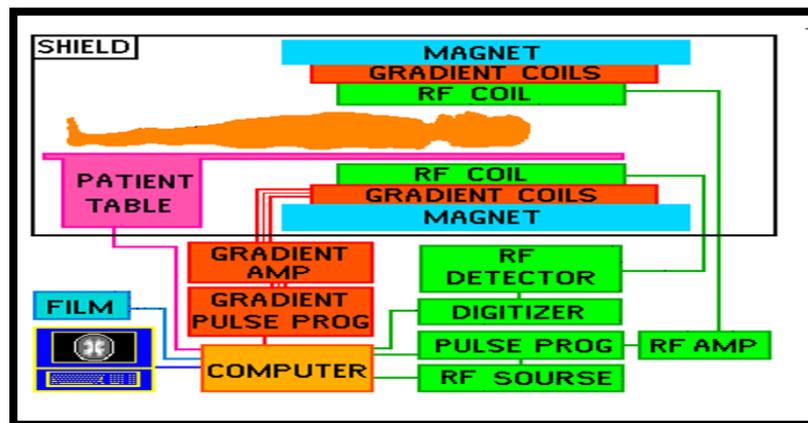


Figura 2.39: Partes de un resonador magnético.

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

2.8 Tipos de Resonadores Magnéticos.

Los resonadores magnéticos para diagnóstico por imágenes de acuerdo al uso hospitalario se dividen en dos tipos de equipamientos que son los equipos cerrados cilíndricos de alto campo magnético y los equipos abiertos de imanes permanentes. Según los visto su diferencia está marcada en la intensidad de campo magnético superior en el resonador abierto (Figura 2.40), dando mejor calidad en la imagen y con la capacidad de realizar diversidad de secuencias para obtener los estudios específicos de una zona anatómica. Otra ventaja es la cantidad de exámenes que realiza aproximadamente 1000 a 1200 exámenes mensuales por lo tanto es idóneo para un ambiente hospitalario.



Figura 2.40: Resonadores Cerrados de alto campo magnético

Fuente: [1] y [2] Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. TIPOS DE RESONADORES MAGNÉTICOS. Buenos Aires – Argentina. 2012

Es importante conocer que debido al gran campo magnético de estos resonadores abiertos una vez ingresado el paciente al *gantry* permanecerá en esa sala hasta terminar el estudio. Esta sala es construida de tal manera de que no perturbe las radiaciones exteriores en la homogeneidad del campo en el interior de esta sala. Para ello se construye un cuarto blindado conocido como jaula de Faraday. En cuanto que el radiólogo permanece en la cabina de software que se encuentra contigua a la sala de IRM de donde observa al paciente y a la sala en sí, mediante una ventana mallada para evitar interferir con el campo y como protección para el radiólogo.

Dentro de los resonadores cerrados existe uno dedicado al estudio de las extremidades (Figura 2.41), ofrece un rango completo de capacidades para obtener imágenes de articulaciones de alta calidad, y entregando confortabilidad al paciente. Es completamente libre de ruido, sumamente ergonómico y de tamaño reducido en comparación de los resonadores cerrados, se compone de un imán permanente muy compacto permitiendo cubrir todas las extremidades y articulaciones como son rodilla, pantorrilla, tobillo, pie, codo, antebrazo, muñeca y mano. Su utilización mayoritaria en clínicas por su coste bajo y espacio reducido, no necesita un cuarto especial para realizar este estudio, el operador se encuentra en la misma sala para garantizar una mayor contención y cuidado.



Figura 2.41: Resonador Cerrado para extremidades.

Fuente: News Tecnoimagen. EL RESONADOR ESAOTE O-SCAN. 2 de agosto 2012 [ref. 29 de Enero 2013]. Disponible en Web: <http://tecnoimagennews.blogspot.com/2012/08/el-resonador-esaote-o-scan.html>

En cuanto que un resonador tipo C es más económico, permite el ingreso a los acompañantes de los pacientes y no se requiere dar sedantes para tranquilizar al paciente. Es un equipo pesado arriba de las 7 toneladas. En la Figura 2.42 se muestran este tipo de resonadores.



Figura 2.42: Resonadores Abiertos (tipo C).

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. TIPOS DE RESONADORES MAGNÉTICOS. Buenos Aires – Argentina. 2012

2.9 Conclusiones.

Se tiene claro que los tipos de imanes usados en IRM son los permanentes, los resistivos y superconductivos, siendo los más empleados estos últimos. Como se vio la gran desventaja de este último es el sistema de refrigeración que es costoso pero a

cambio de un alto campo magnético siendo éste más homogéneo ayudando a obtener buena resolución y el número de análisis mensuales está de acuerdo con lo que se necesita en un ambiente hospitalario. En cuanto a las bobinas de RF se revisó que existe una transmisora denominada de cuerpo y las receptoras que son de geometrías muy variadas que se acoplan a la zona a explorar.

Con respecto a las bobinas de gradiente se conoce que varían el campo principal del imán y permiten con esta variación codificar las señales para saber de qué zona o tejido provienen.

Es importante haber reconocido las partes básicas de un resonador magnético y con ello saber que componentes están en acción ante un procedimiento de IRM.

CAPÍTULO III

PROCEDIMIENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

3.1 Introducción

En este capítulo se pretende explicar los pasos fundamentales para realizar un estudio de IRM (imágenes por resonancia magnética), se utilizara los principios y conceptos ya vistos para comprender la resonancia magnética a nivel macro. Se revisará paso a paso el procedimiento desde que el paciente ingresa por la mesa hacia el *gantry* hasta que sale después de ser explorado la zona o tejido de estudio (la reconstrucción de la imagen se verá en el siguiente capítulo). Además se verá las seguridades y contraindicaciones a tener en cuenta antes de realizar un estudio de este tipo. Se analizará que pacientes pueden hacerse un estudio de estos y quienes no lo pueden.

3.2 ¿Qué es Imágenes por Resonancia Magnética?

Con lo revisado hasta aquí se definirá de manera rápida que es Imágenes por Resonancia Magnética.

“Magnética” por los campos magnéticos creados tanto por el imán externo (**B₀**) como por cada uno de los protones, haciendo que este campo **B₀**, oriente a los protones dispersos en sentido de sus líneas de campo para mantenerlos en un estado inicial.

“Resonancia” porque debe intercambiar energía el sistema de radiofrecuencias con los protones alineados que se encuentran en un movimiento de precesión en

dirección de las líneas de campo. Para lograr intercambiar energía con dichos protones se usa la ecuación de Larmor para aplicar una frecuencia igual a la que se encuentran precesando los protones.

“Imágenes” con la ayuda de los gradientes que modifican el campo magnético principal (**B₀**) en la zona a estudiar, se espera al corte del pulso de RF para que inmediatamente se de la relajación nuclear y empiecen estos protones excitados a devolver (inducir) energía y sea captado por las bobinas receptoras para procesar y reconstruir la imagen explorada. A continuación se explica porque es idóneo aplicar esta técnica de alta resolución a seres humanos para establecer estudios y/o diagnósticos clínicos.

Como se conoce el cuerpo humano está compuesto aproximadamente sus dos terceras partes por agua, existiendo diferencias en el contenido de agua entre los tejidos y órganos.

En muchas enfermedades los resultados de procesos patológicos existen cambios del contenido del agua, y esto se ve reflejado en las imágenes de resonancia magnética. Se sabe además que en la molécula de agua H₂O lo que interesa es el átomo de Hidrógeno, y es aquí donde comienza el estudio de la resonancia magnética.

Cabe señalar que actualmente no solo al átomo de hidrógeno se estudia, sino otros elementos que están en nuestro cuerpo, pero deben tener la característica de poseer un número impar de protones que generalmente poseen un espín distinto de cero. En la tabla 2.1 del capítulo 1 se encuentran una lista de núcleos que se exploran en IRM.

3.3 Pasos fundamentales en un estudio de IRM

Estos pasos están establecidos desde que el paciente se encuentra en la mesa del resonador magnético. Los pasos elementales para un estudio de IRM se describen a continuación:

- 1) El paciente es colocado dentro del imán.
- 2) Se envía una onda de RF.
- 3) Se corta la onda de RF.
- 4) El paciente emite señales (relajación nuclear).
- 5) Se capta las señales para reconstruir la imagen.

3.3.1 Primer paso: El paciente es colocado dentro del imán.

Cuando ingresa el paciente al imán, los protones de hidrógeno de su cuerpo tienen un espín los cuales se encuentran en paralelo (nivel energético menor) y antiparalelo (nivel energético mayor) orientados en dirección del campo magnético del imán (**B₀**).

La suma total de los momentos magnéticos (**μ**) de cada protón se representa por el vector de magnetización neta (**M**) que en un sistema de coordenadas cartesianas de tres dimensiones toma la dirección del eje z (eje del paciente) y se le denomina magnetización longitudinal.

Estos protones tienen un movimiento de precesión que se encuentran girando transversalmente al eje z (es decir sobre los ejes x,y) que es un parámetro importante a calcular permitiendo conocer la frecuencia con la que giran para lograr intercambiar energía con el sistema de RF.

A continuación se muestra en la Figura 2.43 a detalle el primer paso.

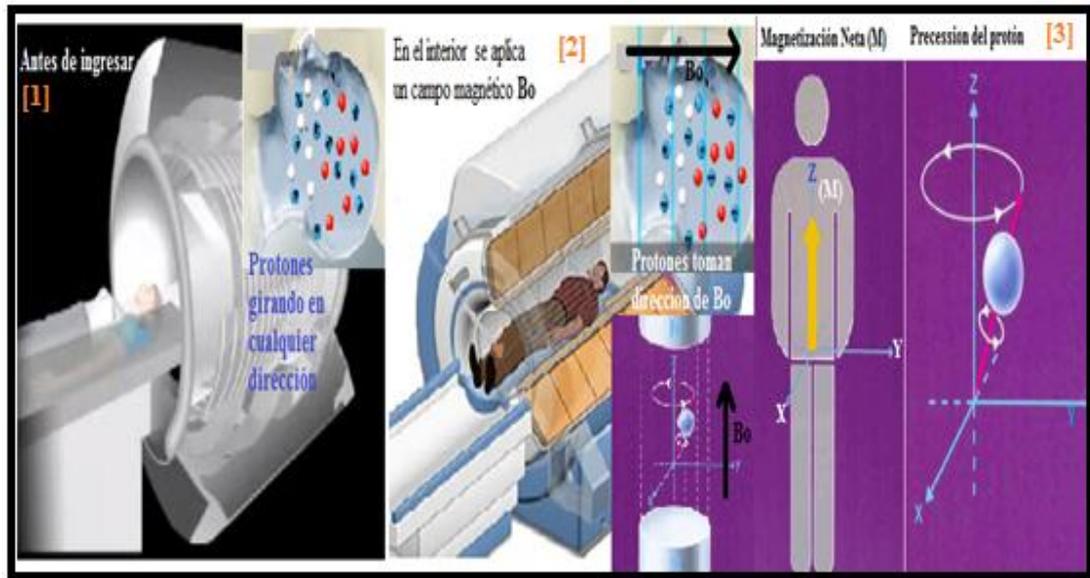


Figura 2.43: Primer paso de un estudio de IRM

Fuente: [1] Resonancia Magnética. Conexión Salud. Disponible en Web: www.youtube.com/watch?v=Wh4C7HWE6hc Chile 2011. [Consulta 1 de Febrero 2013].
 [2] Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012
 [3] DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999.

3.3.2 Segundo paso: Se envía una onda de RF.

En esta etapa los protones se encuentran alineados y girando en dirección de B_0 , mediante la ecuación de Larmour (Ec_2.4) el sistema de radiofrecuencia calcula la frecuencia que debe ser exactamente la misma a la que los protones precesan para entrar en resonancia. Con esta frecuencia calculada (orden de los MHz) se emite una onda electromagnética en un pulso que dura unos cuantos milisegundos, para con ello excitar aquellos protones que captan esa energía emitida y cargarlos energéticamente, es decir cambian de un estado energético menor a un estado mayor y simultáneamente los protones empiezan a girar en fase (se sincronizan). El cambio de estados de energía hace que el vector de magnetización neta (M) disminuya longitudinalmente y empiece a crecer transversalmente (plano x,y).

En la siguiente figura se indica el proceso de enviar un pulso de RF.

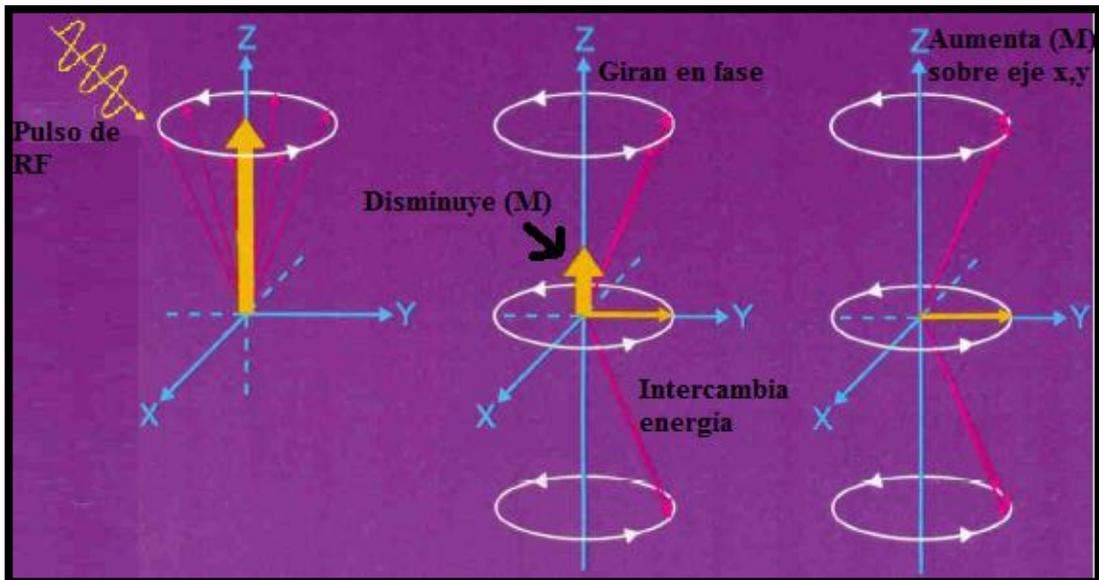


Figura 2.44: Paso 2 de un estudio de IRM

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999.

En este caso se envió un pulso de RF que gira al vector de magnetización neta (M) 90° con respecto al eje z por ello se mira gráficamente que el vector M gira sobre los planos x, y . Pero existe secuencias donde existen pulsos de 180° es decir el vector M estaría sobre el eje ($-z$), esto se revisará en capítulo 4.

3.3.3 Tercer paso: Se corta la onda de RF.

Aquí se interrumpe la onda de RF y produce que el vector (M) vuelva a su posición original es decir cada protón excitado por el pulso, empieza a relajarse retomando su posición inicial.

3.3.4 Cuarto paso: El paciente emite señales (relajación nuclear).

El paciente emite señales de la zona en estudio (zona excitada). Estas señales son provenientes por la relajación nuclear. En el instante que se corta la onda de RF, la

sincronización de los protones se pierde y cada uno gira por su propia fase, los protones que fueron excitados regresan de un estado de energía mayor al de menor energía pero la característica es que no todos regresan al mismo tiempo, cada uno dependiendo del tejido en el que se encuentre tardara menor o mayor tiempo. El vector (\mathbf{M}) disminuye transversalmente y aumenta longitudinalmente. La relajación de una manera gráfica es una espiral que regresa a su estado de inicio. Los tiempos de relajación transversal y longitudinal se denominan T2 y T1 respectivamente.

En el capítulo 1 en la Figura 2.26 se muestra el proceso de la relajación. A continuación en la Figura 2.45 se aprecia como regresa el vector \mathbf{M} a su estado inicial.

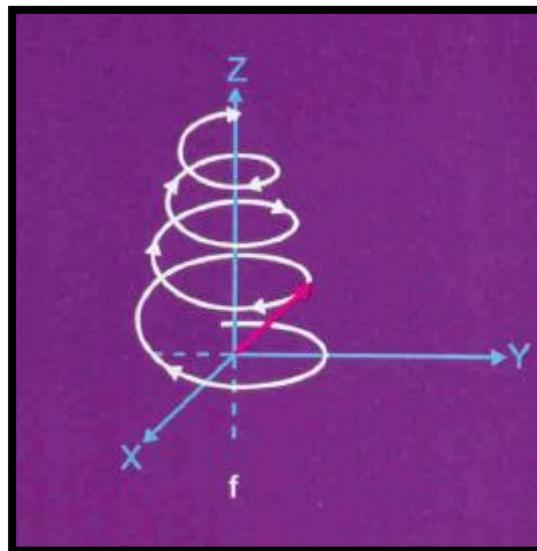


Figura 2.45: Relajación del vector \mathbf{M}

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nationales Druckhaus Berlin. 1999.

3.3.5 Quinto Paso: Se capta las señales para reconstruir la imagen.

Como se conoce en el equipo donde se encuentra el paciente existe una antena receptora, que será quien capte la energía que devuelven los protones en el proceso de la relajación nuclear. Es aquí donde nos interesa los tiempos de relajación tanto transversal y longitudinal (T2 y T1), este proceso se da simultáneamente.

En la relajación longitudinal los protones liberan la energía transmitida por la onda de RF hacia el medio que tienen composiciones variables haciendo que este proceso se produzca de forma diferente. Al medio que libera la energía se denomina red o plasma y de este medio dependerá si lo hace rápido o lento. Este tipo de relajación se le denomina relajación espín-red (*spin-lattice*) o tiempo de relajación T1.

En cuanto al tiempo de relajación T2, depende de los núcleos que lo rodean afectando con sus microcampos magnéticos sobre los protones en precesión añadido a las inhomogeneidades del campo magnético externo B_0 . Esto hace que después de cortar el pulso de RF pierdan su sincronismo o desfaseamiento al cual estaban sometidos sobre el plano (x, y), de tal forma que unos pierdan más lentamente que otros su movimiento de precesión. A este tipo de relajación se le denomina espín-espín (*spin-spin*) o relajación transversal.

Es importante saber que al no ser homogéneo el campo magnético externo B_0 existe un T2* no deseado, que cae más rápido afectando la información de T2.

En la Figura 2.46 se muestra los tiempos de relajación T1 y T2 de dos tejidos diferentes a y b respectivamente.

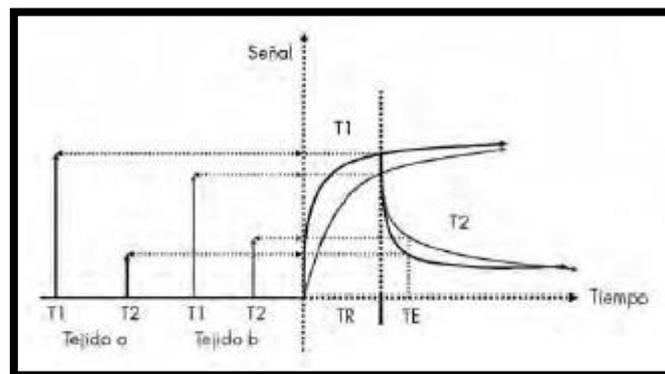


Figura 2.46: Relajación T1 y T2 de dos tejidos diferentes tejido (a) y tejido(b).

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

De la figura anterior dependiendo de los tiempos TE (tiempo de eco) y TR (tiempo de repetición) se tendrá imágenes potenciadas en T1 (Figura 2.47a) e imágenes potenciadas en T2 (Figura 2.47b).

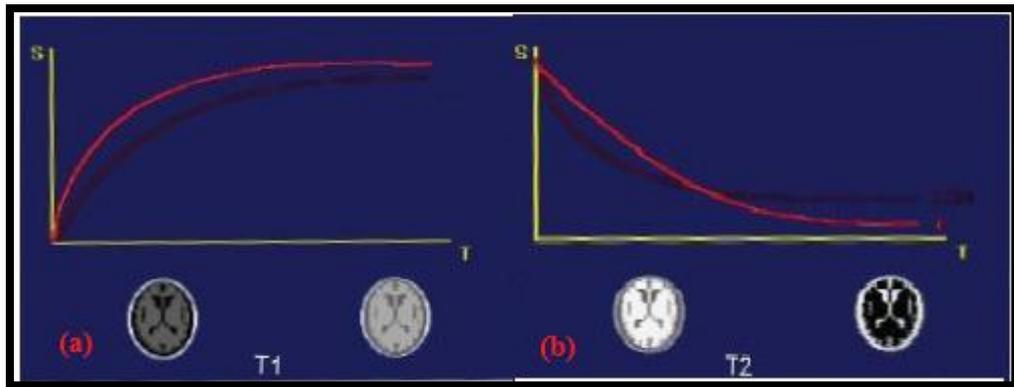


Figura 2.47 Imágenes potenciadas en T1(a) y en T2 (b).

Fuente: MORILLO, Anibal J. APUNTES MAGNÉTICOS: FÍSICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA-SECUENCIAS. (2011). 77p.

Las características y diferencias de estas imágenes potenciadas en T1 y T2 se verán en el capítulo siguiente (capítulo 4).

3.4 Seguridad en IRM

Es un tema muy importante a tener en cuenta ya que en un equipo de estos existen 3 factores que podrían causar riesgos como es el campo magnético estático del imán principal, el campo magnético de las bobinas de gradientes y del sistema de RF.

Cualquier elemento ferromagnético como pinzas, tijeras, bombas de oxigenación o aparatos y/o piezas magnetizables que se encuentren en la sala de IRM ante la presencia de un campo magnético bien intenso, pueden ser atraídos puestos en rotación y llevados hacia el interior del resonador, implicando un alto grado de riesgo, que si son objetos sueltos pueden ser proyectados contra la gente que se encuentre en la sala. En la Figura 2.48 se muestra como una camilla es atraída por este potente campo magnético del resonador.



Figura 2.48 Camilla atraída por resonador magnético.

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. TIPOS DE RESONADORES MAGNÉTICOS. Argentina. 2012

Otro problema es que el campo magnético varía con el tiempo y esto puede inducir pequeñas corrientes eléctricas generalmente cuando se usa gradientes de gran potencia y secuencias rápidas. Estas corrientes se descargarían por cables o electrodos (cables en el miocardio o electrodos en el cerebro) que no han sido retirados, generando excitaciones neuromusculares, arritmias o incluso la muerte.

El sistema de RF en cambio produce calor que puede ser absorbido por el paciente y se mide en W/Kg (Wattios/Kilogramo), depende de igual forma de la intensidad de campo magnético aplicado.

Se debe tener las restricciones a ciertas zonas y señalizaciones debidas para un estudio de IRM, para ello se cuenta con 4 zonas; la zona 1 es de libre acceso para público en general, la zona 2 es donde ingresa ya el paciente, tiene movilidad restringida y debe estar bajo el cuidado del personal de RM, la zona 3 es una zona ya de alto riesgo porque aquí existe ya interacción entre el personal de RM, el equipamiento y paciente. Debe ya estar señalada una sala de alto riesgo y no permitir acceso a personas comunes debe estar controlado su acceso. Por último, la zona 4 es donde ya está el resonador magnético, el lugar donde se realiza el estudio debe estar libre de objetos metálicos y existir señalización luminosa indicando que el equipo se encuentra encendido.



Figura 2.49 Señalizaciones en salas de IRM.

Fuente: Simulador Resonancia Magnética Nuclear .Gobierno de España. [ref. 2 de Febrero 2013]. Disponible en Web: http://recursostic.educacion.es/fprofesional/simuladores/web/index.php?xml=i-sanidad-resonancia_magn&xsl=simulador-idiomas. España

Además otro tipo de control de seguridad es entregar un formulario a los pacientes con puntos importantes en la seguridad de RM. Este formulario contiene datos generales del paciente así como de cirugías donde se hayan colocado prótesis o implantes que el paciente haya realizado anteriormente, también se obtiene información de si se ha realizado un examen de IMR antes y que problemas ha tenido con dicho examen. Pregunta este formulario si el paciente posee problemas respiratorios, claustrofobia e incluso si necesita líquido de contraste, el tipo de medicamento que se encontraba tomando para descartar posibles alergias. Otro apartado está dedicado a la mujer en el caso de estar embarazada se le indicara los riesgos beneficios de la técnica y además es importante si la paciente se encuentra en etapa de lactancia para prevenirle en el caso de requerir líquido de contraste.

Este documento es leído y firmado por el paciente, revisado por el personal de RM y seguido de una entrevista con el paciente.

3.5 Contraindicaciones en IRM

El paciente de manera general no necesita exámenes preparatorios, ni dietas o medicamentos, lo que si se requiere es que se abstenga de comer de 4 a 6 horas antes de realizarse el examen en el caso de requerir líquido de contraste (gadolinio). Acudir sin ningún tipo de maquillaje ya que podría influir en la calidad de la imagen y una posible irritación local.

Durante la exploración al paciente se le coloca unos auriculares y un control con el cual estará en comunicación con el radiólogo, mediante los auriculares el radiólogo le indicará cuando debe contener su respiración para que no exista movimiento interno en sus tejidos y deteriore la calidad de imagen (imágenes borrosas).

Se debe conocer que no todos los pacientes son idóneos para realizarse un estudio por IRM a continuación se revisa quienes no pueden realizarse una RM o lo podrían bajo ciertas condiciones.

- Pacientes con presencia de partículas metálicas a nivel de orbita (ojos), médula espinal), como virutas, perdigones, restos de metralla.
- Pacientes que posean Marcapasos cardiacos, desfibriladores y neuroestimuladores.
- Prótesis e implantes cocleares (oído interno), implantes dentales.
- Los clips vasculares intracraneales de material ferromagnético, se debe hacer un estudio de los materiales antes de descartar.
- Existe pacientes claustrofóbicos y a pesar de suministrarles sedantes siguen mostrando miedo y lo que molesta es la inquietud, cualquier movimiento que se realice por parte del paciente durante el estudio es preferible no realizarlo debido a que la calidad de imagen que se requiere no se logra. Para este tipo de pacientes como se revisó existe resonadores magnéticos abiertos tipo C.

Los pacientes que podrían realizarse bajo ciertas condiciones serían:

- Los tatuajes que son hechos con componentes metálicos (óxido de hierro), provoca enrojecimiento de la piel, quemaduras leves o hinchazones de los tejidos blandos. Estos pacientes serán advertidos por el radiólogo sobre estos riesgos y tomar precauciones sobre todo si el tatuaje es grande.
- Pacientes embarazadas, a pesar que se desconocen posibles efectos teratogénicos (desarrollo anormal o malformaciones del feto) de la Resonancia Magnética, se recomienda excluir a las embarazadas durante el primer trimestre de la gestación. Asimismo, se recomienda no administrar contraste paramagnético (gadolinio) durante el embarazo y la lactancia, aunque en ciertas ocasiones se le advierte al paciente del examen y debe sacar leche un día antes para suministrar al bebe durante las próximas 24horas.
- En el caso de pacientes pediátricos se les suministra sedantes para mantenerlos calmados y en algunos casos el familiar acompañante puede ingresar a la sala pero de igual se le realiza un examen de seguridad para evitar que ingrese con objetos metálicos. Se debe tener precauciones en la temperatura y signos vitales con neonatos y niños pequeños, es aconsejable realizar la exploración de IRM mirándolos a través de una videocámara.

En el caso de tener pacientes que no recuerdan que implantes llevan y en qué zonas de su cuerpo las llevan, antes de realizarles el estudio de IRM es aconsejable hacerles un estudio previo mediante una tomografía (TAC Tomografía Axial Computarizada) que no usa campos magnéticos para estar seguros antes de ingresarlos al resonador magnético.

3.6 Conclusiones

Con este capítulo vemos que la resonancia no emite radiaciones ionizantes, trabaja en la zona de las radiofrecuencias que si observamos en la figura 2.21 en el recuadro pequeño, muestra que se trabaja en el orden de los MHz y por tanto no está en la categoría de las radiaciones ionizantes. Se puede apreciar también que es una técnica no invasiva, produce imágenes de alta calidad para el diagnóstico clínico. Se usan campos magnéticos que alinean a los protones inmersos en nuestro cuerpo, luego envían pulsos de RF que son ondas electromagnéticas que intercambian energía con los protones alineados, al cortar este pulso sucede la relajación nuclear estas señales son captadas por unas antenas receptoras y enviadas para su procesamiento para así formar imágenes.

Se debe tener en cuenta las seguridades necesarias debido a los altos campos magnéticos de estos imanes. Se clasificó en 4 zonas con ciertas restricciones de acuerdo el paciente ingresa a realizarse el estudio. Además el paciente debe firmar un formulario con preguntas acerca de las seguridades de IRM y seguido bajo las indicaciones del radiólogo.

Se indicó que personas no pueden hacerse una resonancia y quienes lo pueden bajo ciertas indicaciones. Todo esto es importante tanto para los radiólogos como para pacientes que requieren un examen de este tipo.

CAPÍTULO IV

RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

4.1 Introducción

La reconstrucción de la imagen es un tema complicado pero se pretende de manera no muy profunda conocer que herramientas se utiliza en este proceso. Se tratará de explicar los tiempos de relajación (T1 y T2) que ya se habló algo de esto en el capítulo anterior así como los tiempos TR y TE, se verá que son imágenes potenciadas en T1, en T2 y densidad protónica, secuencias básicas para la reconstrucción de la imagen, la codificación espacial de la señal de relajación (gradientes), las transformadas de Fourier, el espacio K, y se termina con los parámetros que definen la calidad de una imagen en IRM.

4.2 Tiempos de relajación T1 y T2

En el capítulo anterior se revisó ya un poco de esto, se señaló que el T1 es el tiempo de relajación longitudinal, que depende de la composición molecular del medio en el que se encuentra para poder liberar con mayor o menor facilidad su energía después de excitarlos, a dicho medio se le conocía como red o plasma conociendo a esta relajación como espín-red o *spin-lattice*. En cuanto el tiempo T2 o tiempo de relajación transversal dependía de los núcleos que lo rodean y de la homogeneidad del campo externo, por la interacción con los núcleos vecinos se le conoce también como relajación espín-espín. Cabe recordar que estos tiempos de relajación T1 y T2 se dan simultáneamente.

El tiempo de relajación T1 al estar asociado a la relajación longitudinal implica que tarde más tiempo en recuperarse, en tanto que el T2 al verse asociado al desfase de

los protones es más rápido que pierdan la fase que recuperarse longitudinalmente. Esto significa que el T1 tarda más tiempo que el T2, se demora aproximadamente de 2 a 10 veces que un T2. Se vuelve difícil saber cuándo un T1 se ha relajado completamente y de igual forma para un T2 al ser representados por curvas exponenciales, pero a continuación se muestra una serie de ecuaciones diferenciales donde se indica que solo se espera un porcentaje del total de la relajación de los tiempos T1 y T2.

Para ello con la ecuación del momento magnético de un protón (Ec_2.7) revisada en el capítulo 1, servirá para representarla de manera diferencial así:

$$\vec{\tau} = \vec{\mu}_p \times \vec{B}_0 = \frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma_p \vec{M} \times \vec{B}_0$$

Ec_2.11: Ecuaciones de Bloch

Esta ecuación conocida como la ecuación de Bloch, indica la interacción magnética del vector de magnetización \vec{M} con el campo magnético externo \vec{B}_0 , es decir el momento magnético de cada protón sufre un torque debido al campo magnético \vec{B}_0 y sumando los $\vec{\mu}$ de cada protón se obtiene el vector de magnetización \vec{M} . Con esta ecuación permitirá establecer los porcentajes de relajación, aplicando el producto vectorial a la última igualdad de la Ec_2.11 en todos los planos (x,y,z) e incluyendo los términos de relajación se tiene:

$$\frac{d\vec{M}_{x,y}}{dt} = \gamma_p (\vec{M} \times \vec{B})_{x,y} - \frac{\vec{M}_{x,y}}{T_2} \quad \text{Ec_2.12}$$

$$\frac{d\vec{M}_z}{dt} = \gamma_p (\vec{M} \times \vec{B})_z + \frac{(\vec{M}_0 - \vec{M}_z)}{T_1} \quad \text{Ec_2.13}$$

Conociendo que el producto vectorial es igual al producto escalar de dichas cantidades por el ángulo aplicado se tiene:

$$M_{x,y}(t) = M_{x,y}(0)e^{\frac{-t}{T_2}} \quad \text{Ec_2.14}$$

$$M_z(t) = M_z(0)(1 - e^{\frac{-t}{T_1}}) \quad \text{Ec_2.15}$$

En el momento en el que $t = T2$ en la Ecuación_2.14 y $t = T1$ en la Ecuación_2.15 resulta:

$$\frac{M_{x,y}(t)}{M_{x,y}(0)} = e^{-1} = 0,367 = 37\% \quad \text{Ec.2.16}$$

$$\frac{M_z(t)}{M_z(0)} = (1 - e^{-1}) = 0.632 = 63\% \quad \text{Ec.2.17}$$

Con estas ecuaciones se define al T1 como el tiempo que demora la componente longitudinal en recuperar el 63% de su relajación total (ver Figura 2.50). A aproximadamente a 5*T1 ya se tiene más del 99% de la relajación longitudinal total.

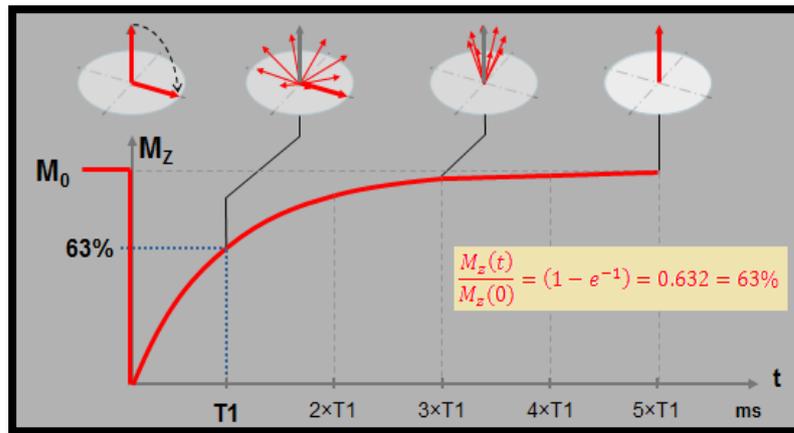


Figura 2.50 Relajación T1.

Fuente: Ing. GEIDO Daniel. RESONANCIA MAGNÉTICA .Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la República. 2008 [ref. 25 de Enero 2013]. Disponible en Web: www.iie.fing.edu.uy/~mdavid/ib/MRI2008.pps

De igual forma al T2 se define como el tiempo que demora en decaer el 37% de su relajación total (ver Figura 2.51).

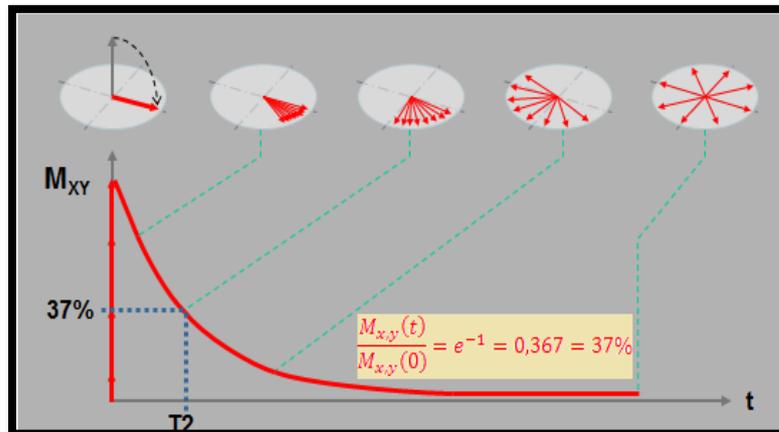


Figura 2.51 Relajación T2.

Fuente: Ing. GEIDO Daniel. RESONANCIA MAGNÉTICA .Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la República. 2008 [ref. 25 de Enero 2013]. Disponible en Web: www.iie.fing.edu.uy/~mdavid/ib/MRI2008.pps

Los rangos aproximados en términos absolutos para los tejidos biológicos un T1 es de 300ms a 2000 ms, en cuanto un T2 es de un 30ms a 150ms.

4.3 Decaimiento Libre de inducción (Free Induction Decay FID)

El vector de magnetización \mathbf{M} después de enviar un pulso de RF produce la relajación y esta relajación paulatinamente va decayendo (ver Figura 2.52) es el símil a un eco al enviar de una montaña, éste se atenúa a medida que se traslada por el medio, pues exactamente lo mismo pasa con esta onda electromagnética creada por \mathbf{M} que transmite su energía (induce) a la antena receptora quien capta la relajación y se atenúa esta señal conforme pasa el tiempo.

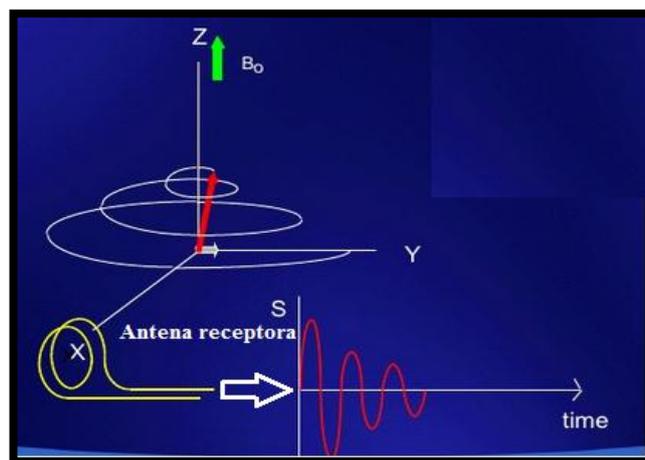


Figura 2.52 FID.

Fuente: PHYSICAL PRINCIPLES. Signal generation 12 de julio 2010 [ref. de 26 de Diciembre de 2012]
 Disponible en Web: www.slideshare.net/GADOLINIO/01-physical-principles-signal-generation

En la Figura 2.52 se aprecia como el vector \mathbf{M} (color rojo) precesando sobre plano x,y disminuye su relajación transversal hasta que va recuperando la relación longitudinal, esta corriente eléctrica inducida por este movimiento capta la antena receptora en forma de una senoide atenuada en el tiempo y es lo que se conoce como *Free Induction Decay (FID)*.

4.4 Imágenes potenciadas en T1

Antes de establecer que son las imágenes potenciadas en T1, revisemos que es el tiempo de repetición (TR) y el tiempo de eco (TE).

El TR es el tiempo que demora en volver a emitir un pulso de RF. En la Figura 2.53 se muestra un ejemplo para entender que significa el TR.

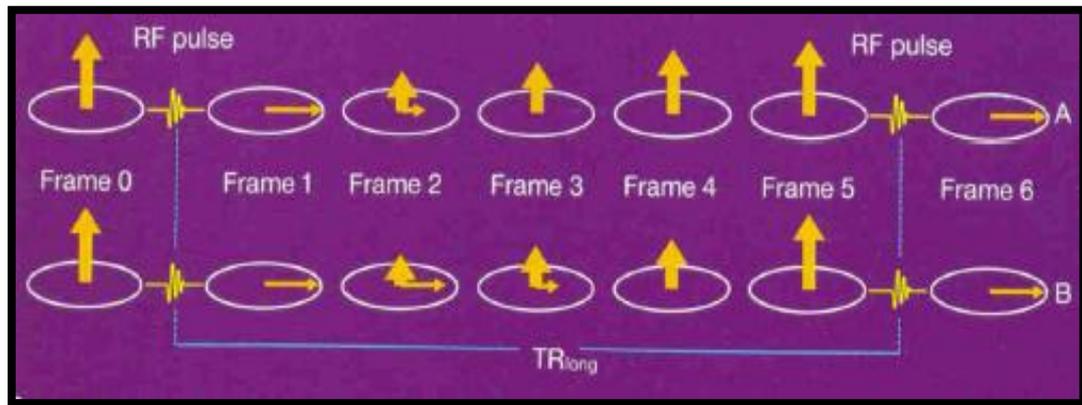


Figura 2.53 Tiempo de repetición TR.

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nationales Druckhaus Berlin. 1999.

De la figura anterior, se tiene dos tejidos hipotéticos A y B respectivamente. En el estado inicial (*frame 0*) se encuentra un vector de magnetización máximo longitudinalmente, a continuación se aplica un pulso de RF de 90° donde ya comienza a contar un tiempo TR, a continuación el tejido A y B intercambian energía y se colocan en fase (*frame 1*), luego en los estados siguientes (*frame 2-4*) al no existir el pulso de RF, empiezan a relajarse cada uno de forma diferente hasta recuperar su posición inicial como se ve en el *frame 5* y al ser un TR largo se esperó hasta que logren los dos tejidos recuperarse completamente. Terminado el *frame 5* se envía otro pulso y empieza de nuevo la secuencia en el *frame 6* este tiempo entre pulso y pulso se denomina TR.

Existen tiempos de repetición largos y cortos, estos definirán o reflejarán la intensidad de la señal con la que es captada.

Para entender que es una imagen potenciada en T1, se debe saber que se necesita una secuencia de pulsos de RF. Toda secuencia inicia con un pulso inicial que hace al vector de magnetización cambie de orientación para iniciar el periodo de relajación. Luego de un tiempo se aplica una serie de pulsos de RF que sirven de reenfoque, haciendo la relajación longitudinal sea diferente en cada tejido produciendo uno o varias señales que son captadas y enviadas para su procesamiento.

El tiempo entre el que se envía el pulso y el tiempo que se capta la señal se denomina tiempo de eco TE. Definidos estos dos tiempos ya se puede describir que es una señal potenciada en T1. Si se escogen tiempos TR y TE cortos se dice que la imagen esta potenciada en T1. Revisemos a continuación que significa esto:

Suponiendo dos tejidos A y B con distinta relajación longitudinal, si se escoge tiempos TR y TE largos produciría que a medida que se relajen, éstos tiendan a ser iguales y reflejados en una escala de grises haría que no se pudiesen diferenciar, pierde contraste. En cuanto si se aplica en TR corto y un TE corto la diferencia entre tejidos es mayor y se dice que la imagen esta potenciada en T1.

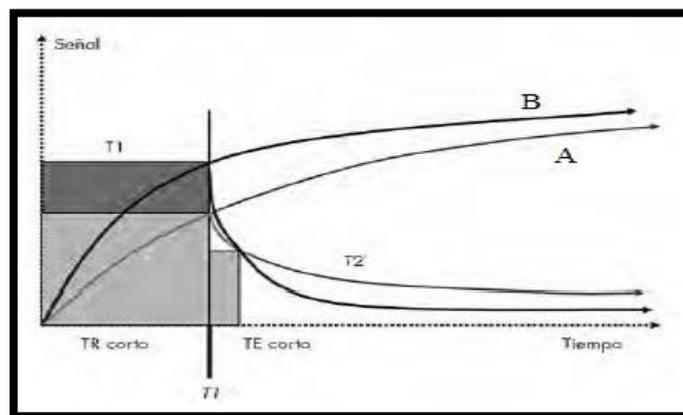


Figura 2.54 Imagen potenciada en T1.

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

Utilizando tejidos reales por ejemplo el líquido cefalorraquídeo (LCR) tiene menor intensidad de señal (mas gris) a diferencia del tejido del cerebro que es más blanco (más intensa su señal), escogiendo un TR corto de 400ms y TE variables (TE cortos, es decir antes

de que se produzca la inversión de la señal) se observa en la Figura 2.55 como varía las intensidades de señal a continuación:

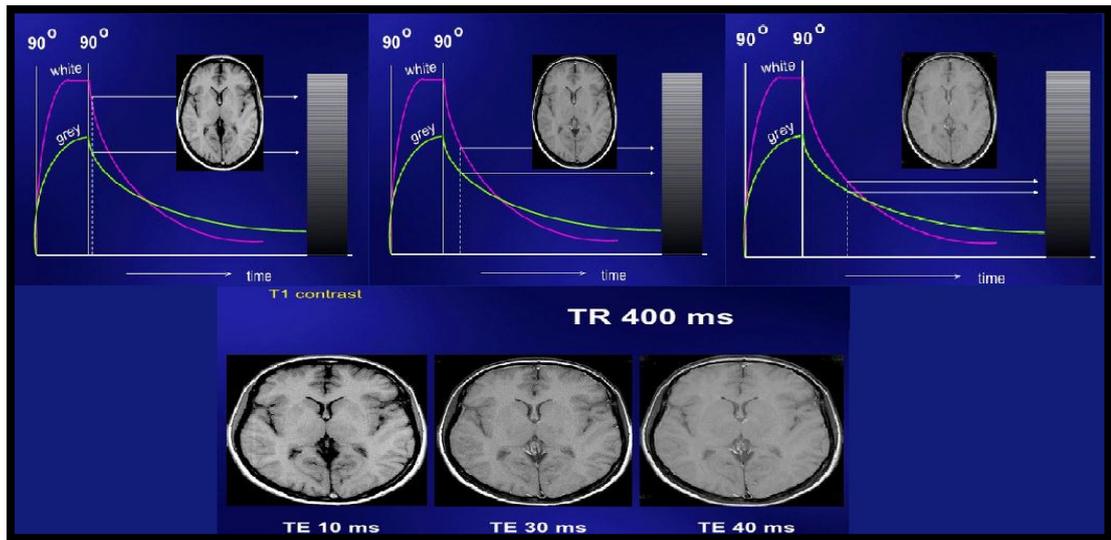


Figura 2.55 Imágenes de tejidos potenciadas en T1.

Fuente: Principios Físicos de la generación de la señal. [ref. de 10 de enero de 2013] Disponible en: www.slideshare.net/GADOLINIO/05-t1-y-t2-contrast

Se dice que una imagen es potenciada en T2 para valores de $TR < 500\text{ms}$ y $TE < 30\text{ms}$ aproximadamente.

4.5 Imágenes potenciadas en T2

Entendido como es una imagen potenciada en T1, resulta fácil entender que significa una potenciada en T2. En este caso se escoge TR y TE largos, y lo que hace es que la señal se traslapa y se cruza, por ello se convierte relativamente fácil identificar una imagen en T2. El líquido LCR ahora se vuelve blanco o brillante y el cerebro se vuelve gris. En la Figura 2.56 se muestra las imágenes para un tiempo TR igual a 2500 ms y TE variables.

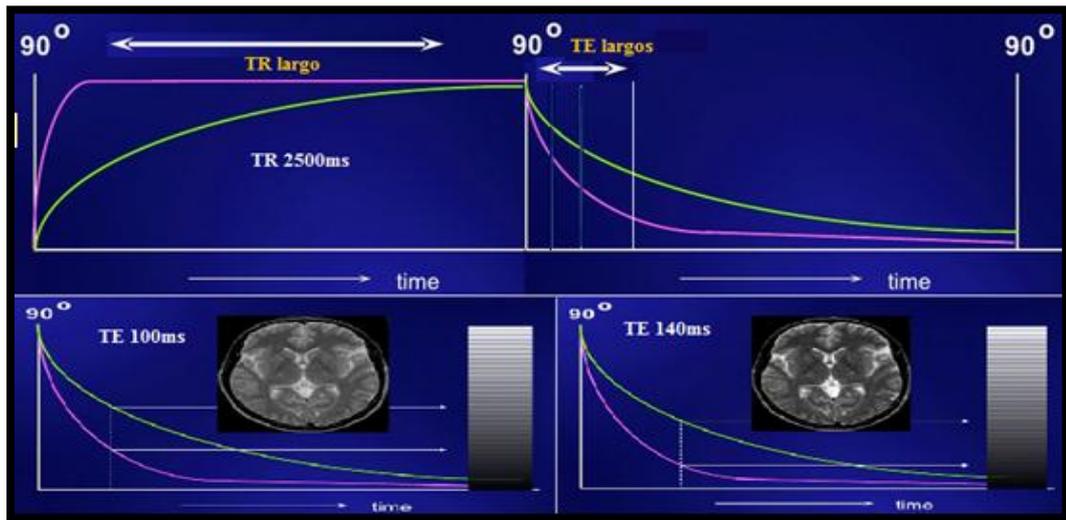


Figura 2.56 Imágenes de tejidos potenciadas en T2.

Fuente: Principios Físicos de la generación de la señal. [ref. de 10 de enero de 2013] Disponible en: www.slideshare.net/GADOLINIO/05-t1-y-t2-contrast

Una imagen es potenciada en T2 para tiempos próximos de $TR > 1500\text{ms}$ y $TE > 80\text{ms}$.

4.6 Imágenes potenciadas en densidad protónica DP

Es una imagen de un estado medio entre T1 y T2, es decir si alargamos el TR de una imagen potenciada en T1 y reducimos el TE de una potenciada en T2, lo que produce es una imagen gris no existen tejidos ni muy brillantes ni muy oscuros, representando esto la densidad o cantidad de protones existentes en el tejido. A continuación se aprecia una imagen con TR de 2500ms y TE de 20ms (ver Figura 2.57)

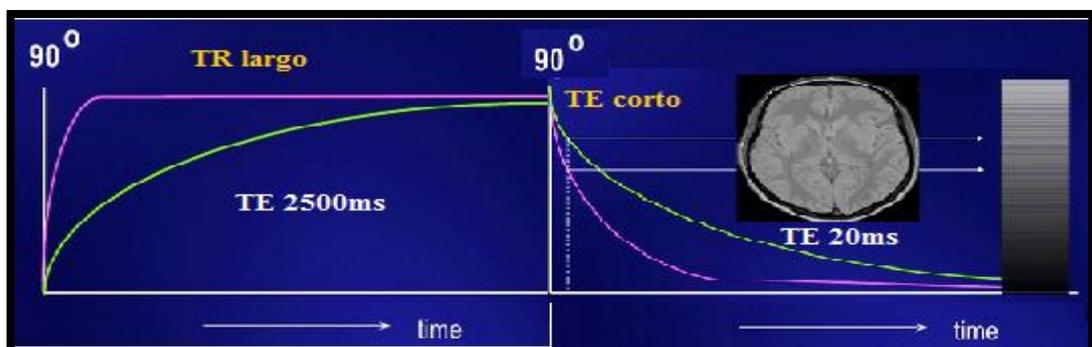


Figura 2.57 Imágenes de tejidos potenciadas en T2.

Fuente: Principios Físicos de la generación de la señal. [ref. de 20 de enero de 2013] Disponible en: www.slideshare.net/GADOLINIO/05-t1-y-t2-contrast

4.7 Terminología de señales y contraste entre T1 y T2

Las imágenes como se ha visto están relacionadas con una escala de grises(ver Figura 2.58), esto conlleva a decir cuando son las señales de los tejidos hipertensas es decir alta intensidad, Hipointensas o baja intensidad, e isointensas de media o intermedia intensidad.

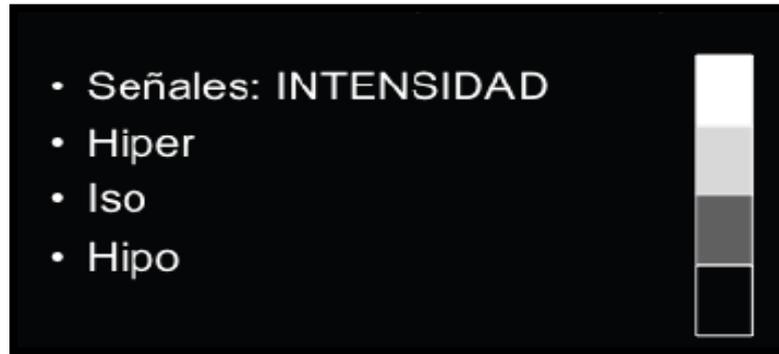


Figura 2.58 Intensidad de las señales.

Fuente: MORILLO, Anibal J. APUNTES MAGNÉTICOS: FÍSICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA-SECUENCIAS. (2011). 77p.

Ahora revisemos las diferencias de contraste que existen en escala de grises en imágenes potenciadas en T1 y T2.

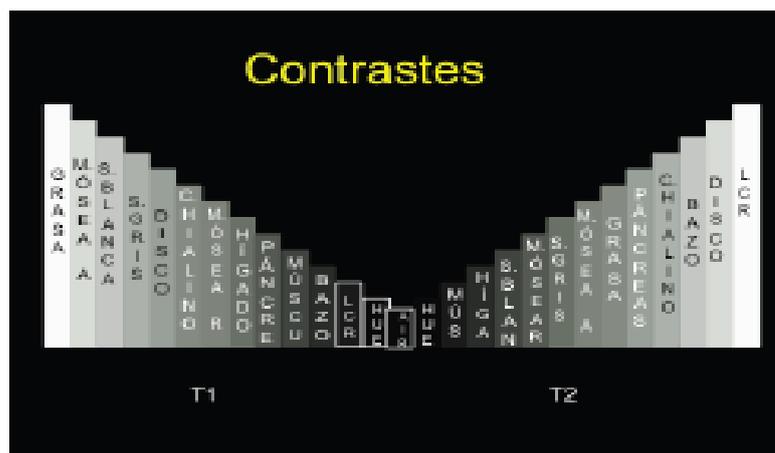


Figura 2.59 Intensidad de las señales.

Fuente: MORILLO, Anibal J. APUNTES MAGNÉTICOS: FÍSICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA-SECUENCIAS. (2011). 77p.

A continuación se muestra algunos valores de tiempos absolutos típicos de tejidos para imágenes en T1 y en T2

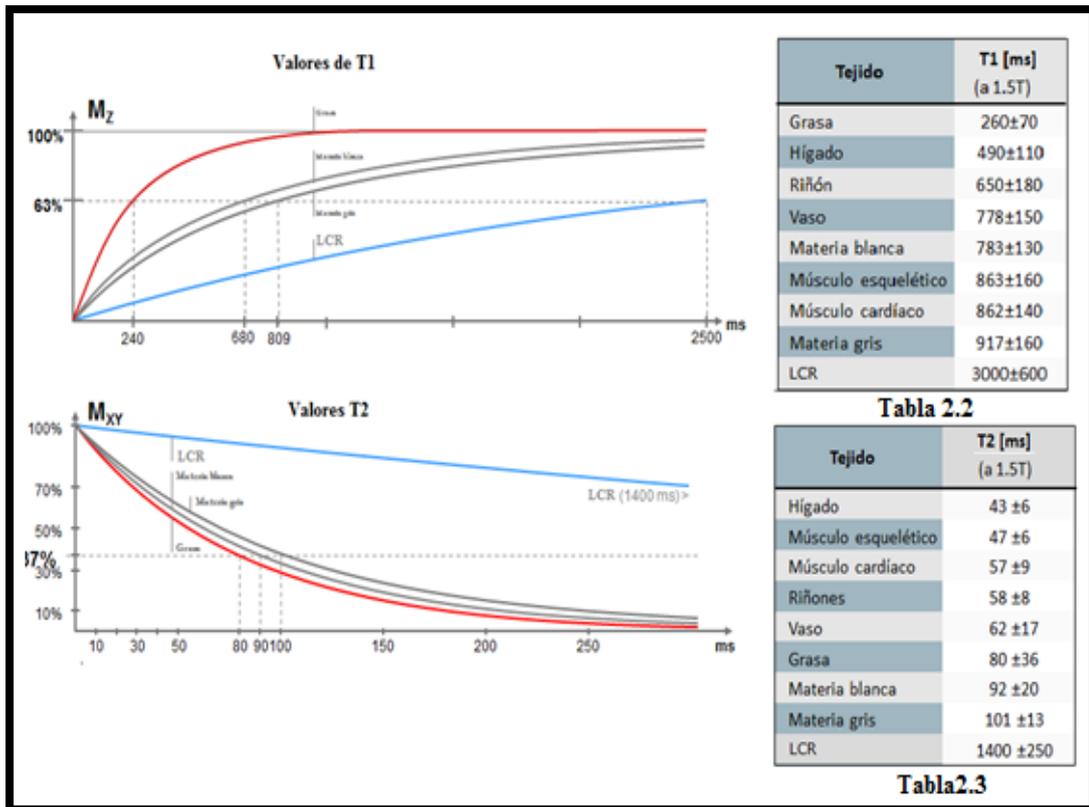


Figura 2.60 Valores en tiempo de tejidos en T1 y T2.

Fuente: Ing. GEIDO Daniel. RESONANCIA MAGNÉTICA .Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la Republica. [ref. 25 de Enero 2013]. Disponible en Web: www.iie.fing.edu.uy/~mdavid/ib/MRI2008.pps

4.8 Secuencias básicas en IRM

Las secuencias son el conjunto de pulsos de RF que permiten la formación de la imagen de cada corte o sección, información que a su vez se encuentra en una matriz. Para ello es necesario aplicar una secuencia de pulsos tantas filas como tenga la matriz final por lo que primero se revisa el tipo de secuencias básicas usadas para a continuación ver como se forma la matriz de la imagen.

El tipo de secuencias a revisar son Espín-Eco, Inversión-Recuperación y Eco-Gradiente.

4.8.1 Secuencia Espín-Eco (SE)

Es la técnica más elemental (ver Figura 2.61) para la obtención de un estudio de IRM, permite ver un contraste rápido de los tejidos y es una técnica muy usada. Primero se comienza con un pulso de 90° , haciendo que incline el vector M sobre plano transversal, haciendo que giren en fase los protones, a medida que el tiempo pasa se desfasan por la relajación y justo a un tiempo $TE/2$ (mitad de TE) se envía un pulso de 180° que sirve para refasar nuevamente a los protones y captar esta señal (eco) por otro $TE/2$ sabiendo que la señal se atenúa conforme pasa el tiempo por el decaimiento libre de inducción (*FID*). Simultáneamente junto con el pulso de 90° se aplica un gradiente de campo codificado en fase y frecuencia (se verá más adelante) para obtener una excitación determinada del lugar a donde se quiere observar el tejido (selección de corte).

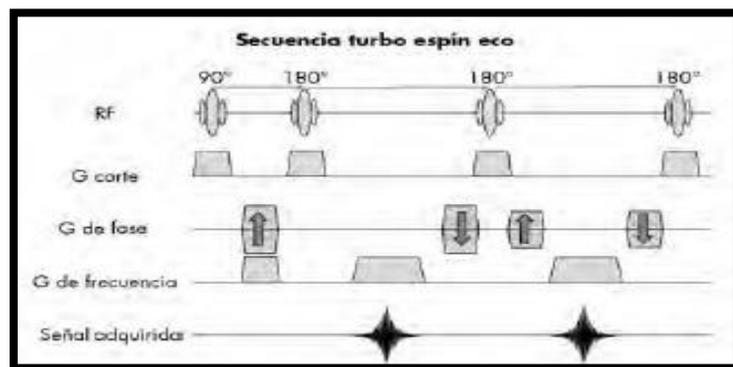


Figura 2.61 Secuencia Espín-Eco

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

Este tipo de secuencia es quien produce imágenes potenciadas en T_1 , T_2 y DP. Su mayor ventaja en esta secuencia es la corrección de heterogeneidades producidos por el campo magnético del imán al refasar a los protones con pulsos de 180° .

4.8.2 Secuencia Inversión-Recuperación (IR)

Es una modificación de la anterior, en esta secuencia se empieza con un pulso inicial de 180° (ver Figura 2.61). Este estímulo previo es quien constituye la inversión del vector M existiendo más protones en antiparalelo. El valor de magnetización T_1 sería

el doble y esto produce que exista más contraste entre los tejidos. Tras un tiempo de inversión TI (seleccionable por el operador 100 y 3000ms) se envía un pulso de 90° con el cual se capta la señal.

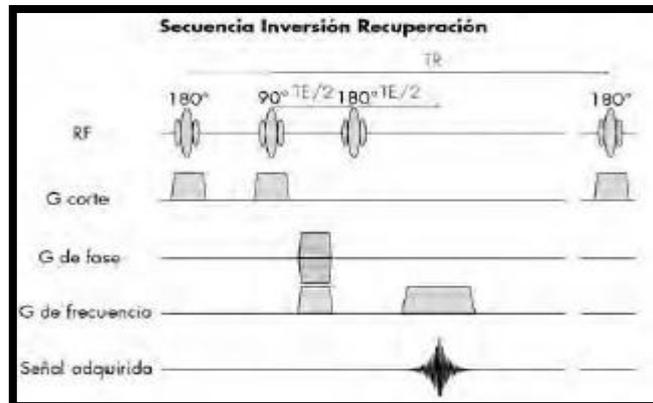


Figura 2.62 Secuencia Inversión-Recuperación

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

De acuerdo de cómo se escoja el TI se puede anular ciertas señales de tejidos. Si TI es corto (110-130ms a 1,5T) elimina por ejemplo tejidos como la grasa por tener tiempos cortos de recuperación. A esta secuencia se le denomina STIR (*Short Time Inversion Recovery*). Un ejemplo de esta secuencia se muestra en la Figura 2.63b un corte axial que al aplicar esta técnica aumenta el contraste identificando a simple vista una patología a nivel del hígado.

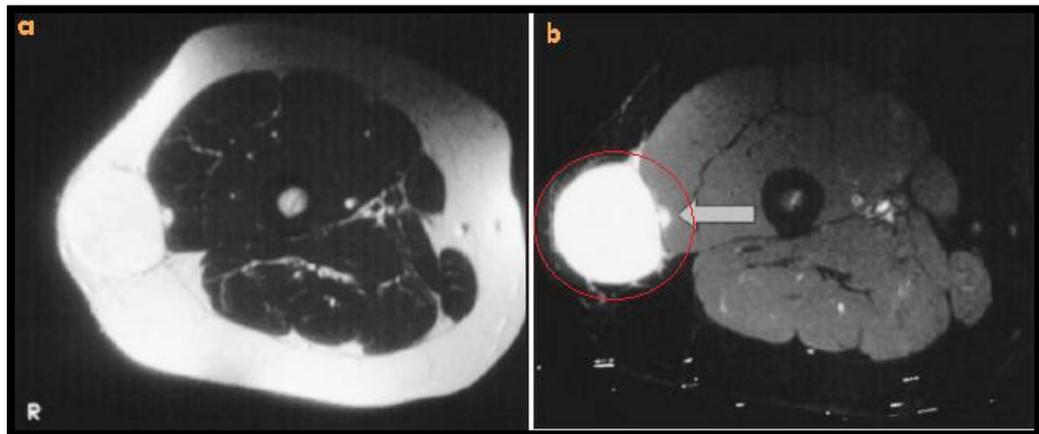


Figura 2.63 En (a) un corte axial del hígado en SE, al aplicar STIR en (b) señal nula de grasa y permite ver la patología.

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

Si se escoge TI un poco más largo (1600-2800ms a 1,5T) elimina la señal de los líquidos como el LCR con esto resalta la patología adyacente, se le conoce a esta variación de secuencia como *FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery)*.

4.8.3 Secuencia Eco-Gradiente (EG)

Es una secuencia que utiliza el gradiente para desfasar 180° grados es decir sin necesidad de pulsos de RF. Con el gradiente se logra invertir el campo magnético local donde está expuesto el tejido. Esta secuencia es parecida a la SE pero con menor tiempo lo que hace que se use ángulos menores a 90° generalmente de 10° a 70° estos ángulos se les conoce en inglés como *flip angle* y dependen del tiempo que se escoja (TR), por ejemplo si se escoge un TR largo la relajación transversal será mayor y por tanto mayor contraste. El problema está en si se escoge ángulos grandes implica TR largos y por tanto resulta una relajación longitudinal mayor, por el contrario con ángulos pequeños el TR es menor y la relajación transversal sería demasiado pequeña y tiende a perder su contraste. A continuación se muestra este tipo de secuencia (Figura 2.64)

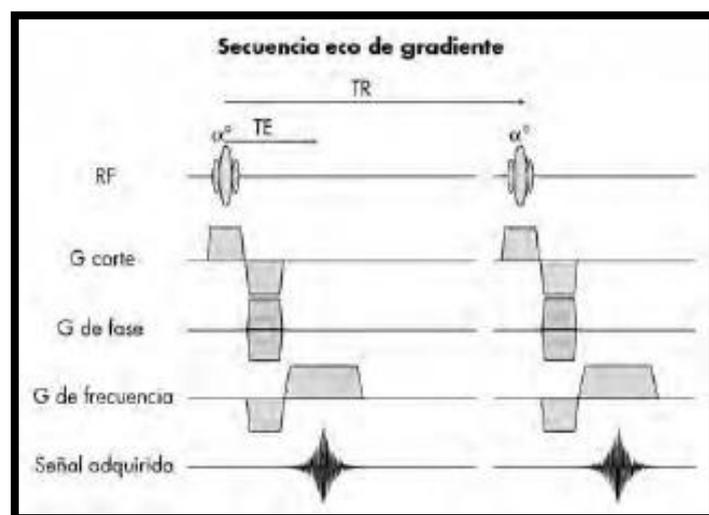


Figura 2.64 Secuencia Eco-Gradiente

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

La ventaja de esta secuencia es manejar tiempos cortos, debido a que es más rápido aplicar un pulso de refase por gradiente que por RF, llegando a tiempos incluso de $TE=1\text{ms}$ y por tanto estos tiempos influye en la rapidez de crear una imagen.

4.9 Codificación espacial de la señal de relajación

Como se vió en el capítulo 2 las bobinas de gradiente se encuentran dispuestas en pares, un par para cada eje (x,y,z) circulando corrientes contrarias en cada par. Se indicó además que los gradientes modifican el campo magnético principal haciendo que se concentre en partes específicas donde se realiza el estudio (corte o sección del tejido). Con ello permite que resuenen por cada plano de estudio a una frecuencia diferente y lograr cortes en los tres planos x,y (axial), plano y,z (sagital) y el plano x,z(coronal). Con la ayuda del pulso de RF permitirá seleccionar el grosor de los cortes.

Con estos tres pares de bobinas no solo se crean imágenes en los planos axial, sagital y coronal sino que se puede seleccionar en la consola del operador la dirección que desea crearla y esto hará que el ordenador envíe el conjunto de intensidades de corrientes a las bobinas para crear un gradiente magnético perpendicular a la sección deseada. Ahora se indica cómo están codificados estos gradientes tanto en frecuencia como en fase para saber de dónde proceden las señales adquiridas y empezar a construir la imagen.

4.9.1 Codificación en frecuencia

Se debe conocer que el gradiente donde se selecciona el corte se le denomina gradiente de selección de corte, por ejemplo $G(z)$. Con este gradiente los distintos núcleos en todo este plano deben estar todos en precesión a una misma frecuencia y en fase (Figura 2.65)

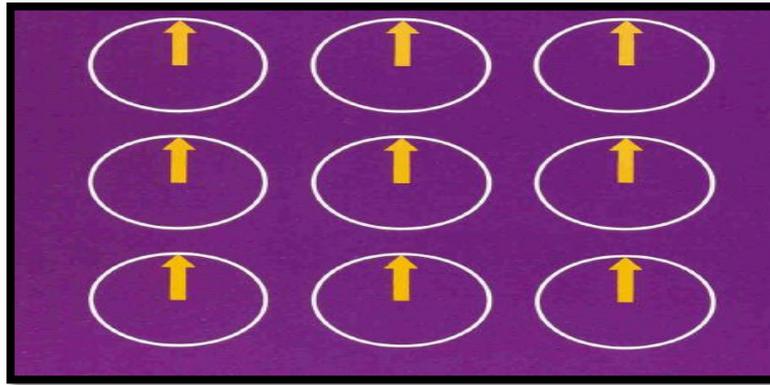


Figura 2.65 Protones procesando a la misma frecuencia sobre un plano de corte

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999.

En ese momento se abre un gradiente por uno de los lados por ejemplo $G(y)$ que se superpone al campo magnético externo disminuyendo la intensidad de izquierda a derecha y esto hace que los protones de cada columna tengan diferentes frecuencias (Figura 2.66).

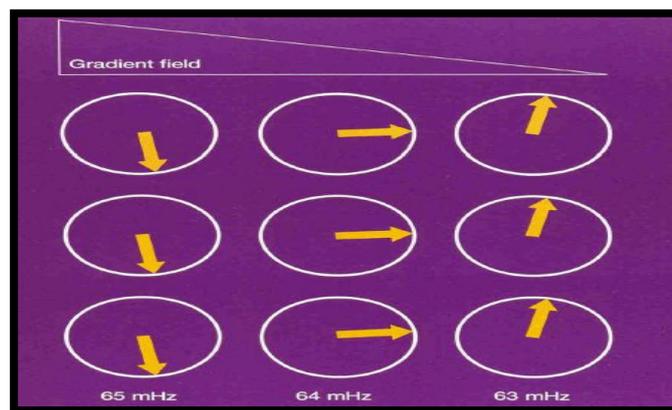


Figura 2.66 Codificación en frecuencia

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999

Con ello ya logramos lo que se denomina codificación en frecuencia. Ahora sabemos de qué columna proviene la señal pero no de qué punto exactamente, para ello revisemos la codificación en fase.

4.9.2 Codificación en fase

Ahora escojamos a una columna (65Mhz) de la Figura 2.66, como se aprecia los protones de esa columna están en fase después del pulso de RF. Se aplica ahora el

otro gradiente que nos queda $G(x)$ sobre esa columna en un tiempo corto y lo que hace es acelerar a los protones de acuerdo a la intensidad del gradiente que se aplica. Al momento que se corta el gradiente sobre ese eje los protones precesan nuevamente a la misma frecuencia pero lo que se logró es que su fase haya variado (ver Figura 2.67). Con ello se logra el gradiente de codificación en fase.

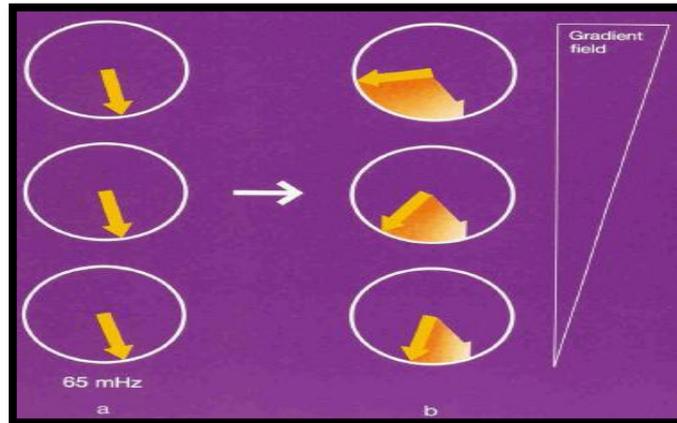


Figura 2.67 Codificación en fase.

Fuente: DR HANS H. Schild-Alemania IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1999

Con esto se ha logrado codificar en fase y frecuencias las señales que de aquí pasaran mediante una herramienta matemática denominada Transformada de Fourier prácticamente se logra ya reconstruir la imagen.

A continuación se muestra una gráfica de cómo se superponen los gradientes en los tres planos sobre el campo principal B_0 .

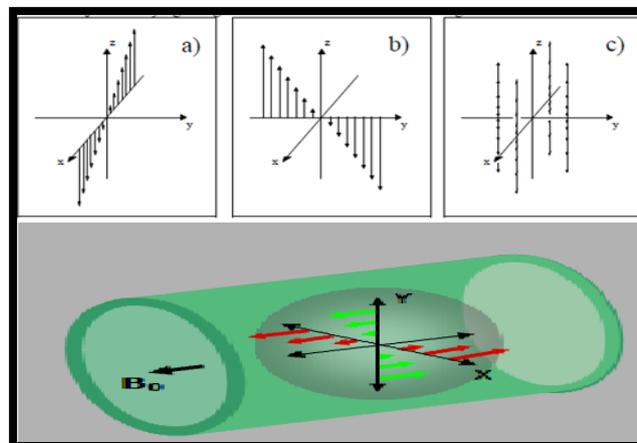


Figura 2.68 Gradientes de los planos x,y,z.

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

4.10 Transformada de Fourier (TF)

La transformada de Fourier permite la reconstrucción de la imagen una vez obtenidos las diferentes frecuencias (dim-frec) y fases (dim-fase) producidas por los ecos de la relajación.

Estas transformadas pasan del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia (ver Figura 2.69) para su respectivo análisis, cada eco recogido de forma ordenada son digitalizados y representados en valores de frecuencia espacial denominada espacio k .

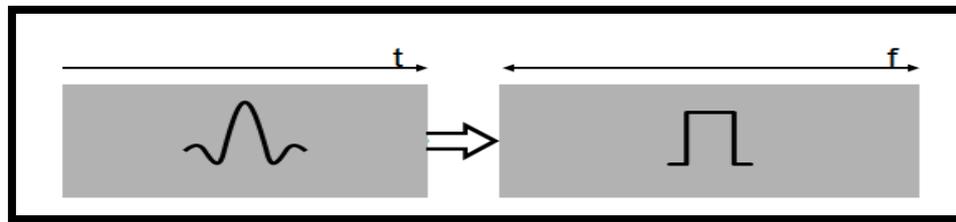


Figura 2.69 Transformada de Fourier

Inicialmente las señales producidas por el relajamiento son señales de RF analógicas recogidas mediante una antena receptora, esta señal pasa por un convertidor analógico digital CAD que muestrea cada determinado tiempo para digitalizarla obteniendo una señal discreta. Cada conjunto de señales se encuentran inmersos en una frecuencia base de precesión (frecuencia de la portadora en MHz) con el cual fueron excitados ese conjunto señales, al conjunto de estas señales que se encuentran dentro de esa frecuencia base se denomina ancho de banda, y se debe entonces liberar a ese conjunto de señales (ecos) de la portadora que es la información con la que se trabaja esta información está en el orden de los KHz, a este proceso de separar la portadora de la información útil se denomina demodulación de la señal.

Para poder digitalizar las señales al menos se debe tomar al doble de la frecuencia máxima para poder reconstruirla al momento de pasar nuevamente al dominio del tiempo. Estas señales provenientes de cada eco se encuentran digitalizadas y son

colocadas en una línea de la matriz de espacio k. En la Figura 2.70 se muestra el proceso de digitalización de la señal hasta formar la línea del espacio k.

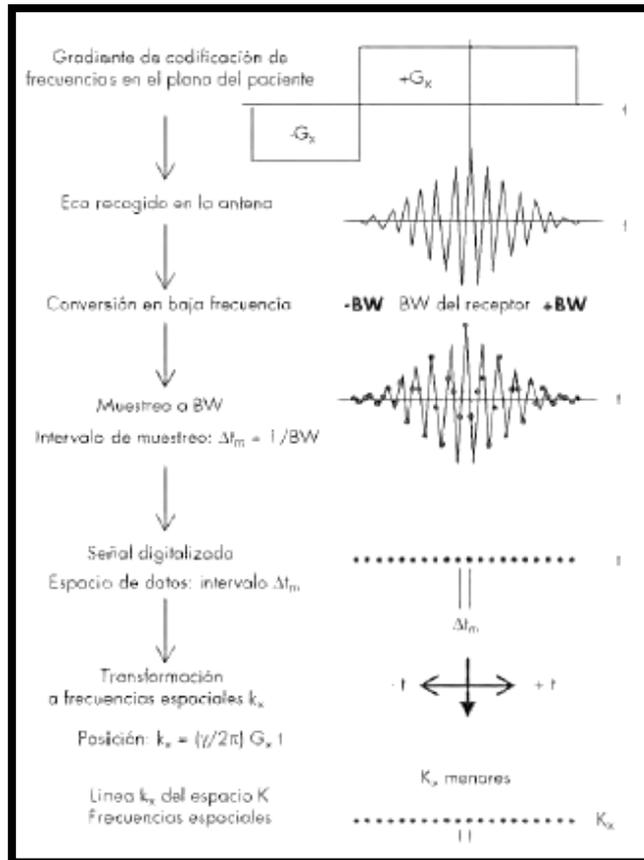


Figura 2.70 Digitalización del Eco

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

La matriz de espacio K es donde se encuentran los datos codificados de fase y frecuencia, teniendo valores reales e imaginarios. Al aplicar la TF lo que se produce es asignar a cada valor de cada eco digitalizado de acuerdo a la intensidad del eco un valor cromático dentro de la escala de grises, y con esto ya finalmente se obtiene la imagen de IMR. En la Figura 2.71 muestra el proceso de reconstrucción de la imagen.

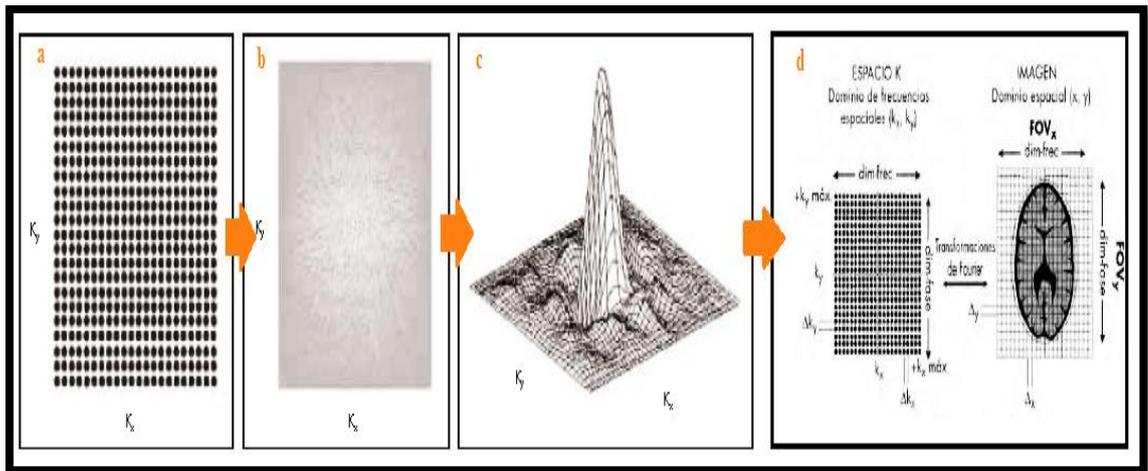


Figura 2.71 En (a) se obtiene la matriz de espacio K representada simbólicamente, en (b) es la matriz K real, en (c) el espacio K en tres dimensiones con valores cromáticos de acuerdo a la intensidad del eco y en (d) la reconstrucción de la imagen.

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

4.11 Definición de Voxel

Es un conjunto de protones que forman un volumen pequeño, de composición idealmente homogénea en el cual su densidad de magnetización protónica se representa por el brillo de un pixel en una imagen de IRM, dos ejes forman el pixel y el tercero es el ancho del corte. El *Voxel* es la unidad de volumen mínima de una matriz tridimensional.

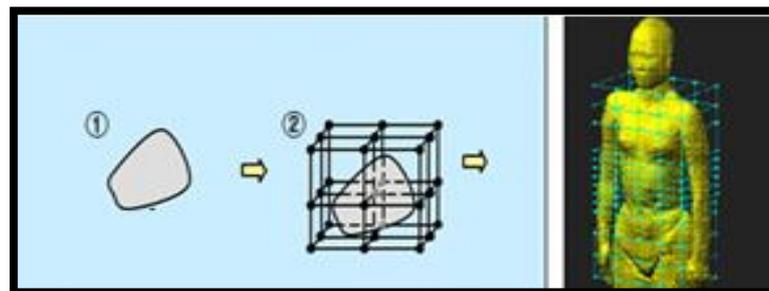


Figura 2.72 Voxel

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

Un *Voxel* por tanto determinaría la resolución de la imagen.

4.12 Parámetros que definen la calidad de la imagen

Los parámetros responsables de la calidad de imagen son 4 y se nombran a continuación:

1.- Relación Señal Ruido(S/R): es la relación entre la amplitud de la señal útil y la media de la amplitud del ruido, ambos captados por la antena receptora. La señal útil es quien capta la antena receptora producido por la inducción de la señal en voltios de la relajación nuclear y en tanto que el ruido es producido por el sistema, la adquisición de la señal y por el paciente. Para mejorar esta relación se incrementa la señal disminuyendo el ruido.

Esto se logra con una excitación mayor de protones y obteniendo así un *voxel* con mayor intensidad de señal, otra manera es manteniendo constante la matriz y aumentando el campo de la imagen seleccionado (FOV) o a su vez constante el FOV y disminuyendo la matriz. Entre otros factores que se pueden modificar son el TR y TE ya que si se escoge tiempos cortos la señal es pequeña. El ángulo de inclinación es otro factor, dependiendo de cuanto se incline dependerá si la señal es pequeña o grande para inducir a la antena receptora.

2.- Relación Contraste Ruido(C/R): es la diferencia existente entre dos señales de áreas adyacentes. Está determinado por los parámetros de las secuencias a usar. Depende directamente de T1, T2, densidad protónica y los tiempos de repetición y eco (TR y TE). Como se conoce estos tiempos están dados por las propiedades intrínsecas de cada tejido haciendo diferente el pulso de RF de acuerdo el tejido y por tanto el vector en el plano transversal sea diferente determinando el contraste de la señal.

3.- Resolución Espacial: está dado por el tamaño del *voxel* y es la capacidad de demostrar estructuras anatómicas de pequeño tamaño en la imagen. Los parámetros

que intervienen son: el grosor de corte, el campo de imagen (FOV) y la matriz de imagen. Si se disminuye el *voxel* aumenta la resolución espacial, pero existe un problema si se mejora la resolución espacial disminuye la relación señal ruido. Otra manera es disminuir el corte o el FOV y aumentar la matriz.

4.-Tiempo de adquisición de la imagen: está ligada con el movimiento del paciente ya que deteriora la imagen, en cuanto menor sea el tiempo de adquisición la probabilidad de que sea afectada por dicho movimiento será menor. Un parámetro es el TR, si es menor la magnetización longitudinal será menor y por tanto menor tiempo para adquirir hay que tener en cuenta que se tendrá menor S/R. Otro parámetro es el número de adquisiciones que se realizan pudiendo disminuir la adquisición en fase esto implicaría que los datos inexistentes lo calcule el sistema. Un último parámetro es obtener un eco fraccionado mediante la reducción del TE, esto ocasiona que solo se capte ciertas frecuencias y el resto calcule el equipo.

A continuación se muestra una tabla resumida de las relaciones que existe en los parámetros que definen la calidad de imagen.

Relación entre los parámetros de imagen y los factores que intervienen en la calidad de imagen			
Parámetros de imagen	Relación S/R	Resolución	Tiempo de adquisición
↓ FOV	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ Matriz (↑ área de píxel)	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ Grosor de corte	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ TR	↓ S/R		↓ Tiempo de adquisición
↓ Número de adquisiciones/excitaciones	↓ S/R		↓ Tiempo de adquisición

Tabla 2.4: Relaciones de los parámetros de la calidad de imagen en IRM

Fuente: Dr HANS H. Sch ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA – Buenos Aires; Madrid (2007). 123p

4.13 Conclusiones

Se ha comprendido que el tiempo T1 es el tiempo de relajación longitudinal, su relajación está afectada por la composición molecular del medio, en cuanto que el T2 es el tiempo de relajación transversal, afectado por el campo magnético de los protones vecinos y de las inhomogeneidades del campo externo.

De acuerdo de cómo se escojan los tiempos TR y TE se obtiene imágenes potencias en T1, T2 y DP. Si TR y TE son cortos predominan en T1 y si son largos en T2, para la densidad protónica TR debe ser largo y TE corto. La diferencia entre T1 y T2 se revisó que el cerebro en T1 tiende a ser blanco (más intenso) y en T2 a más gris. En densidad protónica es un estado intermedio entre T1 y T2.

En IRM existen secuencias la cual son pulsos de RF enviados cada determinado tiempo para excitar los núcleos y captar dichas señales. Se estableció tres secuencias básicas en la cual la de SE comienza con un pulso inicial de 90° y después continúa con pulsos de 180° para el reenfoque. En la secuencia IR es similar a la anterior pero su pulso inicial es de 180° . La secuencia que era un poco diferente era la de GE que solo con las bobinas de gradientes invertía a los protones 180° aumentando la velocidad de adquisición.

Las señales de relajación eran codificadas en frecuencia y en fase para saber de qué lugar provenían, estas señales pasaban del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia mediante las Transformadas de Fourier quien asignaba un valor cromático en escala de grises para finalmente reconstruir la imagen de los datos obtenidos en la matriz de espacio k. Se definió al *voxel* como la unidad mínima de volumen de un tejido en el cual el área representa el píxel y el ancho es el espesor del corte.

Finalmente se vio los cuatro parámetros y las relaciones que existen entre ellos y de acuerdo al estudio a realizar en IRM seleccionar que se desea mejorar en la calidad de la imagen y el tiempo con la que se quiera obtener la imagen.

CAPÍTULO V

APLICACIONES DE LA IRM Y SUS AVANCES TECNOLÓGICOS

5.1 Introducción

En este capítulo final se tratara de informar que aplicaciones tiene la resonancia magnética orientada al diagnóstico clínico, las ventajas / desventajas de esta técnica y sus avances tecnológicos.

5.2 Aplicaciones Clínicas de la IRM

Desde el nacimiento de esta técnica y sus continuos avances en el área médica, la IRM se ha establecido ya como un método eficaz de diagnóstico por imagen, siendo en muchos casos la principal herramienta diagnóstica, desplazando a otros procedimientos en muchas indicaciones, sobre todo a la tomografía axial computarizada(TAC), pero también a otras técnicas radiológicas y ecográficas.

Como se ha revisado la IRM explora prácticamente todas las regiones del cuerpo humano y para ello lo se lo divide en seis partes y son:

- 1) Cráneo
- 2) Cuello
- 3) Columna vertebral
- 4) Tórax
- 5) Abdomen
- 6) Músculo esquelético

Aplicaciones a nivel de cráneo: Las aplicaciones más comunes son las neurológicas. Este tipo de exámenes muestra detalladamente los tejidos del cerebro y sus nervios. Un estudio por IRM permiten detectar si un *bypass* se encuentra funcionando, detectar daños cerebrales producidos a causa de una lesión o un accidente cerebrovascular. Permite diagnosticar, vigilar varias enfermedades y trastornos que afecten al cerebro.

A continuación se muestra un examen por resonancia magnética que reporta en primera instancia un cerebro normal (Figura 2.73a), a continuación un cerebro con una metástasis (crecimiento de un tumor o cáncer que se desplaza hacia otro sector de su lugar normal) ver en Figura 2.73b, y un cerebro con un absceso cerebral (hinchazón producido por presencia de hongos o bacterias) Figura 2.73c.

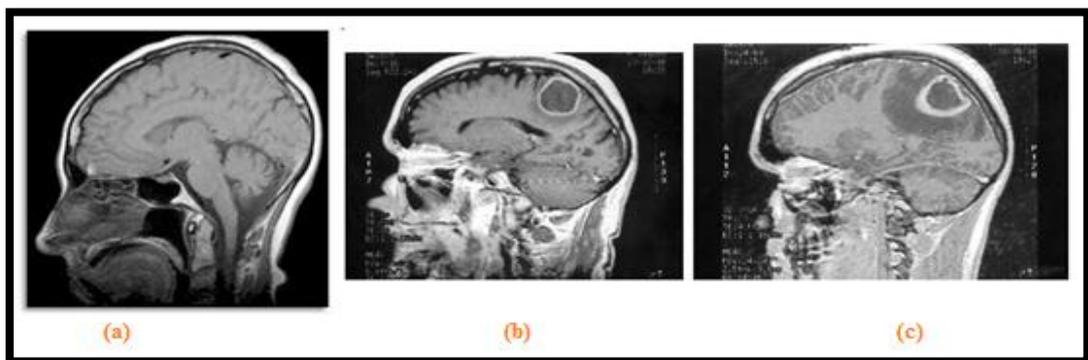


Figura 2.73 Aplicaciones neurológicas

Fuente: Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Argentina. 2012

Otro tipo de estudio en este grupo son las oftálmicas para verificar problemas de visión, también se realiza exámenes para problemas auditivos, incluso en aplicaciones odontológicas, entre otros.

Aplicaciones a nivel del cuello: permite obtener imágenes de los tejidos blandos y los órganos del cuello como son: la garganta, amígdalas, adenoides, vías aéreas, la tiroides entre otras glándulas. También es posible ver los vasos sanguíneos y la parte superior de la médula espinal. Estudio que se realiza por existencia de dolor en el cuello junto con debilidad, entumecimiento u otros síntomas.

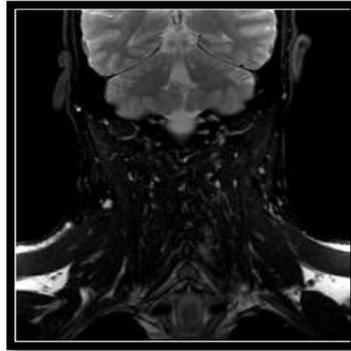


Figura 2.74 IRM del cuello

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Aplicaciones a nivel de la columna vertebral: Se obtienen imágenes de gran definición de la columna cervical, dorsal, lumbar (ver Figura 2.74). Permite identificar defectos congénitos de la columna vertebral, infecciones, lesiones o traumatismos. Esclerosis múltiple (endurecimiento del tejido, enfermedad del sistema nervioso que afecta al cerebro y medula espinal). Tumor o cáncer a la columna vertebral.



Figura 2.75 IRM de columna vertebral

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Aplicaciones a nivel de Tórax: se observa imágenes de la cavidad torácica, la pleura el corazón, el mediastino (se encuentra entre los pulmones), los vasos, las mamas, con gran calidad de imagen y con cortes en cualquier plano. Evalúa cáncer al pulmón que en la TAC no se le puede evaluar. Determinar el grado de propagación de los tumores. Observar anatomía del corazón y evaluar su funcionamiento en todas las glándulas que lo componen. Observar el flujo de sangre desde y hacia el corazón.

Visualizar los ganglios linfáticos y vasos sanguíneos, determinar trastornos de los huesos del tórax, entre otros más.



Figura 2.76 IRM a nivel de tórax

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Con la ayuda de líquido de contraste por lo general el gadolinio permite ver y luego reconstruir en imágenes de 2D y 3D por ejemplo de un estudio angiográfico de la aorta torácica, información muy prescindible en situaciones que el paciente necesite cirugía (por aneurisma aortica).



Figura 2.77 Angiografía de la válvula aortica.

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Aplicaciones a nivel de Abdomen: Dentro de esta parte del cuerpo se realiza estudio por IRM de hígado, riñones, glándulas suprarrenales, bazo, intestino, páncreas, tracto biliar, los órganos pélvicos como el aparato reproductor masculino (testículos y próstata) y femenino (útero y ovarios). Permite diagnósticos de enfermedades del hígado, como cirrosis, tumores, enfermedades del intestino delgado, colon, recto y ano. Enfermedades en los conductos biliares, conductos pancreáticos y vesícula biliar.

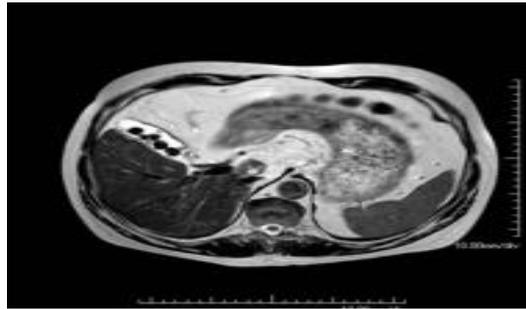


Figura 2.78 IRM de Abdomen.

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Incluso diagnóstico de malformaciones o seguimiento del bebé en el interior del vientre (se realiza el examen preferentemente después de los tres meses de gestación).



Figura 2.79 IRM Fetal.

Fuente: CENTRO MEDICO TEKNON. Resonancia Magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>

Aplicaciones Músculo esquelético: permite ver las articulaciones principales del cuerpo, los tejidos blandos de las extremidades, revisar lesiones y fracturas de hombro, brazo, codo, antebrazo, muñeca, dedos, caderas, rodillas. Se aprecia con este estudio anomalías en las articulaciones como desgarre de tendones y ligamentos, además tumores que afectan a huesos y articulaciones entre otras aplicaciones.



Figura 2.80 IRM de la articulación de la muñeca.

5.3 Ventajas y Desventajas de la IRM

Entre las ventajas de la IRM se tiene:

- Es una técnica que no emite radiaciones ionizantes y esto reduce mutaciones celulares o cáncer.
- Es un estudio no invasivo que no causa dolor.
- Permite visualizar en cualquier plano del espacio (sagital, coronal y axial) las diferentes estructuras anatómicas sin necesidad de introducir nuevamente al paciente a otro estudio.
- Reconstruye las imágenes en 2D y 3D y realiza estudios angiográficos con o sin uso de líquidos para contraste por vía intravenosa.
- Alta resolución pudiendo distinguir tejidos anormales de los tejidos normales con mucha más precisión ante otros exámenes de diagnóstico por imágenes .
- Permite observar pequeños desgarros o lesiones que se ocultan por los huesos al aplicar otras técnicas de imágenes como rayos X.
- El paciente se encuentra siempre comunicado con el radiólogo durante la exploración.
- Realiza exámenes de todo el cuerpo como estudios cardíacos, musculoesquelético, mamas, seguimiento de la evolución del feto a partir de los tres meses, abdomen, pélvicos, vasculares y uno importante el estudio funcional del cerebro.
- Muestra información directa sobre procesos metabólicos en vivo proporcionando imágenes en tiempo real.

Las desventajas son:

- No se puede realizar a pacientes que posean en su cuerpo materiales magnetizables ya que pueden ser heridos o incluso producir el fallecimiento por el alto campo que produce el iman, a mas de producir artefactos(voxels fantasmas o no pertenecientes de la zona explorada) que difieren en la calidad de la imagen y como consecuencia un mal diagnóstico del paciente.
- En ciertos exámenes se usa el líquido de contraste por vía intravenosa y puede ser dañino para pacientes con problemas renales que requieran diálisis.
- Dependiendo del tipo de examen a realizarse y zona de exploración este equipo se demora entre 30 y 45 minutos en obtener la imagen. Cabe resaltar que hoy en día existen equipos que ocupan menor tiempo en un estudio de IRM.
- No pueden realizarse en pacientes con claustrofobia, pero como se revisó existe resonadores magnéticos abiertos para este tipo de pacientes.
- Al momento de realizarse el estudio ya dentro del imán existe demasiado ruido causado por los gradientes que perturba la tranquilidad del paciente.
- Un estudio por IRM es muy costoso en relación a otras técnicas de imágenes.
- El paciente no debe moverse y coordinar con el radiólogo el momento de inhalación y exhalación para efectuar el examen, esto para obtener una buena calidad de imagen.

5.4 Avances tecnológicos de la IRM

El futuro de la IRM está en utilizar imanes con un ultra campo magnético (UHF). En el 2009 ya han sido implementados equipos de 7 Teslas en Europa, Asia y Estados Unidos; incluso equipos de 11,7 Teslas ya han sido probados en humanos, en animales hasta los 16 Teslas y a nivel microscópico en estudios ex-vivo (estudios de células o microorganismos fuera del organismo) se alcanzó los 21 Teslas.

El usar equipos resonadores en el área clínica de UHF nos permite mejorar aún más la resolución espacial, siendo interesante observar nuevos detalles de tejidos anteriormente no vistos y de acuerdo a los especialistas en análisis anatómicos, afirman que estas imágenes se visualiza estructuras que ni por medio de disección se puede apreciar dichas estructuras y lo mejor de esto es que se observa con esta técnica no invasiva.

A continuación se muestra la diferencia en imágenes obtenidas de un cráneo, la una al aplicar 3 Teslas (Figura 2.81a) y otra aplicada 7 Teslas (Figura 2.81b).

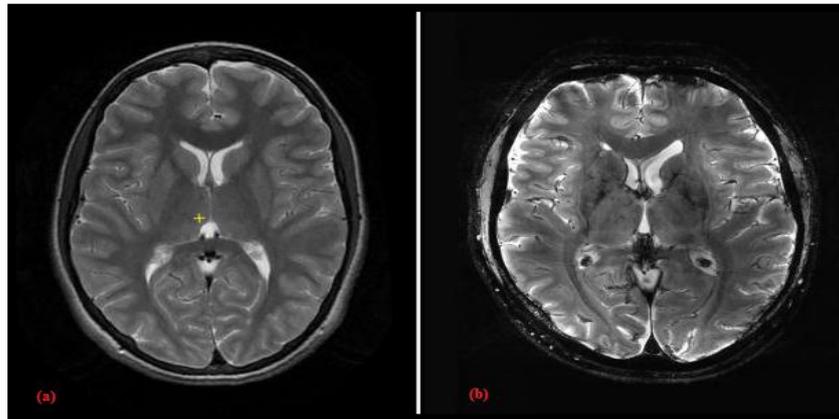


Figura 2.81 En estas imágenes se muestra cortes axiales del cerebro en (a) aplicado 3T y en (b) 7T.

Fuente: ASOCIACION MADRILEÑA DE TECNICOS DE RADIOLOGÍA. Pasado, presente y futuro de la resonancia magnética. [ref. 20 de Febrero de 2013]. Disponible en Web: http://www.amter.org/publicaciones_sept_10.html

Con estos resonadores magnéticos con UHF a más de tener una mayor resolución espacial se tiene exploraciones con mayor rapidez de obtención de imágenes ya que a

mayor campo mejora la relación señal ruido y reduce el tiempo de adquisición. Otra ventaja es que se tiene mayor nitidez de imagen lográndose ver estructuras muy pequeñas con lo que se evita el líquido de contraste.

Los avances de esta técnica se plasman en la detección de patologías de una forma temprana para poder combatir las, en donde el médico actualmente al detectar tumores cancerígenos aplica radioterapia para destruir el tumor, esperando semanas para ver el proceso de disminución de éste, y con la incertidumbre de si lo está haciendo correctamente, pero ahora lo que se viene en el futuro de estos equipos de UHF se observara la destrucción celular en tiempo real y se toma inmediatamente decisiones de acuerdo a los resultados sobre el tratamiento aplicado.

Un equipo de última tecnología se revisó en una visita técnica realizada en un hospital en la ciudad de Buenos Aires-Argentina. Este equipo poseía una sincronización con el complejo QRS del corazón (representación gráfica de la despolarización ventricular del corazón) el cual ya no necesitaba el radiólogo avisar cuando contener la respiración el paciente, este es un avance muy importante para la comodidad del paciente y además contaba con un software que permitía mejorar la imagen obtenida aun después de que el paciente se haya movido, contaba además con todas las antenas de RF exclusivas para cada zona del cuerpo. El equipo implementado fue un Philips de 3T y fue uno de los 7 equipos importados al culminar el 2012 en Argentina. A continuación se muestra una fotografía del equipo revisado en dicha ciudad.



Figura 2.82 Resonador Magnético de 3T de última tecnología revisado en Argentina.

Los avances en IRM están dándose en la realización de autopsias virtuales en donde se obtiene un mapa con las lesiones del cadáver siendo un método complementario hoy en día a la autopsia clásica.

Otro avance en el área clínica es la estadificación (extensión y gravedad de una enfermedad cancerosa) de tumores de próstata, haciendo que la prueba no sea muy incómoda como lo es actualmente por medio de otras técnicas, reduciendo tiempos de exploración y el estrés del paciente.

Ahora incluso se crean equipos para IRM móviles como es el caso de la empresa Siemens(ver Figura 2.83) que ya suministra este tipo de equipos siendo una de las tecnologías más innovadoras y equipadas para cumplir con las necesidades clínicas actuales, certificadas para proporcionar una solución completa de resonancia magnética en un entorno móvil.



Figura 2.83 Resonador Magnético Móvil.

Fuente: SIEMENS. Healthcare. [ref. 25 de Febrero de 2013]. Disponible en Web:
<http://healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/mobile-mri-scanner>

Para el futuro de la IRM debe mejorar en cuanto a la refrigeración del sistema, el excesivo ruido que emite al activarse los gradientes, mejorar la homogeneidad del campo magnético aplicado al paciente, el peso del equipo y aunque ya existen técnicas más rápidas de adquisición de imágenes, reducir aún más el tiempo de exploración.

5.5 Conclusiones

Con este capítulo final se aprecia como la resonancia magnética es muy importante en la nueva era de la medicina, realiza la exploración de cualquier órgano o tejido del cuerpo humano con una resolución muy alta que ninguna otra técnica lo puede hacer como es la IRM, permite ver el metabolismo que se produce en los tejidos de una manera no invasiva, identificar tumores tomar decisiones inmediatamente de como eliminarlo de una forma temprana. Hemos revisado que permite el análisis amplias zonas anatómicas como la mamas, el seguimiento de la evolución del feto, la evolución de la próstata siendo un examen muy cómodo evitando el estrés del paciente, ver el sistema cardiovascular mediante angiografía que permiten ver los fluidos en el organismo de venas y arterias. Entre uno de sus grandes avances se desarrolla en neurología pudiendo ver las zonas que se activan mientras el paciente realiza alguna acción para con ello lograr que tipo de trastornos y mal funcionamiento cerebrovascular posee.

Posee esta técnica más ventajas que desventajas y entre su gran ventaja es no emitir radiaciones ionizantes, reconstruye imágenes en 2D y 3D y realiza estudios por angiografía (estudio de los vasos circulatorios) con o sin uso de líquidos para contraste por vía intravenosa, visualiza tejidos blandos que se encuentran pegados al hueso, no causa dolor y posee una gran resolución inalzancable por otras técnicas mediante imágenes.

La IRM aún se sigue desarrollando y mejorando cada día, ya se ve que al aumentar su campo magnético obtienen imágenes con alta resolución logrando imágenes nunca antes vistas de estructuras anatómicas a nivel cerebral. Es una técnica que está en auge y que esta reemplazando a otras técnicas por imágenes con aplicaciones médicas antes no alcanzadas.

CONCLUSIONES.

Al término de este estudio no cabe duda que la Resonancia Magnética es una técnica que ha causado revolución en el área médica, particularmente en imageneología. Su revolución desde sus inicios se debe a la aportación de un conjunto de grandes científicos de diferentes áreas de investigación que iba desde el estudio subatómico hasta el estudio de estructuras moleculares que con el pasar del tiempo y el avance informático permiten hoy en día imágenes con gran resolución y contraste .

El elemento fundamental del estudio fué el hidrógeno (H), que posee una estructura atómica simple y además es muy abundante en nuestro organismo. En este átomo el interés se centran específicamente en su protón (por contener la mayor masa del átomo).

Las características mecánico–cuánticas de éste protón permiten que al someterle a un campo magnético su espín magnético se oriente en dirección del campo externo ejerciendo el movimiento de precesión. Para lograr intercambiar energía con estos protones en precesión se aplica ondas de radiofrecuencia a una frecuencia que sea igual a la que los protones precesan (Frecuencia de Larmour) para entrar en resonancia. Con ello el vector de magnetización cambia de dirección y al suspender la emisión de estas ondas se produce la relajación nuclear de los portones que es donde el sistema de adquisición recoge las señales que se atenúan conforme pasa el tiempo (FID).

Con la ayuda de las bobinas de gradiente que modifican el campo magnético externo o principal se codifican las señales de relajación tanto en fase y frecuencia (para saber de donde surgieron estas señales) que a continuación son muestreadas y

colocadas en una matriz, para finalmente con las transformadas de Fourier obtener la imagen reconstruida de la zona explorada.

Está claro que el tiempo T1 está asociado con la relajación longitudinal, en tanto que el T2 es la relajación transversal y al verse asociado con el desfase de los protones es más rápido que pierdan la fase que recuperarse longitudinalmente.

En esta técnica se obtiene imágenes potenciadas en T1, T2 y DP tomadas según los tiempos TR y TE escogidos en la secuencia de pulsos preestablecida. La diferencia entre la secuencia Espín-Eco e Inversión-Recuperación, se daba en la cantidad de energía que intercambiaba los pulsos de RF para producir pulsos que cambiaban la dirección del vector de magnetización en un inicio en 90° o 180° y el de Eco-Gradiente producía una inversión de dicho vector en 180° solo con el uso de los gradientes.

La calidad de imagen se establece por cuatro parámetros básicos siendo estos: 1) la relación señal ruido, que mientras mayor sea la relación es mejor, 2) la relación contraste ruido, el cual se debe escoger una secuencia adecuada para obtener un buen contraste entre dos señales adyacentes, 3) la resolución espacial, depende del tamaño del *voxel*, el tamaño de la matriz y el FOV, variando estos parámetros se logra ver pequeñas estructuras en la imagen y finalmente el tiempo de adquisición, quien se encuentra ligado con el movimiento del paciente, si el tiempo es menor la imagen tiene menos probabilidad que la imagen muestre estructuras anatómicas falsas.

En cuanto a los componentes de un resonador magnético en su forma básica consta de un *gantry* en el cual está el imán, las bobinas de gradiente, las bobinas de RF, la mesa con un sistema electromecánico para el centrado del paciente y el sistema de refrigeración. Externo al *gantry* existe un sistema de almacenamiento y procesamiento para la visualización de imágenes. La tecnología de los imanes como

se revisó son los permanentes, los resistivos y los superconductivos siendo estos últimos los más usados por obtener grandes campos magnéticos.

Existe en esta técnica muchas ventajas como no emitir radiaciones ionizantes, es no invasiva en la mayoría de exploraciones, no necesita preparación anticipada del paciente como por ejemplo suministro de medicamentos o encontrarse en ayunas y puede continuar con sus labores después de realizarse el examen. Es una técnica que permite imágenes en 3D y con cortes en cualquier plano del espacio, con imágenes de alta resolución. Su desventaja se debe que al manejar altos campos magnéticos altos, no se pueda examinar pacientes con objetos magnetizables y el cuidado a tener con los objetos ferromagnéticos que se encuentren en la sala del IRM.

Finalmente la IRM continúa desarrollándose con equipos que manejan campos magnéticos altísimos UHF que mejoran la resolución espacial permitiendo ver estructuras anatómicas nunca antes vistas, exámenes que logran un menor tiempo de exploración y que actualmente estos equipos se encarga de sincronizar con el paciente la respiración para con ello evitar la contención de aire cada cierto tiempo incomodando al paciente. Ahora se crean unidades móviles totalmente equipadas para realizar estos exámenes y como en todo siempre se tiende a la portabilidad. Esta técnica tiene un gran futuro con increíbles imágenes permitiendo un diagnóstico precoz de patologías inmersas en el cuerpo humano.

BIBLIOGRAFIA

[1]ZUFIRÍA, Laura Oleaga y MARTÍNEZ, Javier Lafuente. APRENDIENDO LOS FUNDAMENTOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA. Madrid-España. Editorial Médica Panamericana. 2007. 111p.

[2]MORILLO, Anibal J APUNTES MAGNÉTICOS: FÍSICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA-SECUENCIAS. Colombia. Editorial Apuntes de Pondo. 2011. 77p.

[3]DR HANS H. IRM HECHA FÁCIL: SCHERING. Berlin-Alemania. Editorial Nacionales Druckhaus Berlin. 1990. 105p.

[4]DR CANALS Mauricio. Revista Chilena de Radiología. HISTORIA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA DE FOURIER A LAUTERBUR Y MANSFIELD: EN CIENCIAS, NADIE SABE PARA QUIEN TRABAJA. [en línea]: <http://www.scielo.cl/pdf/rchradiol/v14n1/art09.pdf> Chile. 2008. Vol. 14 N° 1.; 39-45p [Consulta 26 de Diciembre de 2012].

[5]SANCHEZ, Francisco- Departamento de Química, Universidad Autónoma de Barcelona. BREVE RESUMEN HISTÓRICO DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR. 08193 Bellaterra, Barcelona. [s. a.].

[6] CHÁVEZ MUÑOZ G, FRIEDMAN BR, JONES JP, SALMON AP y Merrit CR. PRINCIPLES OF MRI. New York, St Louis, San Francisco. Editorial Mc Graw Hill. 1989.

[7] Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. TIPOS DE RESONADORES MAGNÉTICOS. Buenos Aires – Argentina. 2012.

[8] Universidad de Buenos Aires. Ing. CURESES Daniel. PRINCIPIOS DE LA RMI. Buenos Aires – Argentina. 2012.

[9] ASOCIACIÓN MADRILEÑA DE TÉCNICOS DE RADIOLOGÍA. Pasado, presente y futuro de la resonancia magnética. http://www.amter.org/publicaciones_sept_10.html Madrid – España. [2004] [consulta 20 de Febrero de 2013].

[10] Ing. GEIDO Daniel. Núcleo de Ingeniería Biomédica. Universidad de la República. RESONANCIA MAGNÉTICA [en línea]. www.iie.fing.edu.uy/~mdavid/ib/MRI2008.pps [s.a.] [consulta 25 de Enero 2013].

Referencias Electrónicas:

[11] CENTRO MÉDICO TEKNON. RESONANCIA MAGNÉTICA [en línea]. <http://www.teknon.es/es/servicio-de-diagnosticos/diagnostico-por-la-imagen/resonancia-magnetica>. Barcelona – España. 2013 [consulta 20 de Febrero de 2013].

[12] Gobierno de España. SIMULADOR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR [en línea]. http://recursostic.educacion.es/fprofesional/simuladores/web/index.php?xml=i-sanidad-resonancia_magn&xsl=simulador-idiomas Madrid – España. [s.a.] [consulta 2 de Febrero 2013].

[13] Sociedad Argentina de Radiología. El valor del conocimiento [en línea]. http://www.sar.org.ar/efemerides/efemerides_julio2011.html Argentina. [s.a.] [consulta 5 de Febrero 2013].

[14] MIGUEZ Víctor. BOBINAS EN RESONANCIA MAGNÉTICA. [en línea] www.fileden.com/files/2007/11/4/1563779/BOBINAS%20EN%20RESONANCIA%20MAGNETICA.pdf [s.a.] [consulta 15 de Enero 2013].

[15] RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR [En línea]. <http://www.slideshare.net/coyo74/historia-de-la-resonancia-magntica#btnNext> 2004 [consulta 20 de Febrero de 2013].

- [16] PHYSICAL PRINCIPLES. Signal generation. [en línea]
www.slideshare.net/GADOLINIO/01-physical-principles-signal-generation [s.a.]
[Consulta 26 de Diciembre de 2012]
- [17] SIEMENS. Healthcare. [en línea] <http://healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/mobile-mri-scanner> [s.a.]
[consulta 15 de Febrero de 2013].
- [18] Pulse Accelerator Science in Medicine. [en línea]
http://www.fnal.gov/pub/pulse/diagnosis_10.html [s.a.]
[consulta 30 de Enero 2013].
- [19] GENERAL ELECTRIC Healthcare. RM Teoría y Terminología. [en línea]
<http://es.scribd.com/doc/19549211/RM-Teoria-y-Terminos> [s.a.]. 60p.
[consulta 12 de Febrero 2013].