



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**“ESTUDIO DEL SISTEMA MRI BASADO EN RESONANCIA MAGNÉTICA
NUCLEAR MODELO TOSHIBA MRT-600EX DE MEGAFLOR-
NEURODIAGNÓSTICO Y MEDICINA”**

TESIS DE GRADO

PREVIA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE

BIOFÍSICA

PRESENTADO POR

DALINDA ILEANA QUINGATUÑA CALI

Riobamba – Ecuador

2012

AGRADECIMIENTO

A Jesucristo mi Señor y mi Salvador por ser mi guía durante todos estos años.

Al Dr. Richard Pachacama Director de Tesis y al Dr. Dennis Cazar, asesor, por su tiempo y orientación para la realización de esta tesis.

Dr. Coloma por brindarnos toda la información necesaria de manera desinteresada para la realización de este proyecto.

A los docentes de la escuela de Física y Matemática de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por su dedicación diaria y la excelencia en la enseñanza para que pueda culminar mis estudios superiores.

A Jesucristo por su amor incondicional y su presencia quien siempre está conmigo, a mi papá por su ejemplo, amor, dedicación y enseñarme a esforzarme para dar lo mejor en cada cosa que realizo, mis hermanas que cada día me muestran cuán grande es Dios

NOMBRE

FIRMA

FECHA

Dra. Yolanda Díaz

Decana de la Facultad de Ciencias.....

Dr. Richard Pachacama

Dir. Escuela de Física y Matemática.....

Dr. Richard Pachacama

Director de Tesis.....

PhD. Dennis Cazar

Miembro del Tribunal.....

Tecnólogo. Carlos Rodríguez.....

Dir. Departamento de Documentación

NOTA DE TESIS ESCRITA:.....

*“Yo Dalinda Ileana Quingatuña Cali,
soy responsable de las ideas, doctrinas
y resultados expuestos en esta Tesis, y
el patrimonio intelectual de la Tesis de
Grado pertenecen a la Escuela Superior
Politécnica de Chimborazo”*

.....

Dalinda Quingatuña

O60378254-1

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

DFT	Transformada de Fourier Discreta
DP	Densidad protónica
DS	Densidad spin
EPI	Secuencias eco planares
ETL	Anchura del segmento
FID	Free Induction Decay
GE	Secuencia de eco-gradiente
Gx	Gradiente de codificación en frecuencia
Gy	Gradiente de codificación en fase respectivamente.
Hz	Hertz
IFT	Transformada de Fourier Inversa del espacio
kx/ky	Coordenadas de frecuencia espacial
m	metros
RARE	Adquisición rápida con realce de la relajación
RF	Radiofrecuencia
RMI	Image Resonancia Magnética
RMN	Resonancia Magnética Nuclear
SE	Secuencia de eco-espín
T	Tesla

T1	Tiempo de relajación
T2	Tiempo de relajación
TE	Tiempo de eco
TF	Transformada de Fourier
Tim	Total matriz de imágenes
TP	Tiempo de repetición
TSE	Turbo espín eco
X/Y	Gradientes de frecuencia
Z	Gradiente de variar el campo estático
ω	Velocidad angular

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores de T1 para diferentes tejidos.....	14
Tabla 2. Detalle de las especificaciones del equipo.....	68
Tabla 3. Tiempos de relajación de los tejidos. Terminología SE.....	77
Tabla 4. Terminología de secuencia.....	84
Tabla 5. Tipos de Bobinas.....	86
Tabla 6. Dimensiones de la unidad de refrigeración.....	105
Tabla 7. Diferencias de los equipo MRI de Toshiba y General Electric.....	109

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Figura 1. Evolución de la magnetización longitudinal con el tiempo.....	13
Figura 2. Señal de FID.....	18
Figura 3. Relajación T2 frente a relajación T2*donde se muestran la señal de .FID y varias señales de eco.....	19
Figura 4. Evolución del vector magnetización en una secuencia espín-eco y las señales correspondientes. La coherencia de fase se consigue gracias al pulso de 90°, después del cual comienza el desfase. Se aplica entonces un pulso de 180.....	20
Figura 5. Pulsos a RF junto con las señales correspondientes.....	21
Figura 6. Gradiente de campo magnético. Las frecuencias de precesión de los protones se indican mediante círculos de tamaño creciente.....	24
Figura 7. Secuencia eco de gradiente. Cuando se aplica el gradiente Gz.....	25
Figura 8. Gradiente en dirección z a través de un volumen de tejido. Con un pulso de excitación estrecho sólo la franja central de los núcleos de hidrógeno interactuará con la radiofrecuencia incidente y será excitada.....	25
Figura 9. Codificación de los espines a lo largo de una dirección.....	27
Figura 10. Los espines de los protones son invertidos por un pulso de 180°...28	
Figura 11. Aplicación de un gradiente en dirección x.....	29
Figura 12. Espacio k de un objeto e imagen correspondiente a dicho espacio	31
Figura 13. La figura (a) muestra un espacio k completo y su imagen asociada. En la figura (b) se han convertido en ceros los datos de la periferia y en (c) los datos de las líneas centrales del espacio k.....	34
Figura 14. Espacios k y figuras correspondientes.	35

Figura 15. Espacio k.....	36
Figura 16. Esquema de la combinación de datos de los canales real e imaginario para la construcción del espacio k.....	37
Figura 17. Secuencia espín-eco. La figura muestra los pulsos a RF junto con las señales correspondientes.....	42
Figura 18. Eco real Gradiente secuencia de pulsos.....	43
Figura 19. Realista spin-eco secuencia de Polar pulsos.....	49
Figura 20. Secuencia turbo espín eco.....	54
Figura 21. Secuencia espín-eco (SE).....	57
Figura 22. Secuencia eco de gradiente (GE).....	58
Figura 23. Secuencia TSE.....	59
Figura 24. Secuencia TFE.....	63
Figura 25. Adquisición de un eco parcial.....	68
Figura 26. Funciones de auto correlación y densidad espectral.....	70
Figura 27. Diagrama de bloques.....	72
Figura 28. Componentes para MRT.....	74
Figura 29. Bobinas de gradiente en el Imán (a) la parte superior (b) parte inferior.....	77
Figura 30. Cabina de control.....	83
Figura 31. (a) Optima MR450w, (b) bobinas y gradientes, (c) imagen T1 FSE Sagital.....	85
Figura 32.	
Figura 33. Anatomía de una secuencia.....	86
Figura 34. Las imágenes con información T1 (arriba), se muestra detalles anatómicos, mientras que la imágenes con información T2 (abajo) son las que	

muestran los«objetos brillantes», aquellos que suelen indicar que hay una lesión o anomalía.....	90
Figura 35. Terminología de imágenes.....	92
Figura 36. Resolución temporal.....	95
Figura 37. La representación gráfica de la generación de ecos.....	105
Figura 38. La representación gráfica de la generación del eco espín.....	107
Figura 39. La representación gráfica de la generación de ecos de gradiente.....	108
Figura 40. Trayectoria cartesiana / eco planar/ radial espiral.....	109
Figura 41. Esquema del Gantry.....	109
Figura 42. Bobina.....	111
Figura 43. Unidad de refrigeración.....	112
Figura 44. Detalle del Panel filtro/conector. Vista para la Sala de exploración.....	113
Figura 45. Detalle del Panel filtro/conector. Vista para la Sala de equipos.....	114
Figura 46. Esquema modelo des sistema MRT-600EXG.....	115

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1105

ANEXO 2106

ANEXO 3.....108

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA	
AGRADECIMIENTO	
DEDICATORIA	
HOJA DE FIRMAS	
HOJA DE RESPONSABILIDAD	
INDICE DE ABREVIATURAS	
INDICE DE TABLAS	
INDICE DE GRAFICOS	
INDICE DE ANEXOS	
RESUMEN.....	i
INTRODUCCIÓN.....	iii
ANTECEDENTES.....	vi
JUSTIFICACIÓN.....	viii
OBJETIVOS.....	ix
1. Introducción A La Imagen De Resonancia Magnética (IRM).....	2
1.1. Descripción de la IRM.....	2
1.1.1. Reseña histórica.....	2

1.1.2. Técnicas de RMN.....	6
1.1.3. Importancia.....	8
2. Descripción electrónica.....	12
2.1. Tiempos de relajación de equilibrio T1 y T2.....	12
2.2. Señales emitidas tras la excitación de la muestra.....	18
2.3. Tipos de excitación.....	20
2.4. Sistema de Gradientes.....	22
2.4.1. Selección de rodaja.....	24
2.4.2. Codificación espacial.....	26
2.4.2.1. Codificación en fase.....	26
2.4.2.2. Codificación en frecuencia.....	28
2.5. Espacio k.....	30
2.5.1. Introducción al espacio k.....	30
2.5.2. Conceptos importantes en el espacio k.....	32
2.5.3. Trayectorias en el espacio k.....	35
2.6. Adquisición de datos e instrumentación.....	36
2.6.1. Adquisición de datos.....	36
2.6.1. Instrumentación.....	38
3. Reconstrucción de la imagen IRM y calidad de imagen.....	41
3.1. Introducción.....	41
3.2. Eco gradiente secuencia de pulso.....	41
3.3. Eco spin secuencia de pulsos.....	44
3.3.1. Espacio k.....	44
3.3.2. Generación de la señal.....	45

3.3.3. Características de las secuencias multieco.....	47
3.3.4. Modelos de relleno del espacio k.....	49
3.4. Reconstrucción de la imagen.....	51
3.5. Secuencias eco-espín y eco gradiente.....	53
3.6. Calidad de la imagen.....	55
3.6.1. Técnicas rápidas de adquisición de imágenes.....	55
3.6.2. Secuencias.....	56
3.7. Adquisición parcial.....	59
3.7.1. Técnicas.....	59
3.7.2. Postproceso.....	61
3.8. Señal ruido.....	61
3.8.1. Señal intrínseca de RM.....	61
3.8.2. Señal de la imagen de RM.....	62
3.8.3. El Ruido.....	63
3.8.4. Pérdidas de la muestra.....	64
3.8.5. Relación señal/ruido.....	65
4. Sistema MRI de los equipos.....	67
4.1. Equipo Toshiba MRT600EX de Megaflor-Nerurodiagnóstico.....	67
4.1.1. Componentes del hardware modelo MRT600EX.....	70
4.2. Equipo MRI General Electric.....	70
4.3. Diferencias entre Toshiba MRT 600 EX y el equipo de General electric OPTIMA™ MR450W.....	70
5. Secuencias y sondas.....	75
5.1. Preparación.....	76

5.1.1	Excitación.....	79
5.1.2.	Relajación.....	79
5.2.	Formación de la imagen secuencias de impulsos de radiofrecuencia formación de la imagen.....	80
5.2.1.	Parámetros y tiempos.....	81
5.2.2.	Parámetros de una secuencia.....	82
5.2.3.	Terminología de la secuencia.....	83
5.2.4.	Resolución.....	84
5.3.	Tipos de Secuencias.....	85
5.3.1.	Tipos de secuencia SE y FSE.....	86
5.3.2.	Generación del eco espín.....	88
5.3.3.	Eco de gradiente.....	93
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	97
6.1	CONCLUSIONES.....	97
6.2.	RECOMENDACIONES.....	100
	BIBLIOGRAFÍA.....	101
	ANEXO.....	104

RESUMEN

Se ha estudiado la Imagen por Resonancia Magnética del equipo Toshiba MRT-600EX de Megaflor–Neurodiagnóstico y Medicina, centro de atención médico en diagnóstico de enfermedades. Para proponer métodos que mejoren la calidad de la imagen en los resultados de exámenes de resonancia magnética.

Se utilizó el método inductivo para la investigación y método deductivo para el análisis de parámetros del campo k, radiofrecuencia, tiempos de relajación.

Por la técnica de observación directa se tiene el funcionamiento del sistema de imágenes de los dos equipos el Toshiba MRT-600ex tiene un imán abierto de 0.30 T y de General Electric TM MR450w de 1.5T.

Dada la naturaleza de investigación teórica y de carácter tecnológica, donde el Sistema de Imagen de Resonancia Magnética es totalmente documentado por el fabricante, esta investigación no tiene necesidad de hipótesis, pero si se ha cumplido el objetivo general.

Donde se concluye, para mejorar la calidad de imagen se manipule las secuencias de radiofrecuencia en intensidad, frecuencia y fase, así como modificar la geometría de las sondas para la correcta radiación para obtener una definida imagen.

Se recomienda al personal de Megaflor-Neurodiagnóstico y Medicina se capacite en la formación de imagen para que puedan manipular correctamente las secuencias de radiofrecuencia para mejorar la calidad de imagen.

.

SUMMARY

This topic is “Study of MRI based on Nuclear Magnetic Resonance Toshiba MRT-600EX model from Megaflor - Neurodiagnostics and Medicine”.

It has studied the Magnetic Resonance Imaging of Toshiba MRT-600EX from Megaflor Neurodiagnostics and Medicine, health care facility in disease diagnosis. For proposing methods to improve the image quality on the results of magnetic resonance imaging exams.

This research work has the purpose to improve the image qualities in the MRI results, improving medical diagnosis. Because of the magnetic field of 0.35 T generated by the Toshiba magnet is already determined by the manufacturer house, it is intended to improve radio-frequency sequences and the geometry of the probes which are manipulated for improving image quality.

The main goals are to describe the general electronic system of an MRI system. To study the MRI system of Toshiba MRT-600EX. To study the sequences and the probes of the MRI system for understanding the imaging process.

It was used the inductive method for research and the deductive method for the analysis of field parameters K, radiofrequency, and relaxation times. By means, the direct observation technique is possible to have the performance of the imaging system of the two equipments Toshiba MRT-600Ex has open magnet of 0.30T and General Electric™ MR450w of 1.5T.

Due to the nature of theoretical research and technological character, where the MRI system is completely documented by the manufacturer, this research has on need hypothesis, but if it has carried out the general objective.

In conclusion, to improve the image quality is handled radiofrequency sequences is intensity, frequency and phase, and modifies the geometry of the probes for the correct radiation then to get a defined image.

It is recommended Megaflor-Neurodiagnostics staff be trained in imaging so they can properly handle RF sequences to improve image quality.

INTRODUCCIÓN

La imagen por resonancia magnética, es una técnica de diagnóstico por imagen que utiliza los principios de la resonancia magnética nuclear (RMN). La resonancia magnética es considerada por muchos como la modalidad de diagnóstico por imagen más versátil, poderosa y sensible disponible en la actualidad. Su importancia médica se puede resumir brevemente como la capacidad de generar finas secciones de modo no invasivo, imágenes funcionales de cualquier parte del organismo desde cualquier ángulo y dirección en un periodo relativamente corto.

Dada la potencialidad de esta técnica de obtención de imágenes es importante que se pueda entender en profundidad cuales son los procesos informáticos y electrónicos que permiten la generación de estas imágenes en particular en el sistema MRI basado en Resonancia Magnética nuclear modelo THOSHIBA MRT-600EX de Megaflo- Neurodiagnóstico y Medicina.

El proceso de Resonancia Magnética Nuclear empieza emitiendo radiación electromagnética a una determinada frecuencia, en particular la de resonancia de los núcleos de la muestra. Debido al estado de los núcleos, algunos de los que se encuentran en el estado paralelo o de baja energía cambiarán al estado antiparalelo o de alta energía y, al cabo de un corto periodo de tiempo, re-emitarán la energía, que podrá ser detectada usando el instrumental adecuado. El rango de frecuencias de trabajo en RMN es el de la radiofrecuencia (5 MHz

a 2 GHz), el instrumental suele consistir en una bobina que hace las veces de antena, receptora y transmisora, un amplificador y un sintetizador de RF.

Debido a que el imán principal genera un campo constante, todos los núcleos que posean el mismo momento magnético (por ejemplo, todos los núcleos de hidrógeno) tendrán la misma frecuencia de resonancia.

Esto significa que una señal que ocasione una RM en estas condiciones podrá ser detectada con el mismo valor desde todas las partes del cuerpo, de manera que no existe información espacial, es decir, información del lugar dónde se produce la resonancia.

Para resolver este problema se añaden otras bobinas, llamadas bobinas de gradiente. Cada una de las bobinas genera un campo magnético de una cierta intensidad con una frecuencia controlada. Los campos de gradiente alteran el campo magnético ya presente y, por tanto, la frecuencia de resonancia de los núcleos. Utilizando tres bobinas ortogonales es posible asignarle a cada región del espacio una frecuencia de resonancia diferente, de manera que cuando se produzca una resonancia a una frecuencia determinada será posible determinar la región del espacio de la que proviene.

En vez de aplicar tres gradientes diferentes que establezcan una relación única entre frecuencia de resonancia y punto del espacio, es posible utilizar diferentes frecuencias para las bobinas de gradiente, de manera que la

información queda codificada en el espacio de fases. Esta información puede ser transformada en posiciones espaciales utilizando la transformada de Fourier discreta (DFT).

ANTECEDENTES

La Resonancia Magnética Nuclear (RMN) es un método químico-físico basado en las propiedades magnéticas de los núcleos atómicos. Muchos núcleos se comportan como pequeños imanes, generando un débil campo magnético. La ubicación de dichos núcleos en una zona donde se halla presente un campo magnético intenso B_0 hace que los estados que difieren en la orientación de los momentos magnéticos nucleares posean diferente energía. La irradiación del sistema con una radiofrecuencia adecuada produce transiciones entre dichos niveles energéticos que se detecta como una débil señal de absorción.

La formación de una imagen por resonancia magnética, más bien conocida como tomografía por resonancia magnética, es una técnica o proceso no invasivo, es más bien un diagnóstico por imagen, este se basa en ondas de radiofrecuencia emitidas los protones del tejido examinado, luego de ser expuestos a un campo magnético. La señal que emite cada protón es capturada y procesada por una computadora y a la vez esta las transforma a imágenes de alta calidad. Se debe aclarar q a diferencia de los rayos convencionales esta técnica no emite radiaciones.

Se la utiliza principalmente en medicina para observar alteraciones en los tejidos y detectar cáncer y otras patologías. También es utilizada industrialmente para analizar la estructura de materiales tanto orgánicos como inorgánicos. Por lo general, su médico solicitará una resonancia magnética para ayudar a diagnosticar cualquier molestia.

La resonancia magnética nuclear fue descrita y medida en rayos moleculares por Isidor Rabi en 1938. Ocho años después, en 1946, Félix Bloch y Edward Mills Purcell refinan la técnica usada en líquidos y en sólidos.

Purcell trabajó durante mucho tiempo para producir y detectar energía de radiofrecuencias, y sobre absorciones de tales energías de RF por la materia

Cuando esa absorción ocurre, los núcleos se describen como estando en resonancia. Diferentes núcleos atómicos dentro de una molécula resuenan a diferentes frecuencias de radio para la misma fuerza de campo magnética. La observación de tales frecuencias resonantes magnéticas de los núcleos presentes en una molécula permite al usuario entrenado descubrir información esencial, química y estructural acerca de las moléculas.

El desarrollo de la resonancia magnética nuclear como técnica de química analítica y de bioquímica fue paralelo con el desarrollo de la tecnología electromagnética y su introducción al uso civil.

JUSTIFICACIÓN

El uso de Resonancia Magnética Nuclear en los tiempos actuales ha podido ayudar a tener un diagnóstico más claro y preciso en los exámenes basado en resonancia magnética nuclear.

Beneficiando al paciente ya que a diferencia de la técnica de diagnósticos a bases de radiación ionizante; esta no utiliza radiación ionizante.

En la ciudad de Riobamba en “Megaflor – Neurodiagnóstico” se ha implementado un equipo de Resonancia Magnética modelo Toshiba MRT 600 Ex; siendo unos de los primeros centro de atención a la ciudadanía brindando este servicio de diagnóstico en base de Resonancia Magnética.

A pesar de ser un equipo recién adquirido se necesita conocer la formación de imágenes para poder mejorar la calidad de imágenes que salen en los resultados para el diagnóstico.

Por eso ha sido conveniente realizar mi tesis en este centro médico estudiando el sistema de imágenes de resonancia magnética nuclear lo cual mejorará la calidad de las imágenes, basándome mis conocimientos adquiridos y también en el manual del equipo Toshiba MRT 600 EX

OBJETIVOS

Objetivo General

- Estudiar del funcionamiento de un tomógrafo RMN y de la técnica de generación de imágenes diagnósticas

Objetivos Específicos

- Describir el sistema electrónico general de un sistema MRI
- Estudiar la arquitectura de dos diferentes sistemas MRI
- Estudiar el sistema MRI del equipo THOSHIBA MRT-600EX DE MEGAFLORES-NEURODIAGNÓSTICO
- Estudiar las secuencias y las sondas del sistema MRI para comprender el proceso de generación de la imagen

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN A LA IMAGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA (IRM)

La Resonancia Magnética Nuclear (RMN) es una exploración no invasiva que permite estudiar los órganos internos del cuerpo humano. El sistema se basa en la resonancia de ondas de radiofrecuencia en el cuerpo humano, el cual sometido a un intenso campo magnético que alinea sus estructuras en una dirección preferencial, produce señales de radiofrecuencia que oportunamente procesadas por ordenadores permiten reconstruir en imágenes las estructuras internas del cuerpo.

1.1. Descripción de la IRM

La imagen por resonancia magnética nuclear (RMN) es una técnica de diagnóstico sofisticada que utiliza un intenso campo magnético, ondas de radiofrecuencia y una computadora para producir imágenes de sección transversal de distintas partes del cuerpo. La RMN produce mejores exploraciones del tejido blando y se utiliza, en general, para producir imágenes del cerebro, la columna vertebral, los órganos en el pecho y el abdomen, el corazón y los vasos sanguíneos y estructuras próximas a los huesos, tales como los músculos, tendones y ligamentos.

1.1.1. Reseña histórica

Cuando Niels Bohr, Max Plank y Albert Einstein ya habían planteado el modelo atómico (1913), la cuantización de la energía y la famosa relación entre energía y masa respectivamente, Pauli, en los años veinte demostró que muchas de las características de la estructura hiperfina de los espectros atómicos se podían explicar si los núcleos atómicos poseían a una propiedad llamada spin y su respectivo momento magnético.

Con posterioridad, en 1933, refinamientos del experimento de Otto Stern y Walther Gerlach que consiste en la separación de haces de átomos en un campo magnético no homogéneo de acuerdo a la orientación del momento magnético de sus electrones desapareados, confirmaron dicha proposición y calcularon valores aproximados para el momento magnético del protón.

En septiembre de 1937, Isidor Isaac Rabi comienza a trabajar en el campo de la Física Nuclear en un proyecto de investigación de 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. En 1944 recibió el Premio Nobel de Física.

En 1940, Luis W Alvarez y Félix Bloch, publican un método cuantitativo para medir el momento magnético del neutrón, en 1945 Félix Bloch retoma la investigación de medir resonancia magnética en materia condensada. Diseñó un experimento diferente en el que la detección de la señal se realizaba a través de la fuerza electromotriz inducida por la precesión de los núcleos en una bobina receptora. Bloch llamó a este método inducción nuclear.

E. L. Hahn en 1949 produjo una corta excitación mediante un pulso de radiofrecuencia, induciendo una señal hoy conocida como FID (Free InductionDecay), base de las secuencias usadas actualmente.

Sin embargo, en 1966 se publica un extraordinario avance que cambiaría la dirección del desarrollo de la RMN: “Application of Fourier transformspectroscopytomagneticresonance”, donde se aplica la innovadora técnica de la transformada de Fourier a la espectroscopia por RMN. Utilizando la señal de FID de Hahn y analizando la transformada de la respuesta del sistema, se aumenta la razón señal/ruido además de abrir las puertas al análisis computacional de las señales, reduciendo significativamente el tiempo de registración de la respuesta.

La era médica comienza con Eric Odeblad y GunnarLindstrom, el primero médico y fisiólogo. Ambos, en 1955 obtuvieron espectros del protón de eritrocitos, músculo e hígado de ratas y fluidos humanos.

En 1971, Raymond V. Damadianpropone que: “Las medidas de resonancia spin-eco pueden ser usadas como un método para discriminar entre tumores malignos y tejido normal”. El encontró diferencias en T1 y T2 entre seis muestras de tejidos normales y dos tumores sólidos del hígado y el riñon de la rata. Además, comparó fibroadenomas con dichos tumores, encontrando que también se diferenciaban de ellos. Así, los valores de T1 y T2 de tumores se encontraban fuera del rango de los valores normales y de los fibroadenomas. Sus resultados los corroboró con tejido humano en 1974. Siguió trabajando con

su equipo construyendo el primer tomógrafo de RMN obteniendo la imagen del tumor en una rata.

Paul Lauterbur codificó espacialmente la señal mediante la aplicación de gradientes de campo magnético y después reconstruir la imagen en forma similar a la tomografía computarizada, mostró que agregando campos magnéticos adicionales al campo principal y obteniendo un conjunto de proyecciones de la distribución de la señal de dos tubos de prueba conteniendo agua normal dentro de un contenedor de agua deuterada, se podía reconstruir una imagen por medio de retroproyección filtrada (Zeugmatografía= unión de un campo magnético con la radiofrecuencia).

Peter Mansfield, físico inglés, en el mismo año 1973, descubrió en forma independiente que el uso de gradientes de campo magnético producía señales que podrían ser analizadas directamente para proveer la información espacial, incluyendo una descripción matemática de la transformación de una señal temporal a la representación espacial, introduciendo el concepto del espacio-K. Posteriormente siguió trabajando en la selección del corte y en 1976 propuso las secuencias EPI (eco-planarimaging), o como llenar el espacio-K en forma rapidísima, en un solo disparo ("single shot").

Peter Mansfield y Paul Lauterbur posteriormente siguieron contribuyendo al desarrollo de la RMN, publicaron la primera imagen seccional de una región de la anatomía humana, un dedo por lo que obtuvieron el Nobel de Fisiología y Medicina de 2003. En 1981 se instaló el primer prototipo de tomógrafo por RMN en el Hospital Hammersmith de Londres.

Sin embargo, en este período también hay que destacar un avance extraordinariamente relevante, en donde sustituyen el algoritmo de retroproyección basado en la transformada de Radon-Fourier, por el uso de gradientes magnéticos codificadores y transformadas dobles de Fourier para reconstituir la imagen, lo que es la base de la formación actual de imágenes.

La RMN actual se nutre de los descubrimientos logrados por todos estos grandes investigadores: matemáticos, físicos, químicos, ingenieros y médicos, y probablemente lo seguirá haciendo, incorporando estos avances en las nuevas técnicas que se están desarrollando.

El físico Inglés Sir Peter Mansfield obtuvo el Premio Nobel de Fisiología o Medicina en 2003 para el desarrollo de imágenes por resonancia magnética MRI, una tecnología de escaneo computarizado que permite obtener imágenes de estructuras internas del cuerpo, especialmente las que componen los tejidos blandos.

Este descubrimiento sentó las bases para el desarrollo de la RMN como una herramienta práctica médica de carácter no invasiva y carente de los efectos secundarios dañinos de los rayos X y la tomografía computarizada (TAC), la resonancia magnética se utiliza actualmente en modo muy amplio en la medicina.

1.1.2. Técnicas de RMN

Las diferentes técnicas que se han desarrollado en el uso de la resonancia magnética se deben al fenómeno que ocurre en el espín nuclear, en base a este se pueden obtener diferentes técnicas como:

- Resonancia Magnética Nuclear (RMN): es una técnica experimental asociada al momento angular intrínseco de espín y a las propiedades magnéticas de los núcleos atómicos.

Los momentos magnéticos de los núcleos no solo interaccionan con el campo magnético aplicado sino también con los momentos magnéticos de los otros núcleos magnéticos y con los electrones. En consecuencia, el espectro NMR refleja el entorno magnético de los núcleos, revelando la estructura del material al que pertenecen.

- Imágenes por Resonancia Magnética: describe la propiedad de un núcleo atómico para girar sobre su eje como un trompo, transformándolo en un pequeño imán. Los núcleos atómicos de hidrógeno, que están presentes en el cuerpo en grandes cantidades, se comportan exactamente del mismo modo.

En las imágenes por resonancia magnética, el cuerpo es sometido a un campo magnético aproximadamente 30.000 veces más fuerte que el terrestre. Este campo magnético artificial hace que los átomos de hidrógeno del cuerpo se alineen en una dirección emitiendo una señal característica, estas son recibidas y sirven como base para la formación de imágenes del interior del cuerpo, con la ayuda de un proceso computarizado, similar a los ya desarrollados para radiografías o tomografías computadas.

- Echo de imagen planar (EPI), es una rápida secuencia de imágenes por resonancia magnética, en la que todo el espacio K se puede adquirir en una sola toma, es una técnica que se utiliza para obtener imágenes del cerebro

de forma secuencial cada pocos segundos (TR = 2000 ms - 4000 ms) durante varios minutos. Estas imágenes son de calidad media y con tendencia a artefactos de susceptibilidad, pero su tiempo de adquisición corto los hace ideales para la adquisición de fMRI.

- La resonancia magnética funcional (fMRI) es una imagen de resonancia magnética (MRI) basada en la neuroimagen técnica que nos permite detectar las áreas del cerebro que están involucrados en una determinada tarea.
- La espectroscopia por resonancia magnética nuclear (RMN) es una técnica empleada principalmente en la elucidación de estructuras moleculares, aunque también se puede emplear con fines cuantitativos. Algunos núcleos atómicos sometidos a un campo magnético externo absorben radiación electromagnética en la región de radiofrecuencias.
- Como la frecuencia exacta de esta absorción depende del entorno de estos núcleos, se puede emplear para determinar la estructura de la molécula en donde se encuentran éstos.

1.1.3. Importancia

La resonancia magnética médica ha producido una revolución en la medicina y en particular en la imagenología, es fundamental para diagnosticar correctamente las lesiones musculares. Donde solamente este procedimiento de diagnóstico es capaz de determinar sin error qué pacientes deben pasar por

el quirófano y cuáles no. La alternativa a esta tecnología es la simple exploración clínica.

La IRM tiene ventajas significativas sobre los demás sistemas de diagnóstico por imagen empleadas en la actualidad:

- Mejor resolución de bajo contraste, no utiliza radiaciones ionizantes, imagen multiplanares directas, sin artefactos derivados al aire o a los huesos, medidas de flujos directas.
- La IRM no se basa en un solo parámetro como el coeficiente de atenuación de rayos X, sino en tres parámetros independientes T1, T2 y densidad spin o densidad protónica (DS o DP), además de varios parámetros secundarios.
- El tiempo de relajación T2 difiere en un 40% para los mismos tejidos. Esas diferencias intrínsecas en los parámetros de IRM son los responsables de su excelente resolución de bajo contraste, que constituye la principal ventaja de esta técnica.
- La imagen se obtiene mediante campos magnéticos de radiofrecuencia, con lo que se evitan incluso pequeños riesgos que acompañan a las dosis bajas de radiación administradas en la TAC o en los exámenes convencionales de rayos X.
- La región anatómica a explorar no está delimitada por el tamaño, de la grúa, como sucede en la TAC, sino que puede ser controlada

electrónicamente, ello permite obtener planos transversales, además de planos coronales, sagitales y oblicuos.

- Se pueden obtener imágenes volumétricas sin modificar la posición del paciente, esa capacidad para obtener vistas en múltiples planos, recibe el nombre de imágenes multiplicas, que es otra de las ventajas claras de las IRM.
- La IRM ofrece otras ventajas significativas, no existen artefactos derivados del aire o de los huesos, como sucede en la TAC. El flujo de la sangre puede ser visualizado y cuantificado.

CAPÍTULO 2

2. DESCRIPCIÓN ELECTRÓNICA

Imagen por Resonancia Magnética (MRI)

La aplicación de la resonancia magnética nuclear a la imagen radiológica se encuentra en la base de la técnica de imagen llamada MRI (Magnetic Resonance Imaging), potente modalidad de imagen gracias a su capacidad de obtener imágenes de tejidos blandos del cuerpo humano, al igual que de sus procesos metabólicos. Se basa en la interacción de los núcleos de hidrógeno del cuerpo humano con campos magnéticos externos.

El espín nuclear de un átomo de hidrógeno precesa en presencia de un campo magnético externo a la frecuencia de Larmor en torno a la dirección del campo. Si introducimos un gradiente de campo las frecuencias de Larmor serán diferentes en cada punto del espacio, de acuerdo con el valor del campo en dicho punto.

2.1. Tiempos de relajación al equilibrio T1 y T2

T1 es el tiempo de relajación espín-red, que mide la rapidez con la que los momentos magnéticos asociados a los espines vuelven a su situación de equilibrio. Gobierna la evolución de la magnetización longitudinal y es constante para una sustancia y un campo magnético dados.

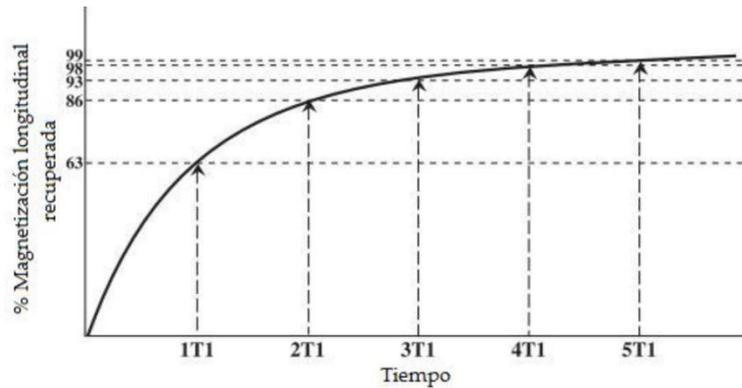


Figura 1. Evolución de la magnetización longitudinal con el tiempo

La relajación de la magnetización longitudinal se debe al intercambio de energía de los espines con el medio a través de movimientos moleculares y vibracionales en la red. Este intercambio sólo puede realizarse para valores discretos de energía, por lo que algunos tipos de estructuras son más eficientes a la hora de permitir el intercambio, ya que sus energías vibracionales y rotacionales se encuentran más cercanas a la frecuencia de Larmor. Es decir, el tiempo de relajación espín-red tiene que ver con la capacidad de los núcleos de hidrógeno para ceder energía al medio y absorberla del mismo. La transferencia de energía es más eficiente cuando las frecuencias naturales del medio (traslación, rotación y vibración) se acercan a la frecuencia de Larmor de los protones.

Las estructuras sólidas, como los huesos o las proteínas, presentan protones relativamente inmóviles con frecuencias menores que la frecuencia de Larmor, de forma que no facilitan la relajación de los espines al equilibrio. De la misma forma, la relajación de tejidos biológicos es más o menos eficiente en función

de la intensidad del campo magnético. En general, la relajación T1 es más eficiente para bajas frecuencias dentro del rango de campos magnéticos utilizados clínicamente.

TEJIDO	T1(ms)1.5 T	T1(ms)4 T
Sustancia gris	850-1023	1724
Sustancia blanca	550-710	1043
Líquido cefalorraquídeo	3200	4550
Grasa	200	
Músculo	800	

Tabla 1. Valores de T1 para diferentes tejidos

El otro proceso de relajación que ocurre simultáneamente a la relajación T1 es la pérdida de coherencia de fase de los espines o relajación T2. La fase es la medida de la posición relativa de un objeto o vector y suele medirse con un ángulo ϕ a lo largo de un tiempo dado. El tiempo de relajación espín-espín T2 se encarga de medir dicho proceso de relajación.

La pérdida de coherencia de fase no requiere ningún intercambio de energía sino que es un proceso que involucra entropía o desorden de un estado ordenado. Para un tiempo $t = T2$ se ha perdido el 64% de la coherencia de fase. Esta pérdida se debe a pequeñas inhomogeneidades en el campo magnético, debidas a imperfecciones en el imán que crea el campo o a las

interacciones espín-espín propiamente dichas. Los espines experimentan campos locales combinación del campo magnético aplicado y de los campos de los espines vecinos. Esto provoca la aparición de distribuciones de frecuencias de Larmor y por tanto el desfase de los espines.

Aunque los protones se encuentren dentro de un campo magnético altamente homogéneo, el campo magnético local que experimenta cada uno de ellos puede ser algo distinto del que experimentan sus vecinos más próximos. Esto es resultado de varios factores:

1. Aunque el campo magnético sea homogéneo, puede presentar pequeñas inhomogeneidades del orden de una parte por millón (1ppm). Esto en términos de frecuencia equivale a una diferencia de 63 Hz para protones en el interior de un campo magnético de 1.5 T, es decir, en 8 ms protones en el interior de un mismo vóxel (elemento de volumen) que experimentan variaciones de 1 ppm en su campo magnético se encuentran desfasados 180° , de forma que su señal se cancela perdiendo intensidad en la imagen final.
2. Existen también alteraciones del campo magnético a nivel molecular. Los átomos de oxígeno, por ejemplo, son altamente electronegativos y tienden a atraer a su alrededor la mayor parte de la nube electrónica que comparten con el átomo de hidrógeno en una molécula de agua. Así, los átomos de hidrógeno experimentan un menor apantallamiento y un mayor campo magnético, de forma que aumenta su frecuencia de precesión.

3. Diferentes sustancias tienen distintas permeabilidades magnéticas y por tanto su respuesta ante un campo magnético es diferente. Estas variaciones locales en el campo magnético provocan variaciones en la frecuencia de precesión de los núcleos.

Podemos expresar el tiempo de relajación espín-espín como

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2''}$$

Donde T_2 es el tiempo de relajación intrínseco debido a la geometría de la molécula y T_2' el tiempo de relajación debido a la inhomogeneidad de la muestra, del imán y de los gradientes.

La pérdida de magnetización transversal debida a T_2' es recuperable, pues es debida al desfase de los espines provocada por las inhomogeneidades ajenas a los espines. Si enviamos al sistema un pulso que vuelva a situar los espines en fase podemos recuperar la señal perdida. En cambio las pérdidas debidas a T_2 no son recuperables, pues están ligadas a variaciones locales, aleatorias y temporales de los campos.

La pérdida de coherencia de fase no tiene por qué ocurrir sólo entre vóxeles adyacentes, sino que puede darse en el interior de un mismo vóxel. Por ejemplo, las moléculas de grasa y agua procesan a frecuencias ligeramente diferentes, el átomo de hidrógeno en la molécula de agua se encuentra menos apantallado por la nube electrónica de su oxígeno acompañante, mucho más electronegativo. Así, experimenta un mayor campo magnético y procesa a mayor velocidad que un átomo de hidrógeno de la molécula de grasa. Si un

vóxel contiene la misma cantidad de agua que de grasa en un cierto instante, los espines se encontrarán desfasados y la señal se cancelará.

Aunque en otro instante pueden encontrarse en fase y sus señales se sumarán, puesto que el desfase no es constante. El tiempo de relajación espín-espín viene determinado por la rapidez con la que se produce el desfase en los espines, y dependerá también del tipo de sustancia con la que trabajemos.

Las moléculas de agua presentan un movimiento rápido, por lo que las inhomogeneidades en el campo magnético vienen promediadas rápidamente. Se produce un desfase lento ($T_2 \gg$). Además debido a su estructura molecular, la interacción entre los espines de hidrógeno es pequeña. Los sólidos, en cambio, son un tejido muy compacto con grandes interacciones espín-espín ($T_2 \ll$), es decir, grandes alteraciones de campo magnético local. Por último la grasa presenta un comportamiento intermedio entre los sólidos y el agua. Para la mayoría de las sustancias el decaimiento de la magnetización transversal es mucho más rápido que la recuperación de la magnetización longitudinal, esto es $T_2 \ll T_1$. Los valores para estos dos tiempos en el caso de tejidos biológicos son aproximadamente:

$$50\mu\text{s} < T_1 < 1 \text{ s}$$

$$10 \mu\text{s} < T_2 < 100 \text{ ms}$$

El tiempo de relajación espín-retículo depende de la intensidad del campo aplicado, del tipo de equipo, de la temperatura, del espesor de tejido que se tome. Presenta mucha variabilidad y por ello su estudio no es muy útil. En

cambio el tiempo de relajación espín-espín es independiente del campo aplicado.

2.2. Señales emitidas tras la excitación de la muestra

- Señal de FID (Free InductionDecay)

Una vez que hemos apagado el impulso a radiofrecuencia, el sistema relaja al equilibrio según las ecuaciones de Bloch. Las bobinas de recepción de señales suelen encontrarse siempre en el plano xy. Al encontrarse estas bobinas en un plano perpendicular al eje z, sólo las componentes transversales son capaces de generar variaciones de flujo en las bobinas de recepción, es decir, sólo estas permiten observar la relajación de la magnetización al equilibrio. Obtenemos por esto la inducción de una corriente eléctrica en la antena según la Ley de Faraday. La señal detectada en la antena se denomina FID (Free InductionDecay) como consecuencia de la variación de flujo de la magnetización transversal.

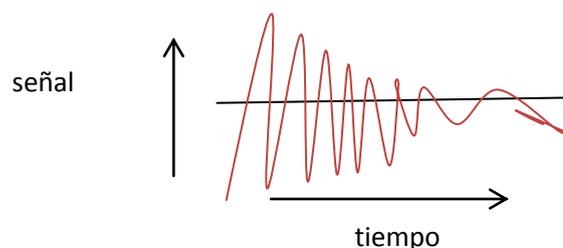


Figura 2. Señal de FID

- Señal de eco

Después del pulso a RF, generalmente a 90° (pasa a encontrarse sobre el plano xy) la magnetización transversal debería decaer con una constante de tiempo T2. A causa de la inhomogeneidad del campo magnético se observa un decaimiento más rápido, con constante de tiempo T2*, la pérdida de magnetización transversal debida a T2' es recuperable. Si aplicamos sobre el sistema un pulso de reenfoque que obligue a refasarse a los espines, un pulso de 180° sobre el plano xy, podemos recuperar la señal perdida y obtener una señal de eco. Las pérdidas debidas a T2 no son recuperables, pues están ligadas a variaciones locales, aleatorias y temporales de los campos.

La figura 3 muestra la relajación T2 frente a la relajación T2*, combinación de las pérdidas de fase recuperables y no recuperables debidas a las inhomogeneidades del campo. Esta figura ilustra gráficamente la pérdida de la intensidad de la señal debido al desfase de los espines.

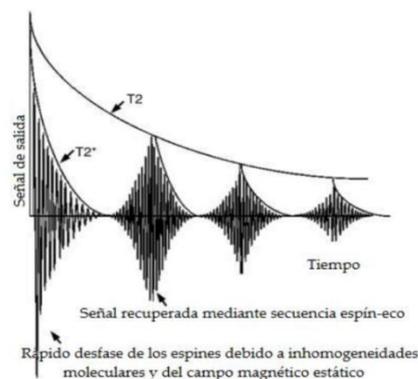


Figura 3. Relajación T2 frente a relajación T2* donde se muestran la señal de FID y varias señales de eco.

2.3. Tipos de excitación.

Introducción a las secuencias de pulsos

El eco de espín puede ser generado a través de dos técnicas de excitación de los espines. La primera utiliza una pareja de impulsos de radiofrecuencia y produce el llamado eco de Hahn, mientras que la segunda recurre a una inversión de los gradientes de campo magnético y produce el eco de gradiente. La secuencia de Hahn o secuencia espín-eco propone la aplicación de dos pulsos de radiofrecuencia. El primero es un pulso de 90° , seguido tras un tiempo τ por un pulso de 180° (refocusing pulse). Este permite la focalización de los espines y por tanto la medida del tiempo de relajación T_2 , evitando así los efectos de las inhomogeneidades que hacen decaer más rápidamente la magnetización transversal.

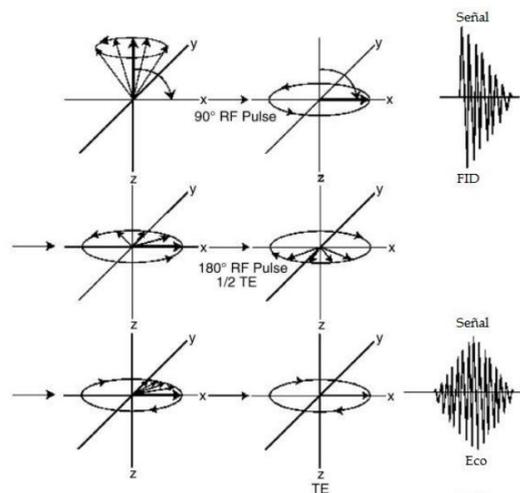


Figura 4. Diagrama que muestra la evolución del vector magnetización en una secuencia espín-eco y las señales correspondientes. La coherencia de fase se

consigue gracias al pulso de 90° , después del cual comienza el desfase. Se aplica entonces un pulso de 180° .

La secuencia eco de gradiente genera la señal de eco a través de una secuencia de gradientes de campo magnético. A diferencia de la anterior esta no produce la compensación de las inhomogeneidades del campo magnético ya que no tiene un pulso de reenfoque de 180° , por lo que el decaimiento de la magnetización transversal permite determinar el tiempo de relajación $T2^*$. La señal de eco contiene información de toda la muestra.

El tiempo de repetición TR es el tiempo entre dos pulsos de excitación, mientras que el tiempo de eco TE es el tiempo entre la aplicación del pulso de 90° y el máximo del eco

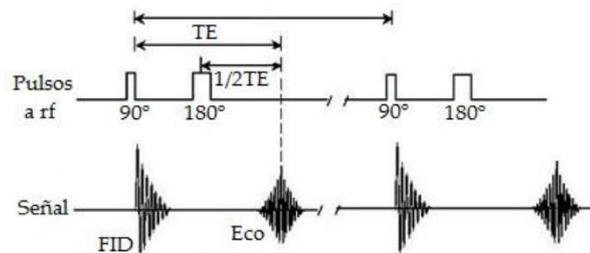


Figura 5. Pulsos a RF junto con las señales correspondientes.

Mediante esta y otras secuencias podemos también generar distintos contrastes en la imagen modificando los tiempos característicos de la secuencia TE y TR. Así, podemos obtener imágenes ponderadas en T1, en T2 o en densidad protónica (DP).

En este caso concreto, cuanto menor sea el tiempo de eco TE, menor desfase de los espines se producirá y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación T2 asociado a dicho desfase.

Cuanto mayor sea el tiempo de repetición TR, mayor será la magnetización recuperada al inicio de la nueva secuencia de pulsos y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación T1. Si conseguimos eliminar el efecto de los tiempos T1 y T2 de la imagen esta mostrará diferencias en función de la densidad de protones del tejido, es decir, la imagen estará ponderada en densidad protónica.

De otra forma, la imagen estará ponderada en T1 o en T2. Una vez definidos los parámetros que determinan la secuencia de pulsos, podemos expresar la intensidad de la señal obtenida I a partir de la expresión:

$$I = S \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) * \left(1 - e^{-\frac{TE}{T_2}}\right)$$

Donde S es la densidad de espines de la muestra, TR el tiempo de repetición y TE el tiempo de eco. La densidad de espines de la muestra (proton spin density) es un parámetro importante en la intensidad de la señal que recibimos del tejido. Las sustancias que contienen un mayor número de átomos de hidrógeno presentan mayor intensidad de señal que aquellas que contienen un menor número.

2.4. Sistema de gradientes

Debido a un campo magnético estático los espines se encuentran en precesión en torno a la dirección de dicho campo, que consideramos dirección z. En general, un pulso de RF de 90° abate la magnetización sobre el plano xy donde comienza el desfase de los espines. En el caso de la secuencia espín-eco, un tiempo τ ($\tau = TE/2$) más tarde se aplica un pulso a 180° que permite recuperar de nuevo la coherencia de fase y la generación de un eco en un tiempo TE desde la aplicación del pulso a 90°.

Una vez comprendida la formación de la señal de eco en MRI nuestro propósito es averiguar cómo podemos separar las señales que nos llegan de cada punto del tejido, es decir, cómo obtener información concreta sobre cada punto de la imagen y no sobre la imagen al completo.

Es necesaria la introducción de los gradientes de campo magnético, generados mediante el paso de corriente eléctrica alterna a través de bobinas. Donde provoca que las señales de los tejidos presenten frecuencias dependientes de su posición $p(x,y,z)$, de la forma

$$\omega(p) = \gamma * B(p) = \gamma * (B_0 + G * p)$$

Donde γ es el factor giromagnético, constante para un núcleo dado, B es el campo magnético en función de la posición p, B_0 es el campo magnético

estático y G es el gradiente de campo magnético aplicado a lo largo de una dirección cualquiera.

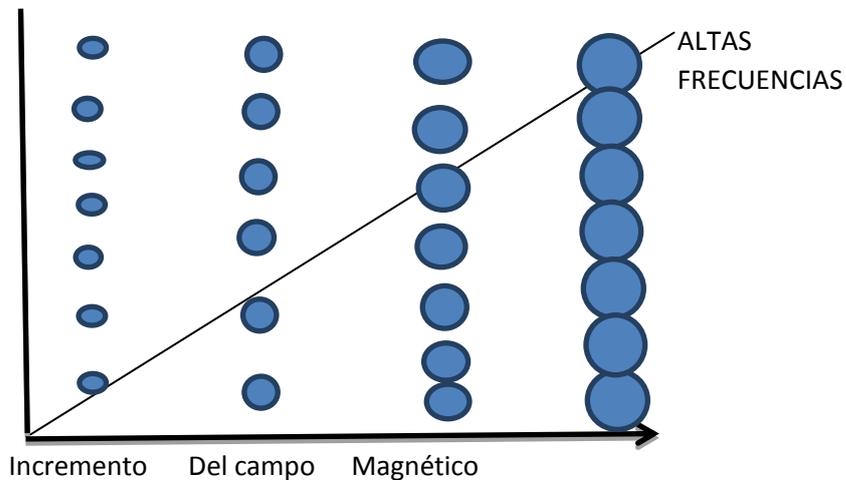


Figura 6. Gradiente de campo magnético. Las frecuencias de precesión de los protones se indican mediante círculos de tamaño creciente.

En un campo magnético homogéneo ($G = 0$) las señales de todos los puntos del objeto presentan una misma frecuencia y fase, es decir, todos los momentos magnéticos se encuentran procesando a la misma frecuencia y con una misma fase, por lo que sus señales se suman constructivamente. Necesitamos separar la contribución de cada uno de estos puntos.

2.4.1. Selección de rodaja

Cuando una sustancia se encuentra en el seno de un campo magnético los protones que la componen se alinean con el mismo en un movimiento de precesión. La frecuencia de precesión de los protones depende exclusivamente de la intensidad del campo magnético según la relación de Larmor, por lo que

si aplicamos un gradiente de campo a lo largo de la dirección z, los núcleos procesarán a distintas frecuencias en función de su posición.

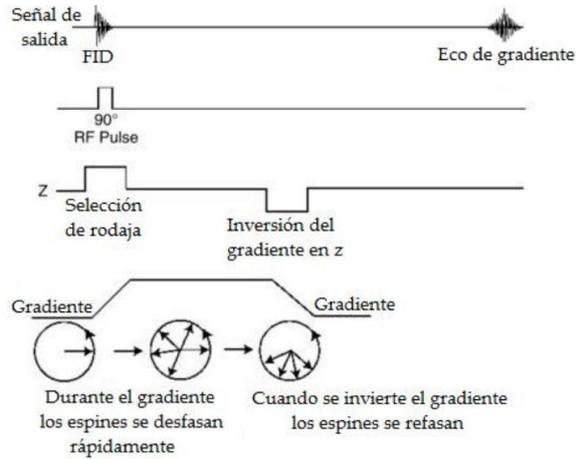


Figura 7. Secuencia eco de gradiente. Cuando se aplica el gradiente G_z .

El gradiente negativo que ilustra la figura pretende recuperar la coherencia de fase perdida con la introducción del primer gradiente G_z . Para conseguir la excitación de los núcleos (la rotación de la magnetización desde un punto de vista clásico) debemos irradiar el sistema con una energía de frecuencia igual a la frecuencia de Larmor de los núcleos que deseamos excitar.

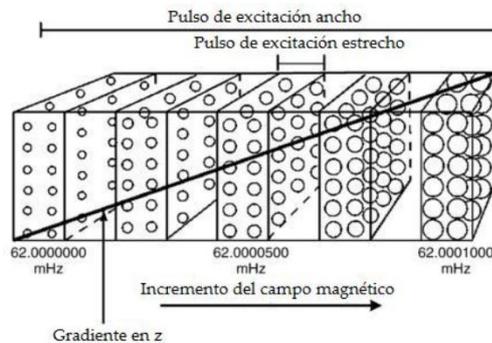


Figura 8. Gradiente en dirección z a través de un volumen de tejido. Con un pulso de excitación estrecho sólo la franja central de los núcleos de hidrógeno interactuará con la radiofrecuencia incidente y será excitada.

Así hemos conseguido reducir el problema de 3D a 2D en términos de localización espacial. El gradiente de campo en dirección z (G_z) es un gradiente de selección de rodaja (slice selection) por convencionalismo, en realidad se puede aplicar en cualquier dirección.

2.4.2. Codificación espacial

Un conjunto de píxeles es difícil diferenciar qué zona del tejido presenta la señal RM más fuerte en ausencia de gradientes. La estrategia en RMI es aplicar un campo magnético diferente en cada punto, de forma que cada posición del objeto experimente un campo distinto y pueda diferenciarse de manera unívoca, en MRI los tejidos se codifican mediante los gradientes para cantar con fases y frecuencias únicas para cada punto.

Estos gradientes se aplican en las direcciones x e y y reciben el nombre de G_x , gradiente de lectura o gradiente de codificación en frecuencia y G_y o gradiente de codificación en fase respectivamente.

2.4.2.1. Codificación en fase (Gy)

Una vez que hemos reducido el objeto de 3D a 2D mediante la aplicación de un gradiente en dirección z, la codificación en fase es el siguiente paso para la obtención de imágenes en MRI.

Una vez aplicado el pulso de 90° con el gradiente G_z apagado, los espines se encuentran procesando en el plano xy con una misma frecuencia y una misma fase. Asumamos por simplicidad que no existe pérdida de la coherencia de fase. Si en este momento aplicamos un gradiente en dirección y, aquellos espines que experimenten mayor intensidad de campo comenzarán a procesar más rápido, de forma que los espines adquieren diferente fase en función de su posición pues el cambio en la fase es uniforme a lo largo del gradiente aplicado. Todos los espines de una misma fila en dirección x presentarán una misma fase, no así los espines de una misma columna.

Si ahora apagamos el gradiente G_y los espines vuelven a procesar con una misma frecuencia, pero conservan memoria acerca de su fase relativa, se ha producido un cambio permanente en la fase de cada fila. Esto puede observarse en las siguientes figuras

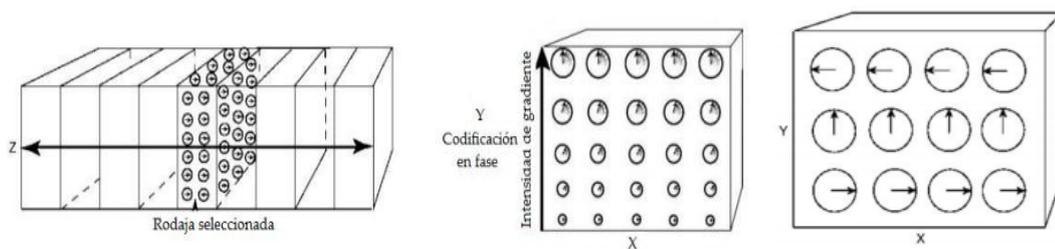


Figura 9. Codificación de los espines a lo largo de una dirección.

Debemos aplicar un gradiente de codificación de fase Gy distinto cada vez que apliquemos la secuencia de pulsos, codificamos así distintas frecuencias espaciales en y. Con cada uno de ellos obtendremos una señal de eco diferente. En este punto y debido a la variación del campo magnético estático comienza a producirse un desfase rápido de la muestra. A través de un pulso de 180° conseguimos que para un tiempo $t = TE$ todos los espines de cada columna se encuentren de nuevo en fase.

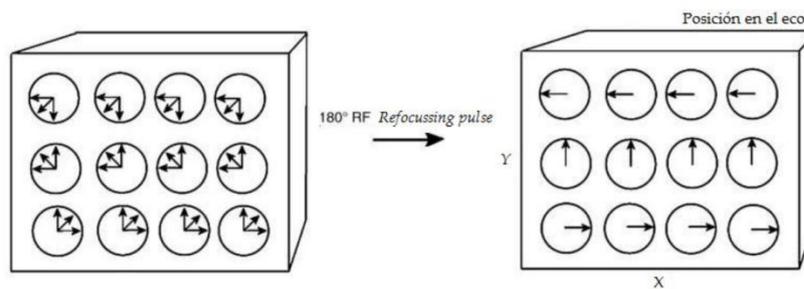


Figura 10. Los espines de los protones son invertidos por un pulso de 180° .

Aun así, recuerdan su fase anterior y cómo podemos observar existe una diferencia de fase entre espines de diferentes columnas. Con la aplicación de este gradiente, cada fila del objeto adquirirá una fase diferente, de forma que al apagarlo obtendremos una codificación espacial del objeto en columnas. Cuanto mayor sea la intensidad del gradiente, más rápida será la variación de la fase de los espines dentro de una misma columna. Cada intensidad de gradiente corresponderá a una frecuencia espacial de variación. Cualquier gradiente que apliquemos antes de la lectura del eco codificará en fase, pues una vez que lo apagamos los espines vuelven a recuperar su frecuencia de precesión original (según el campo estático) y el único cambio apreciable será

la diferencia de fase. La codificación en fase es por esto una codificación estática.

2.4.2.2. Codificación en frecuencia

El último paso para conseguir una caracterización única de cada píxel de la imagen es la aplicación de un nuevo gradiente a lo largo del eje x. Este se aplica durante la lectura de la señal, por lo que recibe el nombre de gradiente de lectura y permite que los espines experimenten diferentes campos magnéticos en función de su posición a lo largo de la dirección x como muestra la figura.

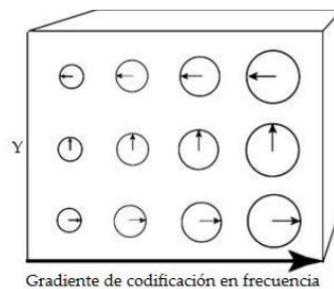


Figura 11. Aplicación de un gradiente en dirección x.

Una vez aplicados estos gradientes cada píxel puede ser caracterizado unívocamente en términos de su fase y su frecuencia.

El gradiente de codificación en frecuencia sólo puede aplicarse durante la lectura del eco, no existe otra forma de codificar frecuencias. Si lo aplicamos antes de la lectura, al apagarlo todos los espines volverían a procesar a la misma frecuencia y habríamos obtenido otra nueva codificación en fase.

Es por esto que al igual que la codificación en fase es una codificación estática, la codificación en frecuencia es una codificación dinámica.

2.5. El Espacio k

2.5.1. Introducción al espacio k

El espacio k es la representación del contenido en frecuencias espaciales del objeto, es donde se escriben las señales de voltaje recibidas de la muestra, es decir, las señales de eco.

Cuando aplicamos los gradientes de codificación espacial pretendemos individualizar cada píxel de la imagen, de forma que los protones en cada uno de ellos procesen con una frecuencia y una fase únicas. Una vez aplicado el gradiente de selección de rodaja, el gradiente de codificación de fase realiza una codificación en columnas del objeto. Cada intensidad de gradiente G_y corresponde por tanto a una frecuencia espacial. Tras la aplicación de G_y y durante la lectura del eco, codificamos de nuevo la señal de la muestra pero esta vez en frecuencias, de forma que el eco obtenido corresponde a una determinada intensidad de G_y , es decir, a una determinada frecuencia espacial en y, y a todas las intensidades de G_x , esto es, a todas las frecuencias espaciales en x. Denominamos k_x y k_y a los ejes del espacio k.

La señal de eco recogida en MRI puede escribirse como un grupo de funciones periódicas sinusoidales caracterizadas por distintas fases y

frecuencias. A cada eco corresponde a una única k_y y a todas las k_x posibles. Por ello, cada punto del espacio k contiene información de toda la imagen y cada punto de la imagen es combinación de todos los datos del espacio k .

El espacio k y el espacio de la imagen son representaciones alternativas de un mismo objeto. El primero representa señales de voltaje en función de coordenadas de frecuencia espacial k_x y k_y (dominio de frecuencias) mientras que el espacio de la imagen recoge intensidad de señal en función de coordenadas espaciales x e y . La herramienta matemática que relaciona ambos espacios es la transformada de Fourier.

En la siguiente figura podemos ver la representación de un espacio k junto con su imagen asociada. La escala para la representación de dicho espacio es logarítmica.

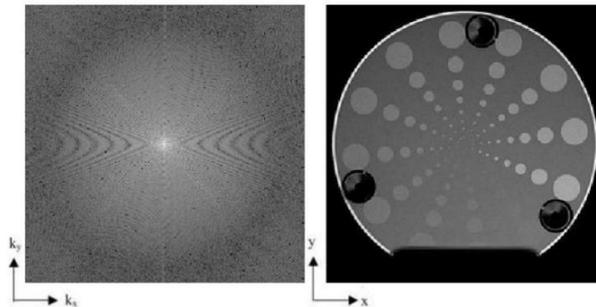


Figura 12. Espacio k de un objeto e imagen correspondiente a dicho espacio k .

Las señales en MRI, pueden representarse de dos formas distintas pero equivalentes. Estos pares de variables incluyen tiempo y frecuencia para el sonido y posición y frecuencia espacial para MRI. La posición en el espacio k

(k_x, k_y) viene gobernada por el efecto acumulativo de los gradientes a lo largo de los ejes correspondientes desde el pulso de excitación hasta el momento en el que los datos son recogidos. Matemáticamente las coordenadas k_x y k_y vienen dadas por:

$$k_x(t') = \int_0^{t'} \gamma G_x(t) dt \quad k_y(t') = \int_0^{t'} \gamma G_y(t) dt$$

Donde γ es la razón giromagnética, $G(t)$ es la intensidad del gradiente en función del tiempo y t' es el tiempo en el que tomamos los datos.

Cuanto mayor sea el número de espines con una determinada frecuencia espacial más intensa será la señal.

2.5.2. Conceptos importantes en el espacio k

- La intensidad y duración de los gradientes establecen la posición de un punto en el espacio k, es decir, cuanto mayor sea el área del gradiente aplicado, más lejos del centro del espacio k (correspondiente a $k_x = 0$, $k_y = 0$) se encontrará el punto correspondiente.
- Para el procesamiento de los datos es necesario que las señales se encuentren digitalizadas, esto es, deben ser discretizadas y en los intervalos de tiempo adecuados. La frecuencia mínima de muestreo adecuada para evitar artefactos en la imagen recibe el nombre de frecuencia de Nyquist. El número de puntos recogidos a lo largo de cada

eje del espacio k es típicamente una potencia de 2 (es decir, 128, 256 ó 512).

- Las coordenadas del espacio k son frecuencias espaciales, con unidades de inversa de la distancia (m^{-1}). La frecuencia espacial describe la tasa de variación de las características de la imagen en función de la posición. Las imágenes RM de un objeto grande y uniforme, como por ejemplo el hígado, no varían esencialmente a través de un amplio rango de coordenadas espaciales, por lo dicho objeto produce una gran cantidad de señales de baja frecuencia espacial. En cambio, cuando encontramos el borde del hígado, las señales cambian rápidamente en función de la posición. Las interfases entre tejidos, los cambios bruscos en la intensidad de la señal, vienen codificados por altas frecuencias espaciales.
- Gran parte de la información sobre la imagen, incluyendo el contraste y la forma general, está contenida en el centro del espacio k , lo que presenta importantes aplicaciones para algunas secuencias de pulsos. Esto es, una imagen reconstruida a partir de datos de baja frecuencia situados en el centro del espacio k presenta baja resolución espacial, mientras que una imagen reconstruida a partir de los datos de la periferia del espacio k revela información de los detalles de alta frecuencia. En general, la intensidad de señal es mayor en el centro del espacio k , pues los objetos suelen presentar menos protones con k_x elevadas, es decir, existe un menor número de zonas donde la frecuencia cambie de forma rápida.

La figura 13 representa varios espacios k y sus imágenes asociadas. El primer conjunto de imágenes muestra un espacio k completo y su imagen correspondiente. En el segundo caso vemos cómo al eliminar gran cantidad de información en el espacio k (hemos convertido en ceros las líneas correspondientes a las altas frecuencias) la imagen es aceptablemente buena, aunque podemos observar un cierto emborronamiento consecuencia de la eliminación de altas frecuencias. En el tercer y último caso hemos convertido en ceros las líneas centrales del espacio, obteniendo una imagen en la que sólo se aprecian los bordes de la misma.

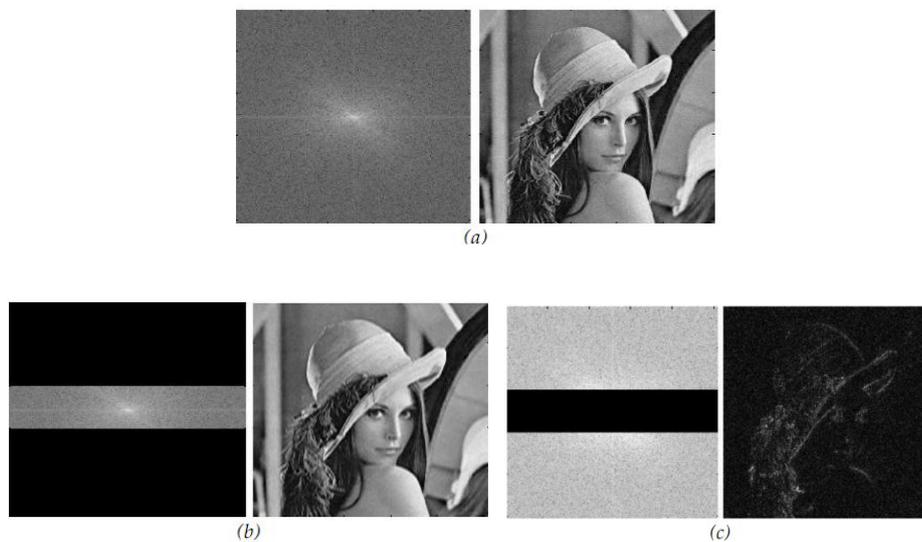


Figura 13. La figura (a) muestra un espacio k completo y su imagen asociada. En la figura (b) se han convertido en ceros los datos de la periferia y en (c) los datos de las líneas centrales del espacio k .

Gradientes de área pequeña codifican eventos que presentan bajas frecuencias espaciales. Estos datos se representan en el centro del espacio k .

Gradientes de área grande codifican eventos de altas frecuencias espaciales, representados en la periferia del espacio k.

Comenzando con información de baja frecuencia espacial en el centro del espacio k y añadiendo progresivamente más datos de la periferia en la reconstrucción mejoramos la resolución de la imagen, pero no el contraste, como se puede apreciar en la figura 14.

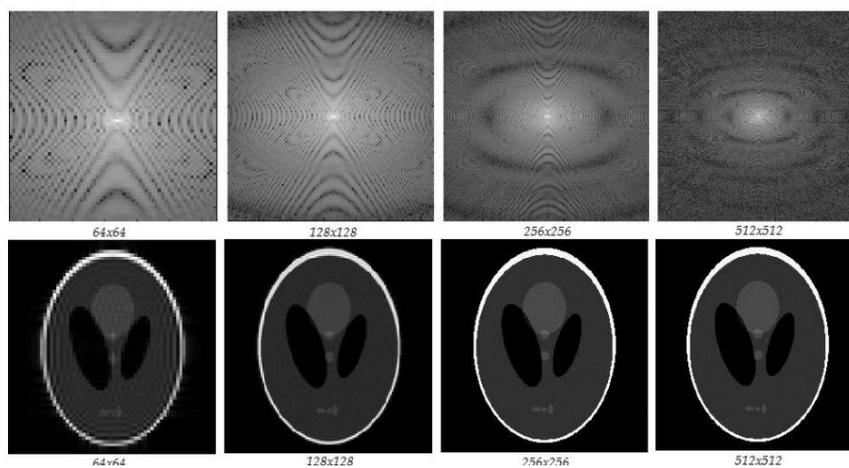


Figura 14. Espacios k y figuras correspondientes.

2.5.3. Trayectorias en el espacio k

Existen diferentes formas de adquirir los datos del espacio k. El orden de llenado del espacio k recibe el nombre de trayectoria. Hay cuatro grandes clases de trayectorias: cartesiana, eco-planar (EP), radial y espiral [3]. En general la trayectoria cartesiana es la más utilizada en adquisición de datos. Consiste en la adquisición línea a línea del espacio k. Para un valor de k_y fijo adquirimos todos los posibles valores de k_x . Es decir, aplicamos una secuencia de pulsos para un determinado valor del gradiente G_y y adquirimos un eco,

correspondiente a una línea del espacio k. Una vez hecho esto, aplicamos de nuevo la misma secuencia de pulsos con un nuevo gradiente de codificación en fase, adquiriendo otra línea diferente a la anterior. Y así sucesivamente.

El orden de adquisición de las líneas puede variar en función del objetivo que pretendamos. Podemos recoger las líneas del espacio k desde arriba hacia abajo o viceversa. También podemos alternar líneas comenzando por el centro del espacio k. Todo depende del tipo de objeto que queramos estudiar o de los aspectos del mismo que queramos dominen la imagen.

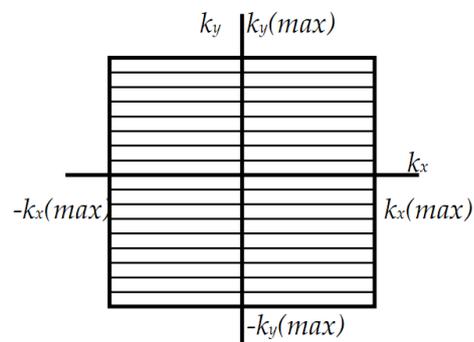


Figura 15. Espacio k

2.6. Adquisición de datos e instrumentación

2.6.1. Adquisición de datos

Inicialmente tanto la emisión como la recepción de radiación electromagnética en MRI se realizaban a lo largo de un mismo eje, en una misma dirección.

El diseño de este tipo de bobinas era más sencillo pero a su vez era más ineficiente a la hora de transmitir pulsos a radiofrecuencia, así como no era capaz de extraer toda la información posible acerca de la señal emitida por la

muestra. La solución a estas limitaciones vino en forma de bobinas en cuadratura o circularmente polarizadas para la recepción de señales, pues la magnetización de la muestra queda unívocamente determinada bajo la presencia de dos receptores, denominados en general canal real y canal imaginario.

Esta designación es totalmente arbitraria, pues la señal de uno de los canales no es más real que la señal medida en el otro canal. Los términos en fase y en cuadratura (se suelen denotar I y Q) son quizá más convenientes. Estos se definen como componentes de la señal total cuya fase está desplazada 0° y 90° con respecto al oscilador a radiofrecuencia situado en el interior del scanner. La magnetización puede ser interpretada por tanto como un vector en el espacio con componentes real e imaginaria, obtenidas a través de los canales I y Q, por lo que los datos pueden ser reconstruidos de diferentes formas: como una imagen real, como imagen imaginaria, como imagen en magnitud o como imagen en fase. La imagen más utilizada es la imagen en magnitud, obtenida como la raíz cuadrada de la suma de las partes real e imaginaria al cuadrado

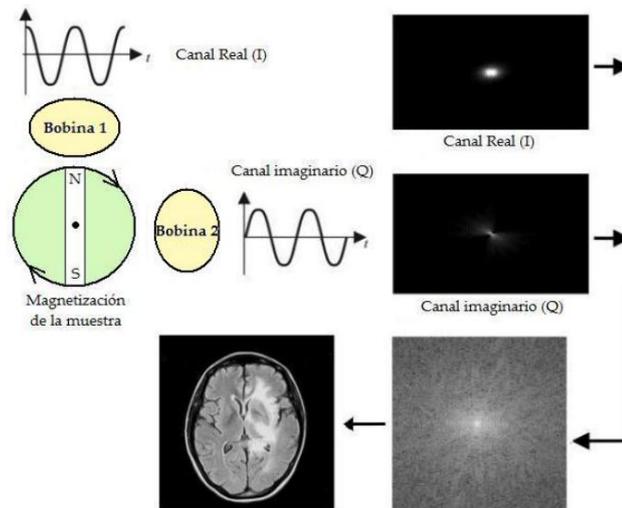


Figura 16. Esquema de la combinación de datos de los canales real e imaginario para la construcción del espacio k

Las bobinas de adquisición forman parte del sistema a radiofrecuencia explicado en el siguiente apartado del trabajo.

2.6.2. Instrumentación

Un equipo de Resonancia Magnética consta de los siguientes elementos fundamentales:

- Imán principal

El imán principal crea el campo magnético estático que produce la magnetización macroscópica de la muestra.

- Bobinas generadoras de gradiente

Los gradientes de campo magnético son necesarios para realizar la codificación espacial del objeto. Producen una variación lineal en la intensidad

del campo en una dirección concreta del espacio y lo consiguen mediante pares de bobinas situadas en cada dirección. Esta variación se añade al campo magnético principal, más potente.

El rápido apagado y encendido de los gradientes de campo induce corrientes en los materiales conductores cercanos a los gradientes (cables eléctricos, antenas, envolturas criogénicas.). Estas corrientes inducidas (Eddy currents) se oponen a los gradientes de campo y generan un decaimiento en su perfil. Existen diferentes métodos para contrarrestarlas. El apagado y encendido de los gradientes genera también fuerzas de Lorentz, causantes de vibraciones en las bobinas de gradiente y en sus soportes. Estas vibraciones son la principal fuente del ruido característico en MRI.

- Sistema a radiofrecuencia

El sistema a radiofrecuencia incluye los componentes encargados de la transmisión y recepción de señales a radiofrecuencia para la obtención de imágenes. Estos componentes están relacionados con la excitación de los núcleos, la selección de rodaja, los gradientes aplicados y la adquisición de señales. Las bobinas poseen una importancia fundamental en el sistema a radiofrecuencia. En la transmisión, el objetivo es obtener una excitación uniforme a través del volumen del objeto, mientras que en recepción interesa que las bobinas presenten una sensibilidad elevada y buena relación señal-ruido. El sistema a radiofrecuencia también incluye los convertidores analógico-digitales y un espectrómetro para recibir y analizar la señal. En general un escáner MR presenta una bobina de cuerpo entero, situada en el cilindro de la máquina, que cubre homogéneamente el volumen del cuerpo. Las

bobinas de superficie se colocan en contacto directo con la zona de interés, presentan menos profundidad y son más heterogéneas. Ofrecen mejor relación señal-ruido. Pueden también asociarse en una matriz de bobinas receptoras (phased-array).

- Sistema informático La coordinación de las numerosas etapas del proceso de imagen en MRI se realiza mediante un sistema informático, responsable de las secuencias, el espectrómetro, la reconstrucción de los datos y el postprocesado.

CAPÍTULO 3

3. RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN IRM Y CALIDAD DE IMAGEN

Reconstrucción de la imagen de IRM

3.1. Introducción.

Generación de las imágenes: Una vez tomadas las señales de la energía liberada de los protones, donde estos vuelven al estado de equilibrio; son captados por un receptor y analizada por un ordenador que la transforma en imágenes. Estas imágenes son luego impresas en placas.

Modificados con Z de gradiente de variar el campo estático en rodajas de diferentes. Con el uso de pulsos de RF con una frecuencia determinada para excitar a una rebanada a la vez. Ingresas el uso de X-pendiente y pendiente-Y para diferenciar los voxels en un trozo. Realizando así exploración polar. La señal recibida es que la muestra de la transformada de Fourier 2D.

3.2. Eco Gradiente secuencia de pulsos

El eco de espín puede ser generado a través de dos técnicas de excitación de los espines. La primera utiliza una pareja de impulsos a radiofrecuencia y produce el llamado eco de Hahn, mientras que la segunda recurre a una inversión de los gradientes de campo magnético y produce el eco de gradiente. La secuencia de Hahn o secuencia espín-eco propone la aplicación de dos pulsos de radiofrecuencia.

Para la segunda se aplica entonces un pulso de 180° que invierte la dirección de los espines permitiendo que en el máximo del eco todos los espines se encuentren en fase. La secuencia eco de gradiente genera la señal de eco a través de una secuencia de gradientes de campo magnético. Donde el decaimiento de la magnetización transversal permite determinar el tiempo de relajación T_2 . La señal de eco contiene información de toda la muestra. El tiempo de repetición TR es el tiempo entre dos pulsos de excitación, mientras que el tiempo de eco TE es el tiempo entre la aplicación del pulso de 90° y el máximo del eco.

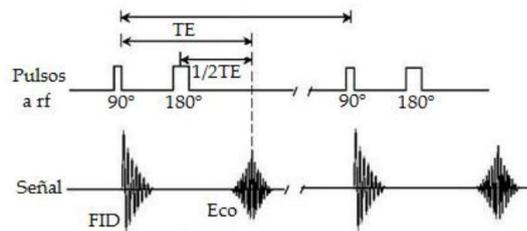


Figura 17. Secuencia espín-eco. La figura muestra los pulsos a rf junto con las señales correspondientes.

Mediante esta y otras secuencias podemos también generar distintos contrastes en la imagen modificando los tiempos característicos de la secuencia TE y TR. Así, podemos obtener imágenes ponderadas en T1, en T2 o en densidad protónica (DP). En este caso concreto, cuanto menor sea el tiempo de eco TE, menor desfase de los espines se producirá y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación T2 asociado a dicho desfase. Cuanto mayor sea el tiempo de repetición TR, mayor será la magnetización

recuperada al inicio de la nueva secuencia de pulsos y menor efecto tendrá en la imagen el tiempo de relajación T1. Si conseguimos eliminar el efecto de los tiempos T1 y T2 de la imagen esta mostrará diferencias en función de la densidad de protones del tejido, es decir, la imagen estará ponderada en densidad protónica. De otra forma, la imagen estará ponderada en T1 o en T2.

Una vez definidos los parámetros que determinan la secuencia de pulsos, podemos expresar la intensidad de la señal obtenida I a partir de la expresión:

$$I = S. \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) * \left(1 - e^{-\frac{TE}{T_2}}\right)$$

Donde S es la densidad de espines de la muestra, TR el tiempo de repetición y TE el tiempo de eco. La densidad de espines de la muestra (proton spin density) es un parámetro importante en la intensidad de la señal que recibimos del tejido. Las sustancias que contienen un mayor número de átomos de hidrógeno presentan mayor intensidad de señal que aquellas que contienen un menor número.

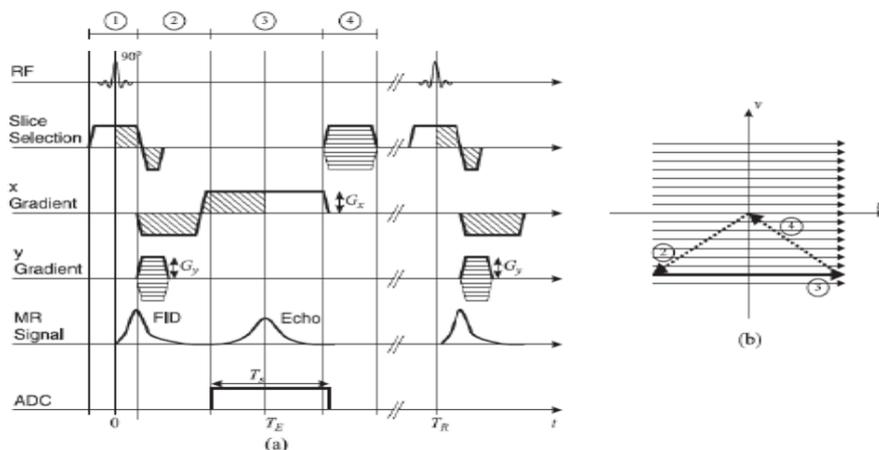


Figura 18. Eco real Gradiente secuencia de pulsos

3.3. Eco- spin secuencia de Polar pulsos

Origen de la secuencia.

Se sabe que siempre se busca el equilibrio entre el tiempo de adquisición y la calidad de imagen. La señal de ruido además se puede optimizar aumentando el número de adquisiciones. Con lo que se sabe que para apilar este desequilibrio se ha utilizado secuencias más rápidas que ofrezcan contrastes similares a los de la secuencia espín eco ponderada en T_1 y T_2 , pero existe una única secuencia rápida en clara competencia con la espín eco T_2 y que ahora se lo utiliza en la práctica clínica es la Turbo espín eco T_2 .

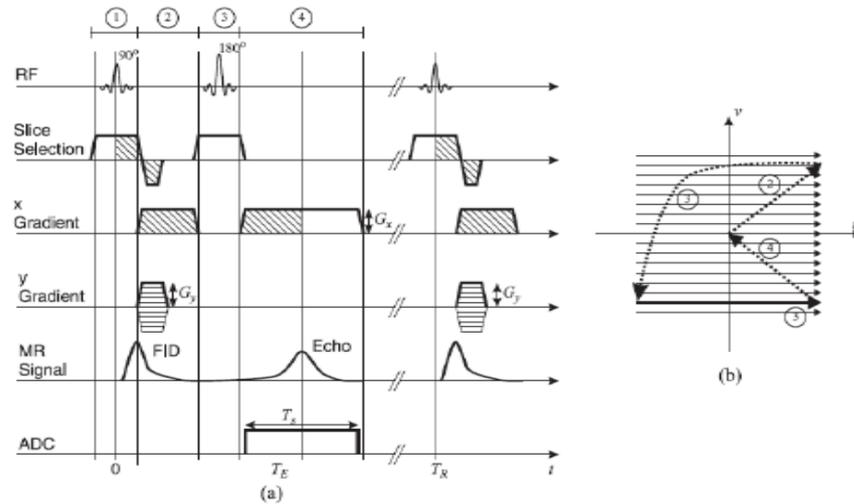


Figura 19.Realista spin-eco secuencia de Polar pulsos

3.3.1. Espacio K

La señal de RM proporciona información de la transformada de Fourier, o espacio K, del objeto inmerso en el campo magnético. Cada vez que se dispara una secuencia de pulsos, se obtiene un eco o línea del espacio K.

El pulso de gradiente de codificación de fase emprime un ángulo relativo entre los espines que es función de su posición. Este ángulo relativo o fase se puede calcular en función de los parámetros de la secuencia:

$$\varphi = T_{\gamma} \cdot f = T_{\gamma} \cdot (\gamma G_{\gamma} \cdot y) = (T_{\gamma} \cdot G_{\gamma}) \cdot \gamma$$

$T_{\gamma} \cdot G_{\gamma}$ = área del pulso de gradiente ciclos/metro.

φ = Área del pulso de gradiente k_y multiplicada por la posición espacial

T_{γ} = Anchura del pulso en ms

G_{γ} = intensidad en mT/m

K = designar el número de onda o frecuencia espacial.

3.3.2. Generación de la señal

La adquisición de datos comienza simultáneamente a la aplicación de un lóbulo positivo de gradiente con un área doble de la del lóbulo negativo, mientras va aumentando el área del pulso de gradiente, la magnitud de la rea total con signo decrece y la longitud de onda espacial decrece. Cuando el área acumulada se

hace cero, la longitud de onda es infinita. Ahora el cronograma de la secuencia, es el tiempo de eco TE. Estos dos lóbulos de gradientes se denominan gradiente de lectura o de codificación en frecuencia.

Como se trata que el campo magnético varíe a lo largo de la muestra solo por efecto de los gradientes de campo aplicados, se sabe que por efecto de los materiales sufren de susceptibilidad magnética, provoca distorsiones locales de campo a nivel macroscópico, es por esto que para compensar la señal perdida se emplea un pulso de refase o pulso de 180°.

Para resolver el objeto en dos dimensiones es necesario aplicar un gradiente en otra dirección: el gradiente de codificación de fase, se asignan las direcciones X e Y a los gradientes de frecuencia y de fase.

$$\varphi = (k_x, k_y) \cdot (y, x) = |k| \cdot |r| \cdot \cos\beta$$

Ahora con esta ecuación se puede describir el efecto de los gradientes de codificación del vector k.

$r = (x, y)$ posición del espín.

k es una magnitud vectorial.

Al comienzo de la adquisición de la señal, el vector k apunta a la posición k_x , k_{max} , en el borde del espacio K y en la posición k_y dada por el área del pulso de codificación de fase previo. Se conecta el gradiente de codificación de frecuencia y el vector k comienza a barrer posiciones desde $-k_{x,max}$ hasta

$+k_{x,max}$, a lo largo de la fila k_y . Cada punto muestreado corresponde a un patrón diferente por su longitud de onda y dirección. El patrón de señal producido por estos patrones de fase es suficiente para reconstruir la imagen.

3.3.3. Características de las secuencias multieco

Cualquier secuencia de pulsos se puede dividir en dos partes: el módulo de preparación de los espines, durante el cual se perturban y se alejan de su alineamiento, y el módulo de lectura, durante el cual se detecta la señal que proviene de su realineación. El módulo distingue las diferentes familias de secuencias. Las secuencias EPI se dividen en dos grupos: Espín eco EPI y eco de gradiente EPI. Su característica es que leen varias líneas del espacio K rompiendo la señal producida por un único módulo de excitación y refasándola mediante gradientes.

El uso clínico de las secuencias EPI vino de la mano de la mejora de la tecnología de los gradientes, para tener una imagen EPI diagnóstica es necesario que el tiempo de lectura de cada línea sea mucho menor que el tiempo T2 del tejido y que todas las líneas se lean antes que la señal haya recaído hasta aproximadamente de su valor inicial.

Los gradientes actuales tienen intensidades de 20 -50 mT/m y de velocidades de subida de 100 – 150 mT/m/ms.

La secuencia de TSE se distingue fundamentalmente de la EPI porque los ecos de la primera son ecos de espín, o sea, que el espaciamiento entre ecos es

bastante mayor que en EPI, y la duración del tren de ecos es un orden de magnitud mayor que el generado con ecos de gradiente.

Sin embargo, los artefactos de desplazamiento químico y de susceptibilidad magnética no son importantes en TSE gracias al reenfoque de cada eco por un pulso de 180° .

El mínimo espaciamiento entre los ecos determina la duración del tren de ecos. Después de que el eco alcanza su máximo, los espines comienzan a desfasarse de nuevo.

En el momento en el que presentan un desfase igual al que tenían justo antes del pulso de 180° anterior pero en sentido contrario, un nuevo pulso de 180° interviene de nuevo la magnetización, que refasa bajo un nuevo gradiente de codificación de fase y forma otro eco.

El gradiente de codificación de fase se aplica después de cada pulso de 180° . Es necesario compensar el gradiente Gy del siguiente pulso 180° para que el área de Gy entre dos pulsos de 180° sea cero.

Este proceso se puede repetir hasta que la relajación T2 destruya la señal. Dependiendo de los parámetros de la secuencia, se pueden adquirir aproximadamente 32 ecos con la misma excitación.

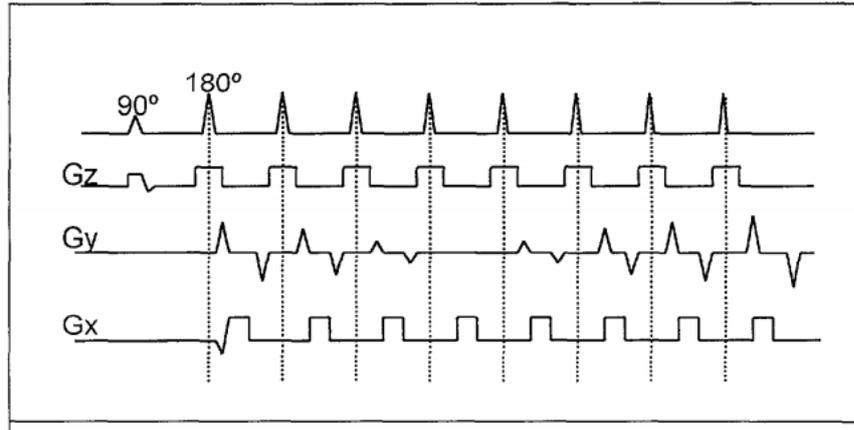


Figura 20. Secuencia turbo espín eco.

3.3.4. Modos de relleno del espacio K

Generados varios ecos tras una única excitación, pero con una codificación de fase diferente para cada uno, es necesario disponerlos ordenadamente para construir el espacio K. La manera de ordenar las codificaciones de fase, es decir, de barrer el espacio K va a imprimir ciertas características a la imagen final. Las cuestiones referentes al tren de ecos afectarán a la calidad de imagen, mientras que el contraste está definido únicamente por el TE y el TR, de la secuencia. Cada eco tiene su propio tiempo de eco, se considera como tiempo eco de la secuencia el del eco que se coloca en el centro del espacio K, donde esta es responsable del contraste de la imagen final. Se denomina TE (tiempos de eco) efectivo.

Cada excitación o disparo recoge un tren de ecos, y cada eco del tren lleva asociado su propio tiempo de eco; agrupar los ecos con el mismo TE en la misma zona o banda del espacio K es una muestra de reducir el número de

discontinuidades. Además, la magnitud de estas disminuye si se colocan vecinas las bandas de tiempos de eco adyacentes.

Si se ordenan los ecos pro orden de adquisición, cada segmento del espacio K contendrá los ecos pertenecientes a un mismo tren de ecos, de esta manera cada segmento está afectado por el decaimiento T2. Entre el último eco de un segmento y le primer eco del segmento siguiente hay un gran escalón. Este decaimiento seguido de escalón se repite a lo largo de la dirección de fase en el espacio K, que se puede describir como un filtro en la dirección de codificación de fase. La periodicidad de esta función es la anchura del segmento, es decir, el ETL. Tras la transformada de Fourier, la imagen se convulsiona con la TF del filtro. Para un espacio K de dimensión N en la dirección de codificación de fase con una función de periodicidad ETL, la imagen contiene fantasmas en los armónicos de la función periódica; para evitar esta situación, se restringe el barrido del espacio K a modos que sitúen ecos con el mismo TE en el mismo segmento.

La estrategia de relleno secuencial asigna el primer eco del tren al extremo positivo k_y de espacio K, y el último eco al extremo negativo.

El barrido de Melki hace que en el centro del espacio K se coloque los números ecos del tren. Las siguientes bandas se dividen en dos y se van colocando simétricamente en ambos lados de la banda central de manera que la banda de los últimos ecos del tren se coloca en los extremos positivo y negativo del espacio K. es adecuado por tanto para obtener imágenes ponderadas en T1. Si se desea cambiar el TE efectivo para mover la ponderación de la imagen hacia

T2, se desplazan las bandas, de suerte que siempre habrá que ensamblar la mitad de la última banda que se ha colocada en el extremo positivo con la otra mitad de la band, que tiene la misma ponderación.

3.4. Reconstrucción de la imagen

La reconstrucción de la imagen es el proceso de transformación de los ecos adquiridos y muestreados del espacio k en una imagen espacial. En MRI convencional se pretende obtener las mejores imágenes posibles para realizar un diagnóstico clínico. La reconstrucción de la imagen en dos dimensiones y suponemos que la adquisición de datos se ha realizado mediante trayectorias de tipo cartesiano.

Se demuestra que la imagen del objeto es la Transformada de Fourier Inversa (IFT) de dicho espacio. Gracias al sistema de gradientes superpuesto al campo magnético estático hemos conseguido realizar una codificación en frecuencias espaciales del objeto. Al hacer la transformada inversa de Fourier bidimensional recuperamos una señal cuya intensidad depende de la posición, es decir, de x e y. Realizamos la Transformada de Fourier Discreta (DFT), cuyas expresiones para una función f(x,y) son:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i*2\pi\left(\frac{k_x x}{M} + \frac{k_y y}{N}\right)}; k_x = 0, 1, \dots, M - 1; k_y = 0, 1, \dots, N - 1$$

$$f(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{kx=0}^{M-1} \sum_{ky=0}^{N-1} F(k_x, k_y) e^{-i*2\pi\left(\frac{k_x*x}{M} + \frac{k_y*y}{N}\right)}; x = 0, 1, \dots, M-1; y = 0, 1, \dots, N-1$$

Donde M x N son las dimensiones de la imagen.

Según el Principio de Separabilidad de la Transformada de Fourier, el par de transformadas discretas de Fourier bidimensionales se puede escribir de forma separada como:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} e^{-i*2\pi\left(\frac{k_x*x}{N}\right)} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i*2\pi\left(\frac{k_y*y}{N}\right)}; k_x = 0, 1, \dots, M-1; k_y = 0, 1, \dots, N-1$$

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{kx=0}^{N-1} e^{-i*2\pi\left(\frac{k_x*x}{N}\right)} \sum_{ky=0}^{N-1} F(k_x, k_y) e^{-i*2\pi\left(\frac{k_y*y}{N}\right)}; x = 0, 1, \dots, M-1; y = 0, 1, \dots, N-1$$

Así, podemos obtener la transformada de una señal bidimensional como la sucesión de dos transformadas unidimensionales con el consiguiente ahorro en la complejidad de la implementación, para calcular la transformada de la imagen, el algoritmo hace en primer lugar la transformada unidimensional de las columnas del espacio k y a continuación, con lo obtenido, la transformada de las filas.

3.5. Secuencias eco-espín y eco de gradiente

La Imagen por Resonancia Magnética es la técnica de imagen más beneficiada por las innovaciones tecnológicas, que la han permitido mejorar tanto en calidad de imagen como en velocidad de adquisición, objetivos principales de los distintos tipos de secuencias. Cada secuencia en MRI es una combinación de gradientes y pulsos a radiofrecuencia. Sea cual sea la secuencia elegida sus objetivos principales son la mejora del contraste de la imagen y la reducción del tiempo de adquisición, limitando también la presencia de artefactos y manteniendo constante la relación señal ruido de la imagen, que trataremos más adelante.

Los componentes esenciales de una secuencia en MRI son por tanto:

- un pulso de excitación a radiofrecuencia
- gradientes de campo magnético que permiten la codificación espacial del objeto.
- una señal de lectura compuesta por uno o varios ecos.

Debemos además elegir los parámetros de la adquisición (TR, TE, ángulo de giro o flipangle.) de acuerdo con nuestros objetivos y manteniendo un compromiso entre el contraste, la resolución espacial y la velocidad de adquisición.

Existen dos familias de secuencias principales en función del tipo de eco:

- Secuencia eco-espín SE (o Hahn-echo)

Descrita tan sólo unos años después del descubrimiento de la NMR, el primer pulso a rf es un pulso de 90° , que abate la magnetización de la muestra dicho ángulo hasta situarla en el plano xy, donde comienza a procesar de forma coherente. Pasado un tiempo comienza el desfase de los espines y la intensidad de la señal decae como una FID. Se aplica entonces un pulso de 180° (refocusing pulse) que invierte los espines un ángulo de 180° con respecto al plano xy y consigue establecer de nuevo la coherencia de fase. Esta se alcanza en el punto máximo del eco. La secuencia de pulsos espín-eco es la introducida para explicar los conceptos de tiempo de repetición y tiempo de eco, pero una vez explicado el sistema de gradientes podemos observar cómo el esquema de una secuencia espín-eco es algo más complicado de lo que vimos anteriormente. En concreto, en la secuencia espín-eco se añaden ahora el gradiente G_z de selección de rodaja aplicado en conjunción con los pulsos de 90° y 180° , un gradiente G_y de codificación de fase creciente con cada TR y un gradiente G_x de lectura. Asociados a estos gradientes aparecen lóbulos positivos o negativos que permiten compensar los desfases que a su vez introducen los gradientes. Permiten que en el máximo del eco todos los espines se encuentren en fase.

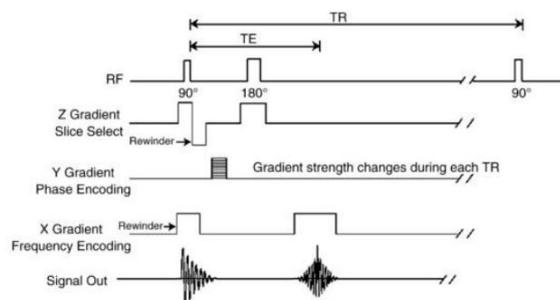


Figura 21. Secuencia espín-eco (SE).

- Secuencia eco de gradiente (GE)

Se encuentra comprendida en los llamados Gradient-recalled acquisition schemes (GRASS) similares a la secuencia de pulsos SE, a excepción de que el pulso de 180° utilizado para generar coherencia de fase en la secuencia SE no se utiliza. En lugar de ello se emplean gradientes adicionales para generar el eco. Su mayor ventaja es que al no utilizar el segundo pulso de 180° la deposición de potencia en el paciente es menor, así como el tiempo de obtención de imágenes. A su vez, como las pérdidas de señal son debidas a T_2 y T_2' , la señal recibida presenta una menor intensidad (se pierde señal debido al desfase) y además dura menos tiempo

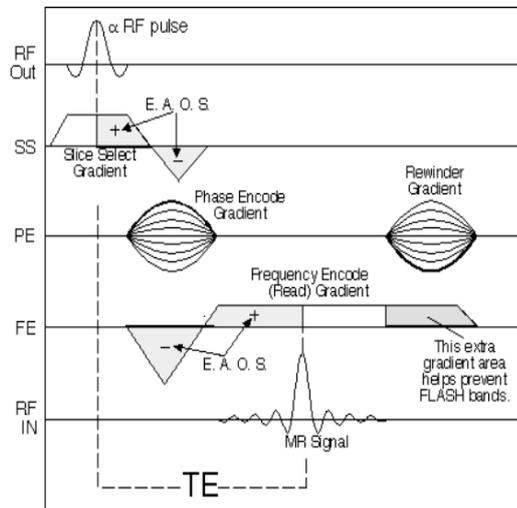


Figura 22. Secuencia eco de gradiente (GE)

3.6. Calidad de la imagen

3.6.1. Técnicas rápidas de adquisición de imágenes

Para disminuir el tiempo de adquisición en Resonancia Magnética existen distintas posibilidades: la optimización de los parámetros de secuencias ordinarias (no rápidas) como TR ó TE, la utilización de trayectorias no cartesianas en la adquisición del espacio k como la radial o la espiral, la utilización de secuencias rápidas especialmente diseñadas para ello o la adquisición parcial del espacio k.

3.6.2. Secuencias

La secuencia FSE, también conocida como TSE (Turbo Spin Echo) es la implementación comercial de RARE (Rapid Acquisition with Refocused Echoes) propuesta originalmente por Hennigetal.

En ella se utilizan numerosos pulsos de 180° que permiten la adquisición de un tren de ecos para un único pulso de 90° .

El gradiente de codificación de fase en FSE varía para cada uno de los ecos, de forma que varias líneas del espacio k pueden ser adquiridas para un mismo tiempo de repetición TR.

El número de ecos adquirido para un cierto TR recibe el nombre de Eco Train Length (ETL), cuyos valores oscilan típicamente entre 4 y 16. El tiempo entre ecos es ajustable, pero suele ser del orden de 20 ms.

Debido a la adquisición de varias líneas del espacio k para un único TR el tiempo de adquisición de este tipo de secuencias es mucho menor que aquel ligado a las secuencias SE convencionales.

El tiempo de adquisición de este tipo de secuencias es del orden de 2 ó 3 minutos, aunque el riesgo de artefactos y la gran cantidad de energía a rf depositada en el paciente por los pulsos de 180° restringen los parámetros de la misma TE, TR y ETL.

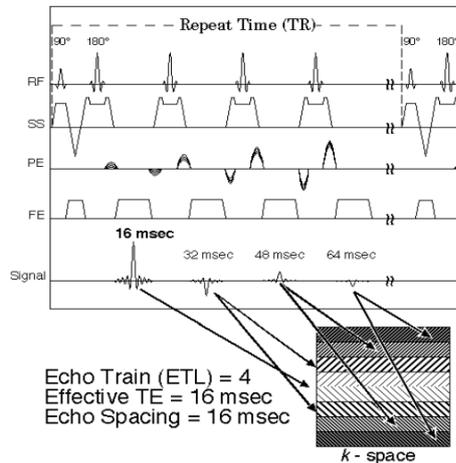


Figura 23. Secuencia TSE

El eco de gradiente viene generado por la aplicación de un lóbulo negativo (refocusinglobe) en el gradiente G_x . El área de este lóbulo negativo es igual a la mitad del área de su parte positiva, de forma que en el máximo del eco, el gradiente acumulado es nulo. Es decir, la forma del eco es consecuencia del gradiente acumulado y por ello podemos modificar su forma como más nos interese. En general, elegimos una forma simétrica para el eco. Así, al

escribirlos en el espacio k conseguimos que este también lo sea facilitando su manejo y permitiendo la explotación de sus propiedades de simetría.

La técnica anterior puede ser llevada a su extremo de forma que todas las líneas del espacio k sean adquiridas con un único pulso de 90° y numerosos pulsos de 180° . Esto es lo que ocurre en el caso de la secuencia ultrarrápida HASTE (Half-Fourier single-shot turbo spin echo), en la que además el espacio k se adquiere de forma parcial, pues debido a la relajación T2 los últimos ecos apenas presentan señal. Single-shot se refiere a la adquisición de todas las líneas del espacio k mediante única secuencia de pulsos.

Permite tiempos de adquisición menores que 1 s. La secuencia TFE (Turbo Field Echo) o TurboFLASH (Turbo Fastlow-angleshot) es una secuencia rápida de eco de gradiente que utiliza ángulos de giro θ muy pequeños y tiempos de repetición muy cortos, lo que genera imágenes con una ponderación en T1 pobre. Para evitar este hecho se aplica un pulso inicial de 180° que prepara la magnetización e incrementa el contraste de la imagen.

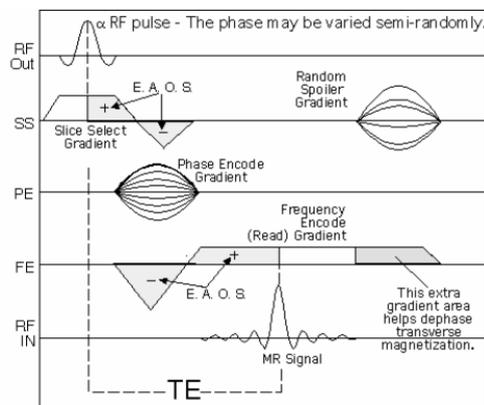


Figura 24. Secuencia TFE

La adquisición del espacio k puede realizarse siguiendo diferentes trayectorias (cartesiana, espiral...) en función del contraste que queramos en la imagen final. Permite también la adquisición single-shot o multi-shot, en la que varias líneas del espacio k son adquiridas al mismo tiempo en una única ejecución de la secuencia de pulsos sin llegar a la adquisición completa en una única ejecución.

Los tiempos de adquisición de TSE están comprendidos entre 1 y 5 minutos, mientras que los de TFE van desde los 15 s hasta los 3 minutos.

3.7. Adquisición parcial

3.7.1. Técnicas

Al igual que la utilización de secuencias rápidas permite reducir el tiempo de adquisición en MRI existe también la posibilidad de no realizar una adquisición completa del espacio k.

Algunas técnicas características de la adquisición parcial son:

- Adquisición de un eco parcial. Consiste en reducir el área del lóbulo negativo del gradiente de lectura, de forma que el máximo del eco llega antes.

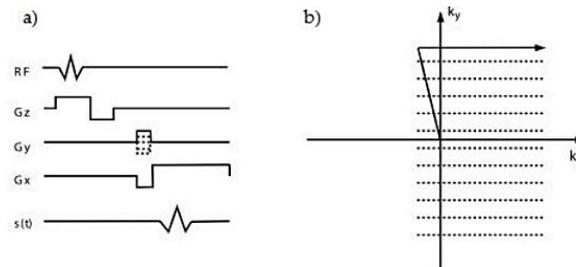


Figura 25. Adquisición de un eco parcial

Así se consiguen tiempos de eco más cortos, necesarios en adquisiciones rápidas como imágenes cardíacas o angiografías.

- Adquisición en Fourier parcial. Consiste en no adquirir todas las codificaciones de fase, las líneas del espacio k correspondientes a las altas frecuencias espaciales (positivas o negativas) no son adquiridas.

Debido a que la Transformada de Fourier conserva dimensiones, la imagen final resultado de dicho espacio k será rectangular y aparecerá deformada. Al disminuir el número de píxeles de la imagen para un FOV definido el tamaño de los mismos aumenta, de forma que empeora la resolución espacial. En cambio, si rellenamos con ceros los datos no adquiridos obtendremos una imagen cuadrada con la misma resolución espacial que la original

El método de Fourier parcial será aquel que estudiaremos a fondo en este trabajo.

- Adquisición de un escán parcial. Consiste de nuevo en no adquirir todas las codificaciones de fase, las líneas del espacio k correspondientes a las altas frecuencias tanto positivas como negativas no son adquiridas. Se realiza una adquisición simétrica de los datos en torno al centro del espacio k.

Las conclusiones acerca de la resolución de la imagen final son las mismas que en el caso anterior.

- Adquisición con un FOV rectangular. Consiste en adquirir líneas alternas del espacio k, de forma que se reduce el tamaño del espacio k adquirido en la dirección de codificación de fase. En este caso la resolución de la imagen final se mantiene pero el FOV queda reducido.

3.7.2. Postproceso

Una vez adquirido el espacio k de forma parcial nuestro objetivo es ahora calcular los datos no adquiridos para que la calidad de la imagen no disminuya debido a la pérdida de frecuencias espaciales. Existen diferentes formas de realizar esta síntesis, desde el simple relleno con ceros de los datos no adquiridos hasta la utilización de propiedades de simetría del espacio k. Diferentes métodos y correcciones para mejorar la calidad de la imagen en adquisición parcial se introducen en el siguiente apartado.

3.8. Relación señal – ruido

Detallaremos lo más influyente tanto en la intensidad de señal como en la generación de ruido en un experimento de RM.

3.8.1. La señal intrínseca de RM

Es la fuerza electromotriz inducida en un antena por una variación periódica de la magnetización, por tanto, cuan mayor sea la magnetización de la muestra mayor será la señal.

3.8.2. La señal en imagen de RM

La intensidad de señal en las imágenes de RM está afectada por una gran cantidad de factores. Pueden ser: intrínsecos y extrínsecos.

Intrínsecos: (depende de las características de las sustancias o tejidos que se exciten).

- Relajación longitudinal o espín-red (t_1)
- Relajación transversal o espín –espín (t_2)
- Densidad protónica(DDP)
- Desplazamiento químico

Extrínsecos: (depende de la secuencia de pulsos y de las características técnicas del sistema de RM)

- Tipo de secuencia: espín-eco, inversión –recuperación, eco de gradiente.
- Angulo de RF
- Grosor de corte
- Tamaño de la matriz
- Numero de excitaciones
- Espaciamiento entre cortes
- Orientación del plano de imagen
- Dirección de la codificación de fase
- Reducciones en el espacio K
- Campo magnético

3.8.3. El ruido

En su definición más general, es cualquier desviación del valor real respecto al valor verdadero. El ruido se modela como un proceso aleatorio, una función cuyos valores en el tiempo vienen dados como la salida de una función aleatoria, donde contamina las señales a cualquier tiempo.

Dentro de los procesos estacionarios se pueden destacar tres modelos de ruido: blanco, blanco gaussiano y rosa gaussiano. El ruido blanco es puramente aleatorio y tiene una densidad espectral constante. El blanco gaussiano es ruido blanco con una distribución de probabilidad gaussiana. El ruido rosa gaussiano está limitado en frecuencia y correlado para los tiempos más próximos. La autocorrelación es la transformada de Fourier de la densidad espectral.

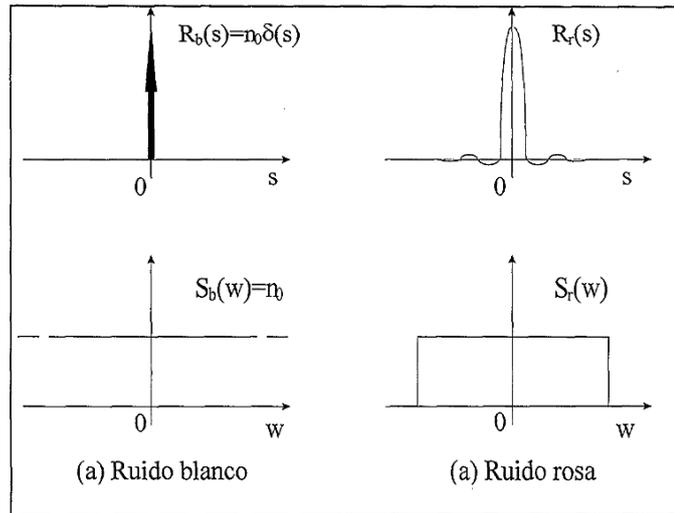


Figura 26. Funciones de auto correlación y densidad espectral

Cuando se genera la señal de RM, se procesa en la cadena de recepción. Cada componente es una fuente de ruido incluso de la antena receptora. En cualquier conductor resistivo se produce *ruido térmico* por el movimiento estocástico de los electrones libres. El movimiento de los electrones y el número de choques depende de la temperatura.

3.8.4. Pérdidas en la muestra.

La resistividad del objeto del que se adquiere imagen también provoca una pérdida de sensibilidad. Estas pérdidas se asocian a la inducción de ruido proveniente de la muestra en la antena receptora, reduciendo así su sensibilidad. Cada antena tiene una capacitancia distribuida, además el cuerpo humano situado dentro de una antena actúa como un medio dieléctrico. La resistividad del cuerpo humano provoca una reducción en la penetración del campo de RF. El campo de RF se apantalla por corrientes originadas por

inducción magnética en las capas más superficiales de la muestra (efecto skin). Cuando se colocan en una antena aumenta la impedancia en serie. La potencia de ruido se debe describir como:

$$\langle V^2 \rangle = 4k_b T \cdot \Delta\omega \cdot (R + R_e + R_m)$$

R_e = resistencia efectiva

R_m = resistencia asociada a la ruido térmico originados por las corrientes Eddy.

Para un campo dado, la fuente principal del ruido aleatorio es ruido térmico, que forma una fuente aleatoria estadísticamente independiente que se añade a los datos en el dominio del tiempo. El ruido térmico es blanco.

3.8.5. Relación señal/ruido

La antena de RF, incluyendo el circuito que la sintoniza y adapta al preamplificado, se puede considerar en la vecindad de la frecuencia de resonancia como un circuito LCR. A la frecuencia, su impedimento debe ser real. Depende fundamentalmente de la medida de la magnetización transversal que se consiga con la secuencia empleada y, por lo tanto, de los parámetros seleccionados. Dado que no es posible calcular la relación S/R teóricamente, hay que medirla o estimarla para conocer su valor.

CAPÍTULO 4

4. SISTEMA MRI DE LOS EQUIPOS

En este capítulo se realiza la descripción del sistema MRT en la cual se dan las características de los componentes del equipo que se instaló para la realización de MRI, para un mejor manejo

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. Cada empresa usa su propio sistema, usando distintos sistemas operativos (UNIX, Windows) y diferentes maquinas, PC, Octane de silicon graphics, Procesadores vectoriales (ahora en deshuso). Como medio de almacenamiento masivo, antiguamente se usaban cinta, ahora se usan Discos Magnetpticos y CD.

4.1. Equipo THOSHIBA MRT-600EX DE MEGAFLOP- NEURODIAGNÓSTICO

El equipo de RMN estudiado en esta tesis es fabricado por Toshiba, modelo MRT-600EX consta de componentes fundamentales para la obtención de imágenes médicas, dado a la gran importancia y complejidad del equipo, los mismos que se exponen en el siguiente diagrama de bloques que resumen el sistema MRT.

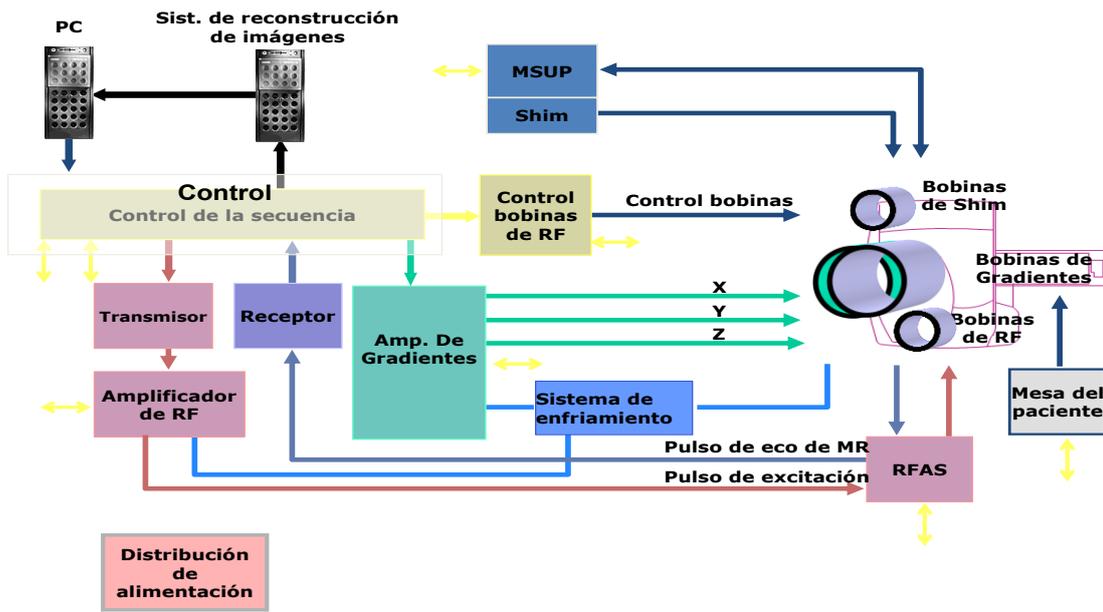


Figura 27. Diagrama de bloques

Descripción del equipo para MRI	Detalles
Fecha de fabricación:	2000
Modelo:	MRT-600EX
Característica	Menos Criógeno- imán abierto superconductor de 0.35T
Software:	V4.00 R625
Procesador	320 MB, 4 GB de disco duro
Monitor	LCD
Gradiente:	10 mT / m
Velocidad de respuesta:	20 T / m / s.
DICOM	3.0 Tienda / Imprimir / lista de trabajo

Tabla 2. Detalle de las especificaciones del equipo

COMPONENTES

- Pórtico del Imán
- Mesa del paciente
- Consola del Operador
- Cabina de control
- Fuente de alimentación del Gradiente
- magneto-óptico regrabable 5 1/4 "
- Disco duro con los 5 MOD
- Unidad de refrigeración
- Salida digital de la cámara láser
- Filtro/Panel en el blindaje de la sala de RF
- Cables
- Kit PhantomOpart QA
- Sistema de intercomunicación Paciente/Operador
- Accesorios para colocación del paciente
- Para un mayor detalle de los componentes se adjunta la información en el *Anexo1*.

EQUIPO MRT-600EX

El modelo MRT-600EX (OPART) es un sistema de resonancia magnética abierto de 0.35T superconductor con menos uso de criógeno diseñado para combinar las ventajas de acceso de los pacientes del sistema abierto de

resonancia magnética con el rendimiento de alta calidad de imagen de resonancia magnética superconductor.

Opart combina las ventajas económicas de diseño abierto con una calidad de imagen y aplicaciones de superconductores para maximizar la utilización de activos. Opart incorpora tecnologías digitales innovadora como RF, los gradientes de alta velocidad y una amplia gama de bobinas de RF optimizada que apoyan las aplicaciones avanzadas de MRI.

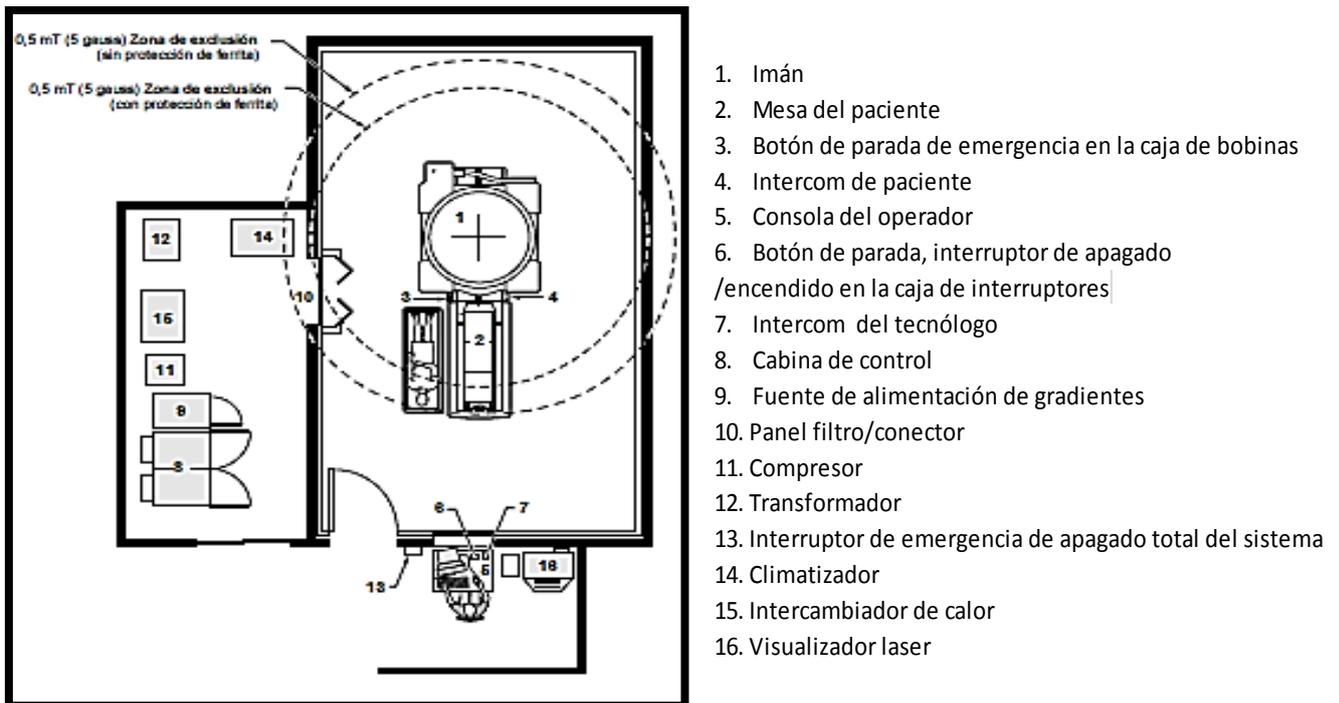


Figura 28. Componentes para MRT

4.1.1. COMPONENTES DEL “HARDWARE” MODELO MRT-600EX

El diseño del sistema Toshiba MRT-600EX de imágenes le permite ser instalado en lugares donde muchos otros equipos de imágenes no se pueden instalar.

GANTRY MAGNÉTICO

El electroimán con bobinas superconductoras es el componente clave del sistema de imagen. El gantry magnético consiste en:

- el imán,
- las cubiertas del imán,
- las bobinas de gradiente y
- la cabeza fría de la unidad de refrigeración.

Imán

Es un *Imán superconductor Abierto de 0.35T* su diseño de cuatro lados abierto es a la vez auto-protegidos y con cryogenless eliminando así la necesidad de recargas de criógeno de rutina:

Imán de alta homogeneidad maximiza la calidad de la imagen para la amplia población de pacientes.

La homogeneidad se ha optimizado con un sistema pasivo de calce en el piso. Este método estable no requiere un mantenimiento regular.

Bobinas de gradiente

Las bobinas de gradiente son para producir los gradientes en el campo magnético. Son bobinas a temperatura ambiente colocadas en la parte superior e inferior del imán, que debido a su configuración, crear el gradiente deseado. Puesto que el campo horizontal del imán superconductor es más común, el sistema de bobina de gradiente se ha descrito para este imán.



(a)

(b)

Figura 29. Bobinas de gradiente en el Imán (a) la parte superior (b) parte inferior

Funciones de productividad:

El diseño del sistema del control del operador está optimizado para la productividad con un monitor de gran tamaño para múltiples ventanas y visualización simple.

Ahora se enlistan algunas de las características de funcionalidad con las que cuenta el sistema MRT-600EX para un trabajo efectivo en su utilidad diaria:

1. Monitor de 23 pulgadas una pantalla de alta resolución.
2. Teclado extendido y el ratón.
3. Opart plataforma RISC proporciona un icono basado en X-ventana de la interfaz de usuario que permite la operación del sistema fácil y rápido. La verdadera multitarea del sistema facilita el registro de pacientes, la planificación de exploración, revisión de la imagen y la filmación de la máxima eficiencia y productividad.

4. Las capacidades integradas por estaciones de trabajo elimina la necesidad de comprar una consola de visualización por separado.
5. Interfaz de usuario elimina la entrada de teclado de los comandos.
6. Calendario es fácil de utilizar para la programación avanzada del paciente y la herramienta de registro.
7. Memoria -. los protocolos pueden ser preprogramados y acceder con un simple clic del ratón sobre un icono. Un sistema inteligente integrado, el software elimina las conjeturas y lleva a cabo una en tiempo real "whatif" de cambio para optimizar los parámetros de la secuencia.
8. Gráfico de planificación computarizada. -gráfica y mensajes fácil de entender para planificar rápidamente los exámenes posteriores y la entrada de última hora.
9. Imagen de selección-visuales "tabla de contenidos" para conseguir una imagen rápida y sencilla de estudios completos.
10. Lotes MIP y la pantalla CINE mientras continúan otras funciones.
11. Amplia algoritmos de posprocesamiento para la mejora de la imagen.

Cabina de control

La cabina de control contiene la unidad central de procesamiento (CPU), la unidad de disco del sistema, el interfaz de equipo periférico, el "manager" de

tiempo real, la unidad de procesamiento de imagen y el hardware RF. La cabina de control recoge las funciones de procesamiento de datos.

La cabina de control contiene también el manager de tiempo real, un sistema independiente de ordenador que controla las gradientes. El manager de tiempo real posibilita al sistema la utilización de secuencias de pulso avanzados de adquisición rápida.

Subsistema de Gradiente: Precisión y fiabilidad se integran en los subsistemas de gradiente de Toshiba. Desarrollado con una rapidez de respuesta de **20 T / m / seg** y **10 mT / m** de intensidad de campo, el suministro de energía del gradiente es capaz de generar impulsos complejos con tiempos de subida rápida ($\leq 0,5$ ms).

Subsistema de RF: Arquitectura digital de Toshiba ofrece una alta sensibilidad y fiabilidad para un rendimiento de imagen consistente. Opart está diseñado para permitir el uso de ciertos escaneos dos bobinas simultáneamente en el modo de QD para maximizar la cobertura y señal a ruido.



Figura 30. Cabina de control

Unidad de archivo de imagen

La unidad de archivo de imagen, que es una unidad de disco óptico, proporciona almacenamiento a largo plazo de aproximadamente 14,000 (256 x 256) imágenes y de datos brutos en un cartucho borrable de gran capacidad 5 1/4" DOM.

4.2. Equipo MRI General Electric

Par poder estudiar un equipo de la casa comercial General tomaremos 1.5T Signa MRI Optima™ MR450w 1.5T. Las capacidades adecuadas.

Gracias a las tecnologías excepcionales, hemos avanzado de las capacidades de los sistemas de gran calibre MR mediante la entrega de una calidad de imagen extraordinaria y una alta productividad - todo ello con un amplio campo de visión de 50 cm. Pero es algo más que la luz. Construido sobre una plataforma completamente rediseñada MR, el Optima™ MR450w ofrece una amplia gama de funcionalidades avanzadas, lo que es un sistema de caballo de batalla para las prácticas de todos los tamaños y especialidades. Su costo y la capacidad de hacer una gran elección por primera vez los clientes MR que pueden hacer que su único escáner, así como establecer los usuarios que buscan un MR versátil, trabajador del sistema. Fuerza de su campo 1.5T es el de la industria más conocidos y más utilizados. Y su diámetro interior y el campo visual que explora MR accesible a más pacientes que los necesitan

Características:

- Iman Superconductor de 1.5 T
- Sistema de crioenfriamiento de helio relleno cada 3 años
- Sistema de gradientes, con shielding activo de 34mT/m
- Antena de cuadratura de transmisión recepción
- Sistema digital de radiofrecuencia con posibilidad de conectar antenas en PhasedArray
- Agujero de 55 cm
- 3863 Kg de peso
- Necesita una habitación de 34 m²

Equipo informático

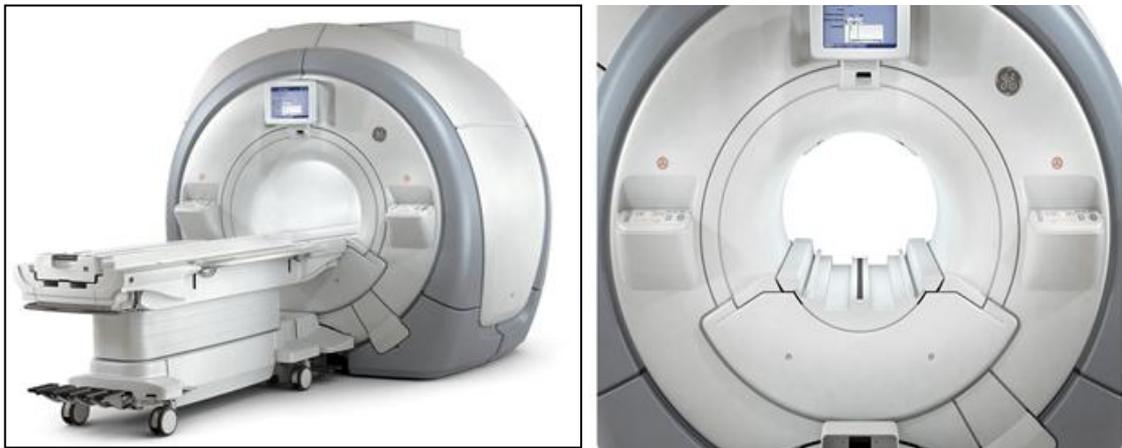
- Ordenador Octane Workstation de SiliconGraphics
- 512 MB RAM
- 9 GB de HDD
- Unidad de disco magnetooptico
- Estandar de grabado de imágenes DICOM 3.0
- PC auxiliar para el operador

4.3. DIFERENCIAS ENTRE TOSHIBA MRT 600 EX Y EL EQUIPO DE GENERAL ELECTRIC OPTIMA™ MR450W

Del siguiente cuadro podemos decir que las diferencias que existen entre estos dos equipos hacen que varíen la calidad de imagen así como también la rapidez en la que surge la imagen al ser procesada.

Descripción del equipo para MRI		
	Toshiba MRT 600 -EX	GENERAL ELECTRIC OPTIMA™ MR450W
Fecha de fabricación:	2000	2001
Modelo:	MRT-600EX	Optima™ MR450W
Característica	imán abierto superconductor de 0.35T	Iman Superconductor de 1.5 T
Software:	V4.00 R625	Ordenador Ultra Sparc
Procesador	320 MB, 4 GB de disco duro	512 MB
Monitor	LCD	LCD
Gradiente:	10 mT / m	34 mT/m
Velocidad de respuesta:	20 T / m / s.	150 T/m/s
DICOM	3.0 Tienda / Imprimir / lista de trabajo	3.0

Tabla N°3. Diferencias de los equipo MRI de Toshiba y General Electric



(a)



(b)

(c)

Figura 31 (a) Óptima MR450w, (b) bobinas y gradientes, (c) imagen T1 FSE Sagital

CAPÍTULO 5

5. SECUENCIAS Y SONDAS

Introducción

La base de lograr el contraste entre los tejidos, que se obtiene mediante las IMR es la amplia disponibilidad de secuencias de impulsos de radiofrecuencias. Existe una gran variedad de secuencias que básicamente consisten en una serie de eventos como objetivo es estimular a los tejidos para que emitan ondas de radiofrecuencia en la que se encuentra información acerca de las moléculas que las conforman.

Toda secuencia tiene que cumplir con las siguientes condiciones:

- Crear una magnetización transversal.
- Codificar la magnetización transversal (para localizar las señales en el espacio).
- Obtener un adecuado contraste entre los tejidos examinados.

5.1. Preparación

Una vez que el paciente ingresa al campo magnético del imán, los tejidos se magnetizan, pero no del todo; solo interactúan los átomos con número impar de electrones. Bajo el efecto de un campo magnético externo de superficie potencia, los protones o espines no tienen más remedio que alinearse (vectorialmente y cuánticamente) con la orientación del campo magnético. A la primera opción se le conoce como orientación paralela, es la que prefieren los

espines, pues consume menos energía. A la segunda opción se le conoce como orientación antiparalela, que, como parece obvio, consume mayor energía, y es menos común que la primera. Se hizo referencia a que este es un proceso dinámico, esto significa que estas orientaciones cambian con el tiempo: los protones que se encontraban en la posición paralela pasan a la antiparalela y viceversa

El balance general es que los tejidos quedan magnetizados, pues, siempre que estén bajo la influencia de un campo magnético externo, habrá un pequeño exceso de protones en posición paralela. «Pequeño exceso» es bastante literal: por cada millón de protones, la diferencia puede ser de unos tres o cuatro espines. Esto explica que las señales sean tan bajas, y que sean necesarios grandes esfuerzos para poder formar imágenes o espectros con señales tan pequeñas, los esfuerzos incluyen usar antenas especiales capaces de captarlas, o campos magnéticos de mayor intensidad para aumentar la diferencia o exceso de protones con cuya señal se puede trabajar, diseñar secuencias con mejor relación señal/ruido, etc. Durante la preparación se pueden aplicar impulsos adicionales, como los de saturación o los de inversión, con los cuales se logran «efectos especiales», como la eliminación de señales originadas en movimiento o en tipos específicos de tejidos (saturación grasa, saturación de espines para eliminar la señal en el interior de algunos vasos, etc.).

5.1.1. Excitación

La manera de excitar a los protones es relativamente sencilla: se usa una forma de energía que tenga la misma frecuencia que la que adquieren los espines durante la preparación, usamos ondas de radio «sintonizadas» a esa misma frecuencia. Así, si la relación giro-magnética del hidrógeno es de 4258/G, en un equipo de 1.5 T se requiere de una onda de RF de $(4258\text{Hz/G}) \cdot (15,000\text{ G}) = 63,87\text{ MHz}$. Esta es la frecuencia a la que debemos «sintonizar» en nuestro «radio». La excitación se lleva a cabo mediante una secuencia de impulsos de RF, es decir, la aplicación de una serie de ondas de RF que se «encienden» y «apagan» en forma secuencial o sucesiva para obtener diferentes tipos de contrastes entre los tejidos. Para que la excitación funcione, debe ser selectiva: esto significa que se aplica en una región específica (corte) y en un volumen dado (espesor de corte)

La excitación produce un cambio en el nivel de energía que se representa como una deflexión del vector, cuyo grado depende de la duración del estímulo, comúnmente 90° grados en la secuencia conocida como eco de espín.

5.1.2. Relajación

Se trata del proceso de recuperación luego de que los tejidos han recibido el estímulo. La energía recibida debe regresar cuando se interrumpe su aplicación. El resultado de la excitación es que la energía se libera en una forma similar a la que fue aplicada, es decir, como una onda de

radiofrecuencia. Es un eco, pero modificado por el tipo de molécula a partir del cual se refleja. La onda recibida se puede caracterizar con dos constantes de tiempo, que corresponden a los dos componentes longitudinal y transversal de una onda que tiene comportamiento vectorial. Estos componentes se conocen como tiempos de relajación. El componente vertical se conoce como el tiempo de relajación longitudinal o T1, el componente perpendicular a éste es el tiempo de relajación transversal o T2.

5.2. Formación de la imagen-Secuencias de impulsos de radiofrecuencia- formación de la imagen

Para la formación de la imagen completa de cada corte o sección, que a su vez representa una matriz, es necesario repetir varias veces los impulsos aplicados. De hecho, para completar cada imagen -representada como un corte o sección es necesario repetir la secuencia de impulsos de radiofrecuencia tantas veces como filas tenga la matriz final. Para obtener imágenes de resolución satisfactoria, éstas deben tener una matriz de por lo menos 128 filas. La Secuencia se refiere a uno o más impulsos de RF, que se aplican en forma ordenada durante un intervalo de tiempo determinado. Estos procesos son bastante rápidos y se suelen medir todos en milisegundos. El tiempo de repetición (TR) es el intervalo transcurrido entre el inicio de cada grupo de impulsos de radiofrecuencia. Una secuencia típica está compuesta por uno o varios impulsos de radiofrecuencia, cuyo resultado es la emisión de uno o varios ecos por parte del tejido estimulado. Esta secuencia se repite un número

de veces que depende de la resolución requerida. Las matrices (número de filas) comunes son de 128,256, 512, etc.

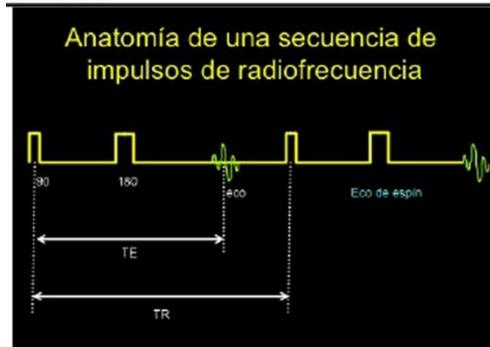


Figura 32 1 Anatomía de una secuencia

5.2.1. Parámetros Y Tiempos

Varios de los parámetros técnicos con los que se planean las secuencias de impulsos pueden modificarse para lograr contrastes diferentes entre los tejidos, es decir, información acerca de su T1 o de su T2. Los parámetros más comúnmente manipulados son el TR, TE, TI y el ángulo de deflexión de la magnetización o FlipAngle (θ), que es de 90° en las secuencias SE (usualmente de 90° pero en la práctica pueden ser de casi cualquier ángulo), y –también usualmente- menor de 90° en las secuencias GE. En cuanto a los tiempos de Repetición y de Eco, si ambos tiempos son cortos, la imagen obtenida será una representación gráfica -en una escala de grises- en la que predomina la información T1 de los tejidos. Si el TR y el TE son largos, la información obtenida será predominantemente sobre el T2, no es posible separar por completo el T1 y el T2 de los tejidos. Esto significa que, en una secuencia diseñada para obtener información predominante acerca del T2,

algunas de las señales obtenidas van a ser producto del T1 de los tejidos, y viceversa. La denominación inglesa “weighting” se refiere a este hecho.

Terminología – secuencia		Tiempos de relajación de los tejidos	
Tiempos			
· TR corto/TE corto		T1	
· TR largo/TE largo		T2	
· TR largo/TE corto		mixta DP	

Tabla N°4 Tiempos de relajación de los tejidos. Terminología SE.

5.2.2. Parámetros de una secuencia

Una secuencia típica de tiempos cortos tendría parámetros como: TR 500, TE 20. Las imágenes obtenidas de esta forma tienen información predominante sobre el T1 de los tejidos, por lo que en la práctica se les conoce como «imagen T1», «secuencia T1», o simplemente «T1». Un ejemplo de «imagen T2» con la técnica SE sería aquella obtenida con TR 3000 y TE 90. Si el TR es prolongado, pero el SE TE mantiene corto, a la imagen obtenida se le conoce como imagen de densidad de protones, pues se supone que tendrá mayor información acerca de la densidad de protones en los tejidos. También se le conoce por su forma abreviada (DP) ó «imagen mixta, intermedia. La información que se obtiene con las secuencias determina el contraste entre los tejidos examinados, y depende también de la información clínica que se requiere. En la mayoría de las imágenes con información T1, las estructuras llenas de líquido (vejiga, espacio subaracnoideo) son de señal baja a intermedia, mientras que en las secuencias o imágenes con información T2 se vuelven muy brillantes. Sin embargo, aunque las estructuras de contenido

líquido sean un buen parámetro para definir qué tipo de secuencia se analiza, para determinar el tipo de información adquirida de los tejidos examinados es indispensable identificar los parámetros técnicos utilizados en cada caso (TR, TE, etc.).

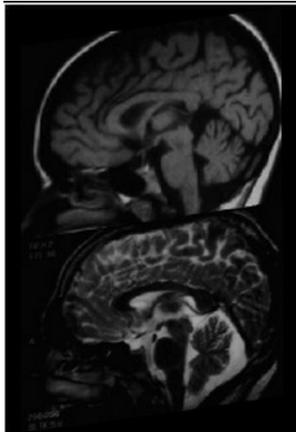


Figura 33 las imágenes con información T1 (arriba), se muestra detalles anatómicos, mientras que la imágenes con información T2 (abajo) son las que muestran los «objetos brillantes», aquellos que suelen indicar que hay una lesión o anormalidad.

5.2.3. Terminología de las secuencias

En las secuencias tipo GE, un parámetro adicional a tener en cuenta es el ángulo de deflexión de la magnetización o FlipAngle, el cual también se puede modificar para obtener información T1 o T2. De hecho, en estas secuencias GE o FE, el ángulo puede ser un parámetro más importante que el TR y el TE para determinar el tipo de información a obtener. En general, ángulos de deflexión pequeños ($<30^\circ$) producen información predominantemente T2, y los ángulos

mayores de 45° dan información tipo T1. Los parámetros de TR y TE son mucho más cortos que los utilizados en las secuencias SE. En secuencias SE, las imágenes con información T1 se pueden identificar como aquellas en las que estos acúmulos de líquido se observan oscuros, las imágenes T2 demostrarán el contenido líquido como muy brillante. En las imágenes tipo DP, el líquido será oscuro, pero un poco menos oscuro (es decir, de señal intermedia) que en los estudios T1.

Terminología secuencias GE						
	TR	TE	(-)	tiempos (ms)	cortos	largos
T1	200-500	min	45-90	TR	<50	>100
DP	200-500	min	10_20	TE	1_5	>10
T2	200-500	30-50	10_20			

Tabla N°5 Terminología de secuencia

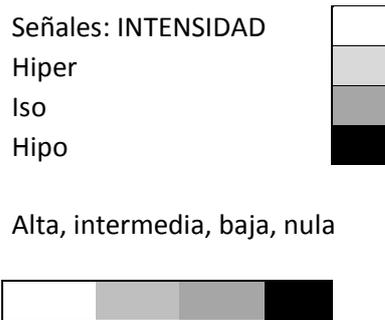


Figura 34 Terminología de imágenes

5.2.4. Resolución

Para obtener una mayor resolución espacial, debemos repetir la secuencia más veces, tantas como filas tengan nuestra matriz. La resolución de contraste se

refiere a la capacidad de distinguir señales en una escala de grises. Esto depende del entorno. Puede ser muy fácil detectar un punto blanco diminuto en un fondo negro, pero es más difícil detectarlo si el fondo es gris, especialmente si es muy claro, similar al blanco, donde podemos manipular los contrastes para que los objetos muy pequeños sean evidentes. Por supuesto, el contraste depende de los tejidos, pero también de los parámetros que se escojan para las secuencias.

Para obtener una mayor resolución de contraste, debemos hacer varias secuencias, que nos brinden diferentes contrastes para tratar de detectar y caracterizar las lesiones que somos capaces de ver. La resolución temporal se refiere a la velocidad con que obtenemos la información. Este parámetro nos sirve para detectar movimiento, y lo aprovechamos para detectar parámetros fisiológicos o cambios en el tiempo luego de una intervención tan sencilla como la inyección de medio de contraste. En este caso, lo usual es escoger parámetros que realcen las diferencias en el contraste entre los tejidos, que resulten en secuencias que puedan hacerse de manera muy rápida, incluso sacrificando resolución espacial. Estas secuencias son especialmente útiles para seguir el comportamiento de diferentes tejidos luego de inyectar medio de contraste. Si se escogen adecuadamente los parámetros, se podrán diferenciar los tejidos de interés (por ejemplo tumor y tejido sano adyacente) aún con baja resolución espacial.

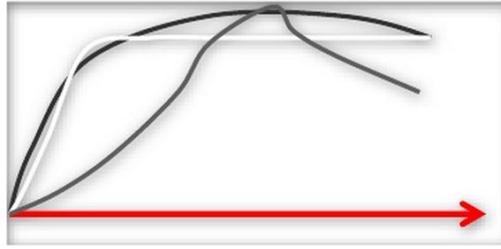


Figura 35 Resolución temporal.

5.3. Tipos De Secuencias

SE, GE, Gra SE, FSE, DFSE, HASTE, IR, CHES, FLARE, FLAIR, DESS, FID, SMASH, TSE, GRECO, FASCINATE, SPIR, PASTA, FLASH, RISE, LAVA y CAIPIRINHA son sólo algunos de los nombres de secuencias disponibles en diferentes equipos. Esta proliferación de nombres tiene que ver, en parte, con el afán de las casas fabricantes de equipos de resonancia por presentar técnicas novedosas, o técnicas clásicas o antiguas rebautizadas con nombres diferentes, para dar la ilusión de que se trata de verdaderas ventajas sobre los equipos de la competencia. La verdad es que solo hay DOS tipos de secuencias, a las que ya se hizo referencia:

- Eco de espín (SE)
- Eco de gradiente (GE)

5.3.1. Tipos de secuencias- SE y FSE

Aunque no está disponible en todos los equipos, es posible agregar una categoría adicional, en la que se combinan las dos maneras de adquirir ecos, representada por la secuencia mixta o combinada conocida como GraSE, que

significa gradient and spin echo, algo así como «eco de gradiente y de espín». En los dos tipos de secuencia (SE y GE) se pueden intentar «clasificaciones» adicionales, en las que se tenga en cuenta, por ejemplo, si se forman uno o más ecos por cada TR. En la secuencia eco de espín convencional de tiempos cortos, precisamente por la corta duración de cada TR, sencillamente no había tiempo sino para obtener un eco por TR. Si el TR usado era largo (por ejemplo, 2000 ms), se podían obtener dos o más ecos en cada repetición, más comúnmente dos ecos, en la secuencia que se llegó a llamar «doble eco». En el escenario habitual, el primer eco era el reflejo de información mixta, con un TE corto, y el segundo eco era el reflejo del uso de tiempos (TE y TR) largos. En aquellos tiempos en que sólo era posible hacer secuencias SE, resultaba práctico contar con una secuencia que fuera capaz de producir dos clases de imágenes, una tipo DP y la otra tipo T2.

Existe la «adquisición rápida con realce de la relajación», más conocida por su sigla en inglés RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) o por su descripción como «rápida» o «turbo».

Este tipo de secuencias, las «eco de espín rápido» (Fast SE o Turbo SE) fueron básicamente una variante de la secuencia convencional de eco de espín en la que se adquirirían múltiples ecos por cada TR, lo cual requirió de un complejo proceso de manipulación matemática de la información para la creación de matrices de información numérica imaginaria, matrices que se pudieron «llenar» de información mediante lo que se conoce como trayectorias cartesianas y no cartesianas del espacio k, que se salen del objeto de esta revisión. Entonces, si queremos clasificar secuencias, no las dividimos en «T1»

y«T2», sino en SE y GE. Son realmente los dos tipos de secuencias con los que contamos para formar imágenes con RM. Como se mencionó, hay una tercera, básicamente la mezcla entre las otras dos, GraSE.

5.3.2. Generación de eco de espín

La representación del fenómeno de la generación de ecos, se presenta un esquema del estado de «reposo» artificial (el creado por el campo magnético externo) como unos vectores que giran alrededor del eje de dicho campo magnético (magenta).

El diagrama se simplifica si se representa esta tendencia como un vector único que se superpone al vector del campo magnético externo. El proceso de excitación se ilustra con la aplicación de un impulso selectivo de RF. En el caso de la secuencia eco de espín (SE), el impulso es de 90° porque los vectores son desviados desde el plano vertical (llamado longitudinal) al plano transversal. A este proceso se le llama deflexión de la magnetización, el ángulo escogido suele ser de 90° en las secuencias SE, pero puede ser menor o mayor.

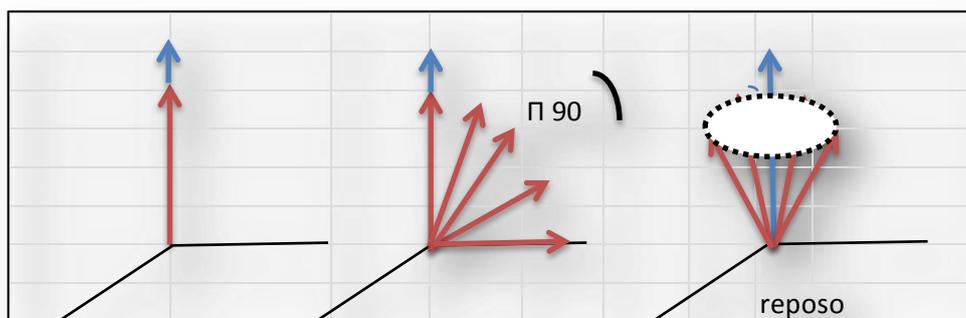


Figura 36 La representación gráfica de la generación de ecos.

A medida que los vectores se desfasan en el plano transversal (por su relajación a diferente velocidad, que depende de su entorno molecular), cada vector en el plano transversal adquiere una posición o ángulo diferente con respecto al del campo magnético, es decir una fase diferente.

La tendencia natural es continuar así hasta que se acabe el componente transversal, es decir, cuando se haya recuperado completamente el componente longitudinal (vertical).

La idea es reenfocar estos vectores, lo cual se logra mediante un estímulo a los espines: un impulso de RF que los obliga a regresar al punto de partida a la misma velocidad que tenían, por lo cual todos se van a encontrar al mismo tiempo en el punto de partida. Esta coincidencia de espines es la que produce el eco que nos interesa: precisamente, el eco de espín, la señal que contiene la información.

La aplicación de una onda de RF cuya duración (área bajo la curva) sea el doble del impulso de 90° , es decir, un impulso de 180° , donde el efecto que nos interesa es que, al regresar a la misma velocidad, todos van a llegar al mismo tiempo al punto de partida. Este «empate» es el que produce el eco que nos interesa: el eco de espín, la señal que añoramos procesar, bautizada spin echo por Erwin Hahn.

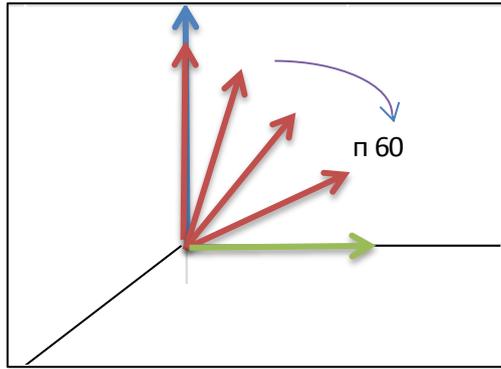


Figura 37 La representación gráfica de la generación del eco espín

Este proceso de reenfoque los vectores o espines se puede repetir las veces que se quiera, siempre que haya algo de magnetización transversal, es decir, antes de que los vectores vuelvan a la posición vertical, donde el componente horizontal es nulo. Así, pueden diseñarse secuencias con varios ecos dentro de un mismo TR. El TR sería el tiempo que tarda en «desaparecer» el componente horizontal o transversal. Teniendo en cuenta que se necesita un tiempo (precisamente él TE) para que surta efecto el impulso de reenfoque de 180° , no siempre hay suficiente tiempo (TR) sino como para uno o dos ecos. Los vectores siempre estarán en una orientación similar a la del eje del campo magnético externo, el componente horizontal sólo tendría valor cero si realmente los vectores quedaran superpuestos. La señal del componente transversal puede ser tan baja (no = 0) que simplemente no es detectable.

Inversión - recuperación

Una variante de esta secuencia es la de Inversión – Recuperación (Inversion Recovery - IR), se le añade un impulso inicial de 180° antes de la secuencia SE. Este estímulo previo puede aplicarse durante la fase de preparación o como parte de la fase de excitación. A este estímulo de radiofrecuencia se le conoce como impulso de inversión; en este tipo de secuencia se requiere de un parámetro adicional, conocido como tiempo de inversión (TI o τ -letra griega tau), utilizado para invertir o anular selectivamente la señal de algunos tejidos. Si el TI es corto, (de unos 110 a 130 ms en un equipo de 1.5T), se obtiene una imagen en la cual el tejido graso presenta baja señal. Si, en cambio, se usa un TI prolongado (de unos 1500 a 2500 ms), se elimina o atenúa la señal de las colecciones líquidas, en una secuencia cuya información predominante es acerca del T2 de los tejidos. Esta secuencia (que es realmente una secuencia «T2», se conoce como FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery).

5.3.3. Eco de gradiente

Hay además una forma de adquirir señales o ecos sin la aplicación de impulsos de 180° . Esto se hace invirtiendo la polaridad del campo magnético local al que está expuesto el tejido. A este procedimiento se le conoce como adquisición de ecos por inversión de gradientes, o eco de gradiente (Gradient Echo -GE) y es una técnica en la cual se inicia con un impulso similar al utilizado en la secuencia SE, pero usualmente de menor duración. Esto hace que la orientación de los campos magnéticos de los átomos en precesión sea

modificada en un ángulo menor de 90° . El eco se obtiene mediante la inversión de la polaridad del campo magnético.

El proceso de excitación se ilustra con la aplicación de un impulso selectivo de RF. En el caso de la secuencia eco de gradiente (GE), el impulso comúnmente es menor a 90° . En esta secuencia, no es necesario esperar a que haya una deflexión de la magnetización desde la posición vertical hasta la horizontal, lo cual permite mayor velocidad y menor depósito de energía sobre los tejidos expuestos a estos impulsos de RF. Aunque no se llegue hasta los 90° , siempre habrá un componente transversal. En el plano transversal ocurre lo mismo que en las secuencias SE. Una vez interrumpido el estímulo que cambió la orientación del vector de magnetización (el impulso $<90^\circ$), el componente transversal comienza a desfasarse. Unos protones irán más rápido que otros, y se observan como un abanico sobre el plano transversal. Como en la secuencia SE, cada vector en el plano transversal adquiere una posición o ángulo diferente con respecto al del campo magnético, es decir una fase diferente.

La manera de obtener un eco es también reenfocando estos vectores. Como el componente longitudinal residual es alto (precisamente debido a que la deflexión de la magnetización fue menor a 90°), un impulso de 180° no sirve para reenfocar. La solución está en invertir la polaridad del campo magnético mediante la aplicación de un gradiente en las bobinas que están en el imán. En

el tiempo esperado (TE), todos los vectores llegarán al mismo tiempo a la meta. Se ha producido un eco, pero no por la aplicación de un impulso de RF, sino por la aplicación de un gradiente.

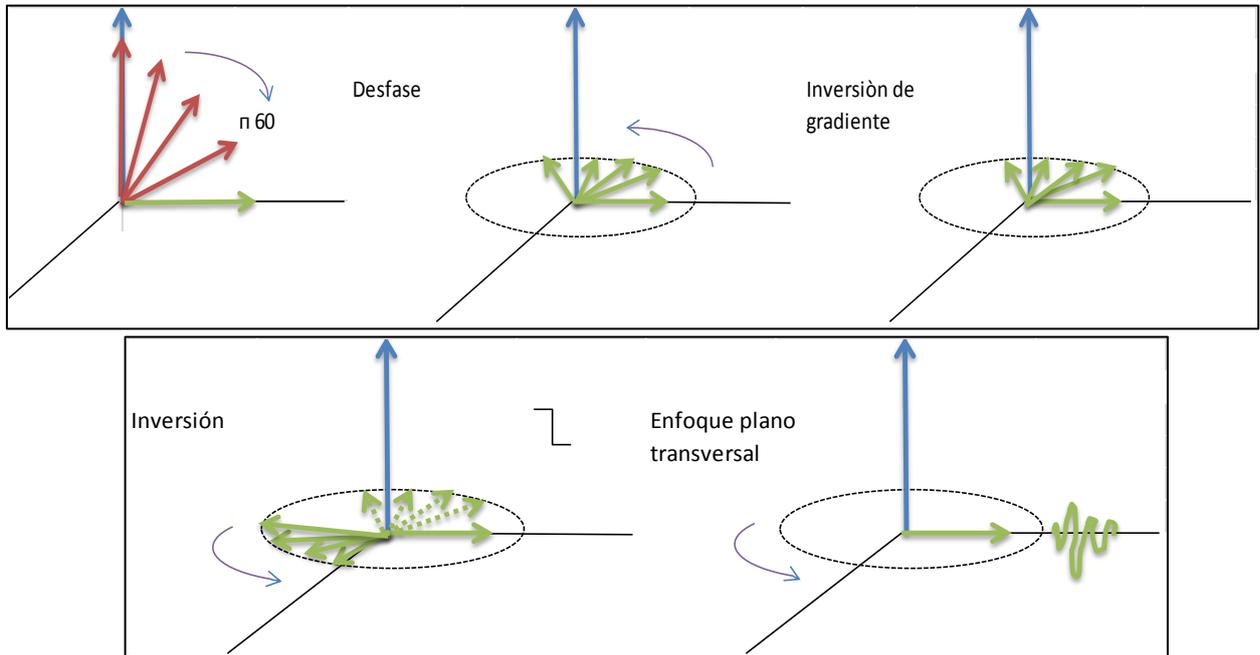


Figura 38 La representación gráfica de la generación de ecos de gradiente

Cuando se quiere realizar un tipo específico de tejido, se pueden escoger secuencias que optimicen el contraste entre el tejido de interés y los tejidos adyacentes, basadas en las diferencias entre sus tiempos de relajación. También es posible combinar algunas de estas técnicas, e incluso agregar impulsos que estimulen selectivamente algunos tejidos para hacer aparecer o desaparecer su señal. Es el caso específico de los impulsos de saturación de grasa, en los que se obtienen imágenes en las que se elimina la información de este tipo de tejido. Estas secuencias son sensibles al fenómeno de susceptibilidad magnética, el cual se manifiesta en presencia de metales o

interfaces tisulares con aire. Su sensibilidad hace que se conozcan genéricamente como «secuencias de susceptibilidad.»

Las secuencias GE pueden ser coherentes o incoherentes. Esta descripción hace referencia al fenómeno conocido como estado de equilibrio, al cual se llega gracias al estímulo repetitivo y rápido que se obtiene al usar pequeños ángulos de deflexión de la magnetización. El resultado es una apariencia del líquido que es brillante en todo tipo de secuencia, con información T1 o T2. Como puede ser confuso contar con secuencias con información T1 pero con líquido blanco, se han encontrado varias maneras de interferir o destruir esta «coherencia» del estado de equilibrio. La aplicación de impulsos de «interferencia» puede «dañar» el estado de equilibrio, y hacer que, en vez de obtener líquido brillante, éste sea oscuro, que sería lo «esperado» en una secuencia SE con información T1.

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. CONCLUSIONES

- El presente trabajo estudia la generación de una imagen a partir del uso del principio de resonancia magnética, lo que se conoce como Imagen por Resonancia magnética IRM que es una técnica muy sofisticada que introduce el uso de campos de gradiente para poder crear un método capaz de determinar la concentración de protones en función del espacio xyz.
- Se estudió la creación de diferentes secuencias de RF con variaciones de intensidad, frecuencia y fase que permiten realizar estudios sobre zonas y tejidos del cuerpo con detalle y precisión imposibles de obtener con otras técnicas de tomografía. La introducción del espacio k transforma radicalmente la forma de procesar las señales provenientes del experimento
- Esta técnica permite realizar más fácilmente mapeos corticales, que ayudan en la planificación neuroquirúrgica, tanto en patologías tumorales, como en cirugía de epilepsia y donde sea necesario ubicar con precisión áreas críticas motoras o de lenguaje para evitar el daño de estas o bien donde sea necesario determinar dominancia cerebral. Además del estudio de funciones superiores y emocionales que

permiten su aplicación diagnóstica en diferentes patologías como: Síndrome de déficit atencional, patología maníaco-depresiva, síndromes fóbicos, alteraciones del lenguaje etc.

- Lo que marca la diferencia entre la resonancia magnética (RM) y otras modalidades de imagen médica es que el usuario tiene completo control sobre la forma de adquirir los datos y cómo éstos pueden manipularse para mostrar la imagen final.
- El radiólogo puede modificar la resolución, el tamaño del campo de visión, el contraste, la velocidad de la adquisición, la influencia de los artefactos y tantos otros muchos parámetros que contribuyen a formar la imagen final.
- El artífice de este control se conoce como espacio-k, y no es más que la matriz de datos sin procesar obtenida a la salida del equipo de RM antes de la aplicación de la transformada de Fourier, la cual proveerá de la imagen final reconstruida. Este control que proporciona el espacio-k forzaría la necesidad por parte del usuario de comprender los conceptos y los mecanismos ligados a éste. Sólo de esta forma le podrá sacar el máximo rendimiento a la resolución espacial, resolución temporal y calidad final de la imagen. El principal problema radica en que el espacio-k es un concepto abstracto. Aunque su contenido se puede visualizar, sus datos tienen poco sentido y no poseen una relación

aparente con la imagen de RM. Por otra parte, la construcción matemática que lo describe con detalle es sofisticada y complicada y no da a entender, de una forma intuitiva, de lo que se trata.

- La geometría de las sondas y la técnica de construcción de las mismas es fundamental para garantizar una radiación eficaz en la zona de estudio a su vez captar con la mayor fidelidad la señal de respuesta. Para cada zona del cuerpo se ha diseñado un tipo de sonda que cumple con lo anterior
- Las inhomogeneidades del campo magnético son la causa principal de errores en el experimento de RM; los imanes utilizados actualmente son contruidos para minimizar este efecto, los imanes basados en semiconductores son los mejores en este aspecto, con la condición de que la instalación y mantenimiento no alteren la homogeneidad del campo y no introduzcan interferencias que modifiquen la topología del campo magnético principal.

6.2. RECOMENDACIONES

- Se recomienda que el personal que labora en MEGAFLOR – NEURODIAGNOSTICO se capacite acerca de la técnica de generación de imágenes para la manipulación y correcta de emisión de radiofrecuencia para la mejora de la imágenes.
- Se recomienda al personal que labora en MEGAFLOR – NEURODIAGNOSTICO se incorpore un adiestramiento no solo a los técnicos sino también a los médicos en el conocimiento del Sistema de Resonancia por Imagen del equipo Toshiba MRT600 – ex, pudiendo así mejorar la calidad de imágenes que este pueda arrojar en los exámenes.
- Se recomienda que el personal que labora en MEGAFLOR – NEURODIAGNOSTICO se adiestre a los médicos en el manejo básico del equipo Toshiba MRT 600 – ex, para no solo manipular el sistema MRI sino también RMN.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- BROWN., Y OTROS.,**Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design.,Toronto - Canadá., Elsevier., 2000.,Pp. 500-550.
- 2.- CANALS., L.,**Historia de la Resonancia Magnética de Fourier a Lauterbur. Santiago – Chile. Vol14., No 1., Pp 40- 45.
- 3.-GARCIA., A.,**Coke effect in mass transport and morphologyofPt-Al₂O₃ and Ni-Mo-Al₂O₃ catalysts., Gran Bretaña.,AIChE J., s.f.,Pp. 442-524.
- 4.-LAMBERT., J.,MAZZOLA.,E.,**Nuclear magnetic resonance spectroscopy: an introduction to principles, applications, and experimental methods., New Jersey-EE.UU., Pearson Prentice Hall., s.f.p., Pp. 30-35.
- 5.-PASCHAL., D.,**Journal of Magnetic Resonance Imaging., Toronto- Canadá., Wiley-Liss., 2001., Pp.145–159.

6.-POUND., Y OTROS, Resonance Absorption by nuclear magnetic moments in a solid., Dublin., Herrel., 1999., Pp.58-62.

7.-TOSHIBA. Guía de iniciación de usuario Número de parte: 001-50763200-12 Rev. A. Zilverstraat 1, 2718 RP Zoetermeer, TheNetherlands. Pp. 38-73

8. - TOSHIBA. Opart imaging system.New York, 2009.Pp. 30-35,68-78.

BIBLIOGRAFÍA INTERNET:

9.-ESPACIO K.

[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10415232.](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10415232)

2011/14/12

10.-HISTORIA DE LA RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR.

<http://nuclear.fis.ucm.es/>

2011/11/25

11.-IMÁGENES EN RESONANCIA MAGNETICA NUCLEAR.

[http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/157/1/1Isoardi.pdf.](http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/157/1/1Isoardi.pdf)

2011/11/27

12.-IMAGEN POR RESONANCIA MAGNETICA.

<http://es.scribd.com>.

2011/11/29

13.-RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR.

www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8584631.

2011/12/12

14.-EQUIPO DE GENERAL ELECTRIC TM 450 W.

www.gehealthcare.com/eues/mri/index.htm

2011/12/30

**15.-CALIDAD DE IMÁGENES DE EQUIPOS DE TOSHIBA Y
GENERAL ELECTRIC.**

<http://www.gehealthcare.com>

2012/02/12

ANEXOS

ANEXO 1.

TIPOS DE TRAYECTORIAS DEL ESPACIO K

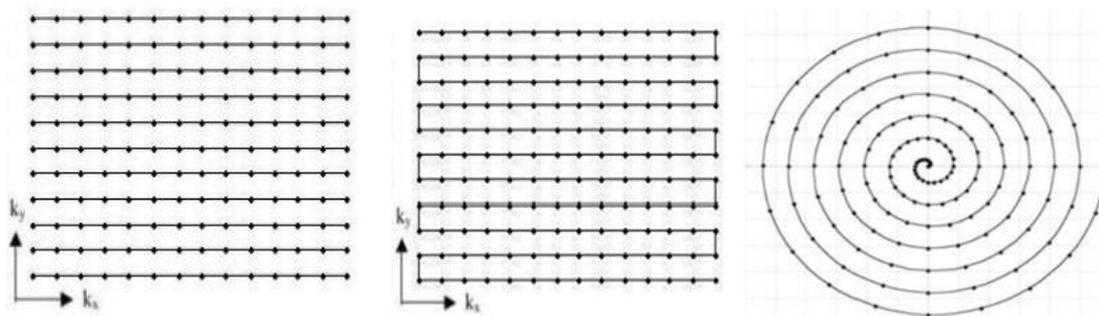


Figura 39. Trayectoria cartesiana / eco planar/ radial espiral

Las trayectorias eco-planares, permiten la adquisición de una gran parte del espacio k o incluso del espacio k al completo con una sola aplicación de la secuencia de pulsos. Permiten un tiempo de adquisición mucho menor que en el caso anterior, puesto que es del orden del TR en el caso de single-shot, quedando multiplicado por el número de ejecuciones de la secuencia de pulsos en el caso de multi-shot. La espiral comienza en el centro del espacio k , lo que implica su adquisición temprana. Esta característica y la simetría de los datos respecto al origen permiten la disminución de artefactos debidos al movimiento. La desventaja de este tipo de trayectorias es la presencia de emborronamiento en la imagen debido al número reducido de datos adquiridos y a la interpolación. Cada brazo de la espiral se adquiere de un único disparo (single-shot) y cada espacio k consta de varias espirales. La reconstrucción de la imagen es análoga a la de las trayectorias radiales. Primero se realiza una interpolación para obtener un espacio k cartesiano y por último se obtiene la imagen mediante Transformada de Fourier inversa.

ANEXO 2.

COMPONENTES DEL MRT 600- EX

Imán creador del campo electromagnético. Este es el componente básico de un sistema de imágenes por resonancia magnética. La consideración primaria en lo que respecta a la calidad del imán es la homogeneidad o uniformidad de su campo magnético.

Mesa del paciente. Es una mesa manual según la referencia

Sistema de radiofrecuencia. El sistema transmisor de RF es responsable de la generación y transmisión, por medio de una bobina transmisora (antena), de la energía de radiofrecuencia utilizada para excitar los protones en el momento de realizar el examen.

Sistema de adquisición de datos. Es el encargado de medir las señales provenientes de los protones y digitalizarlas para su procesamiento posterior.

El sistema de resonancia magnética utiliza una bobina receptora para detectar los voltajes inducidos por los protones luego del pulso de RF.

Ordenador para analizar las ondas y representar la imagen. Se puede seleccionar o modificar parámetros, visualizar o guardar las imágenes de los pacientes en distintos medios y realizar procesos posteriores sobre las imágenes.

Equipo de refrigeración. Además de afectar la carga positiva de los protones, el electromagnetismo también genera una gran cantidad de calor, por lo que

cuentan con potentes sistemas refrigerantes. Esta refrigeración se logra introduciendo, en tuberías especiales sustancias criogénicas como el helio que utiliza el equipo de refrigeración LEYBOLD.

Sala de exploración. El equipo de resonancia magnética se encuentra dentro de un cuarto forrado de cobre en su interior para evitar interferencias de ondas que pudieran llegar del exterior. A esto se le llama “Jaula de Faraday”.

Botones de parada de emergencia. Ubicados en sitios estratégicos, en situaciones de riesgo para parar la exploración del paciente por algún inconveniente.

Interruptor de emergencia. Sirve para apagar el equipo totalmente

Componentes ambientales. Es necesario contar con un climatizador para mantener la temperatura del lugar de acuerdo con las condiciones para trabajo del equipo.

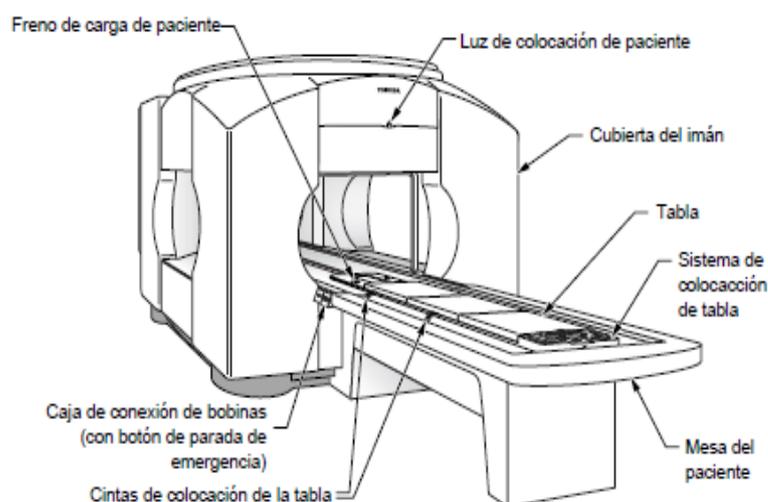


Figura 40. Esquema del Gantry

ANEXO 3.

Características

IMAN

Pesa menos de 12,340 kg para el sistema del modelo Toshiba MRT-600EX.

El sistema tiene un consumo de energía promedio de 12.9 kVA.

Margen reducido de campo de 0.5 mT zona de exclusión se extiende a un área de sólo 2.9 m horizontalmente y 3.7 m vertical desde el centro del imán.

CUBIERTAS

Las cubiertas son necesarias para cubrir el imán totalmente y que este sellado con tornillos de plástico, consta de:

- 1 tapa para cubrir la parte superior del imán,
- cubiertas de la parte interna,
- 8 cubiertas laterales
- 8 cubierta para los pilares del imán
- 4 cubiertas para las base(patatas) del imán

Están disponibles las siguientes bobinas para utilización en el sistema OPART de Toshiba modelo MRT-600EX.

BOBINAS	
Bobina de transmisión abierta	Bobina de cinturón pequeño
Bobina de cabeza	Bobina de cinturón grande
Bobina de cuello con extensor	Bobina de hombro
Bobina de columna-T	Bobina de extremidad
Bobina de cuerpo pequeño	Bobina bilateral
Bobina de cuerpo grande	

Tabla 6 Tipos de Bobinas



Figura 41. Bobina

UNIDAD DE REFRIGERACIÓN

Es aplicado para la refrigeración directa del imán superconductor usado para poner en marcha el equipo de resonancia magnética de Toshiba modelo MRT-600EX que tiene que ser enfriado y permanecer a temperatura constante desde su puesta en funcionamiento. El helio líquido es la sustancia aplicada al imán para que se enfriara ya que el imán viene sellado al vacío, y la cabeza fría tiene el objetivo de refrigeración de alta energía física.

Dimensiones	Ancho	Altura	Profundidad	Peso
Compresor:	0.46 m (17.52in)	0.62m (24.65in)	0.56m (22.25in)	95 kg (209 lbs).
Cabeza fría:	0.40m (16in)	0.64m (25,25 in)	0.17m (7in)	14 kg (31 lbs.)

Tabla 7. Dimensiones de la unidad de refrigeración



Figura 42. Unidad de refrigeración

La presión de llenado de helio en la sala de Temperatura es de 14 bares (1400 kPa) a 60 Hz y 15 bares (1500 kPa) a 50 Hz

- Primera etapa a una temperatura 50 K es 45 W
- Segunda Etapa a una temperatura 4,2 K es 1,0 W
- Capacidad de refrigeración en 60Hz / 50Hz
- Temperatura ambiente: 5 - 40 ° C (41 - 104 ° F)
- La temperatura del refrigerante de entrada: 5 - 25 ° C (41 - 77 ° F)
- Máximo rendimiento del refrigerante: 10 l / min (2,6 l / min)

Panel FILTRO / CONECTOR

Es suministrado por Toshiba de diseño exclusivo para todas las conexiones entre la Sala de Exploración y la Sala de Equipos de acuerdo con las características del sistema MRT-600EX. En la figura (43 y 44) se detalla todos los posibles conectores que se pueden utilizar para la instalación

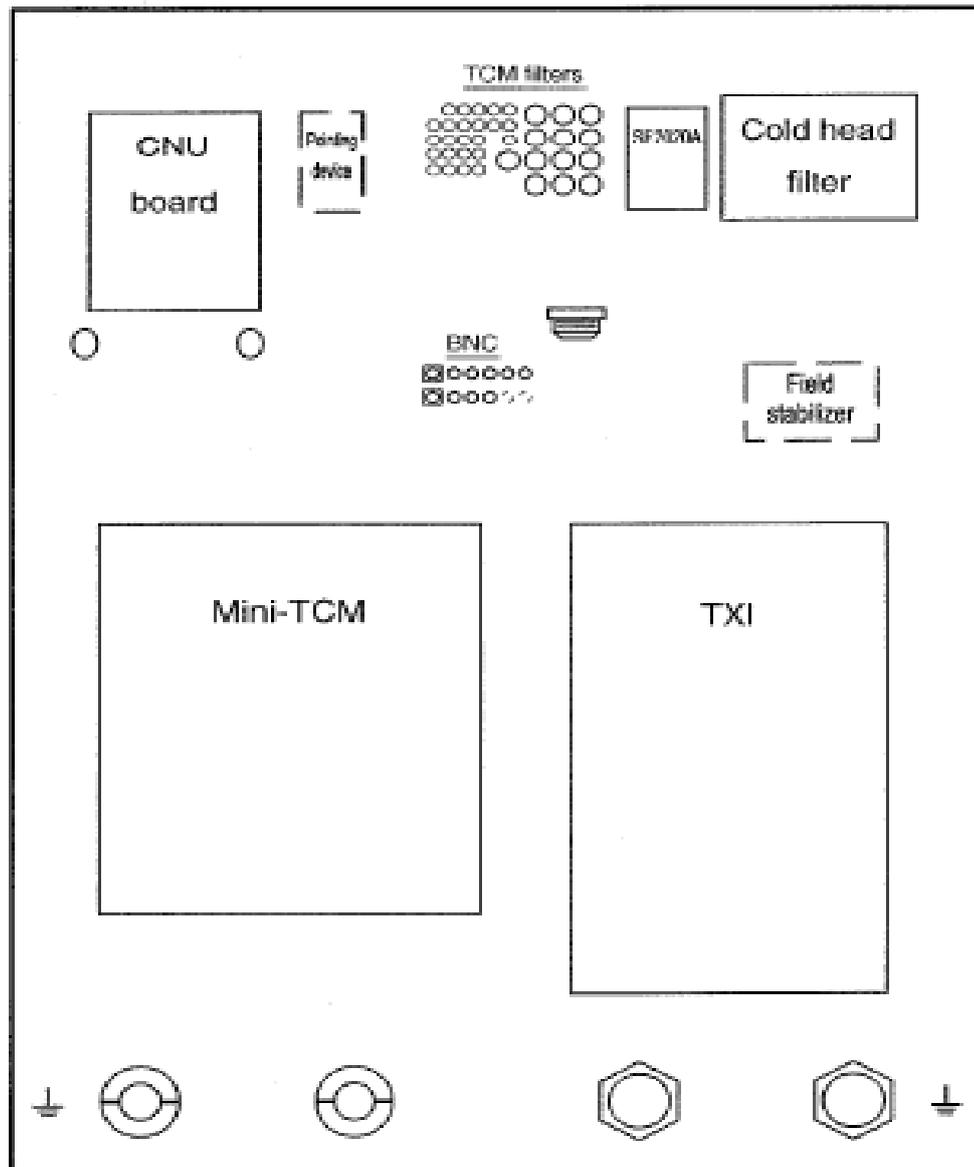


Figura 43. Detalle del Panel filtro/conector. Vista para la Sala de exploración

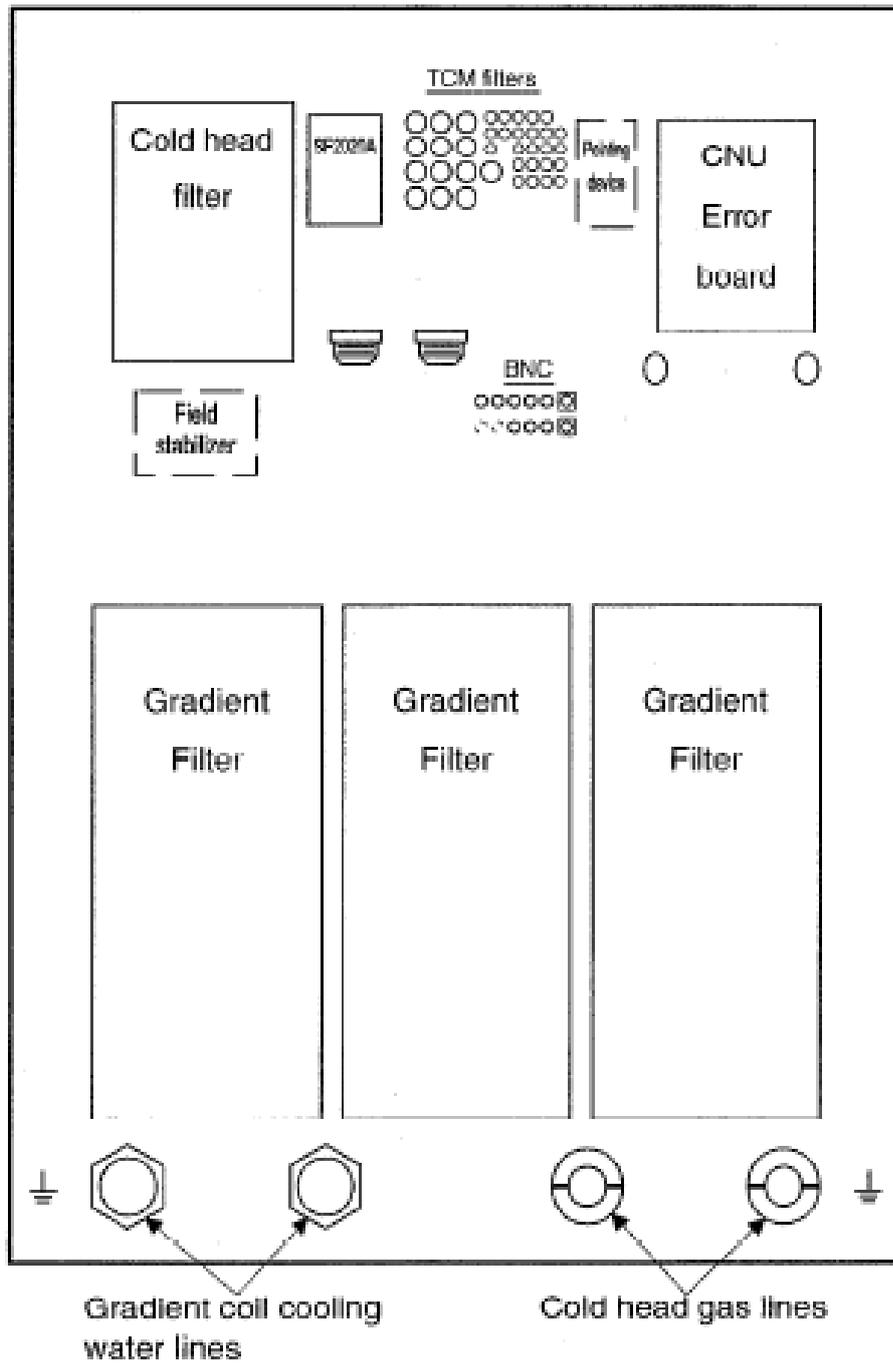


Figura 44. Detalle del Panel filtro/conector. Vista para la Sala de equipos

CONSOLA DE OPERADOR

En el modelo Toshiba MRT-600EX el sistema de imagen OPART se controla mediante un ordenador principal de SiliconGraphics, Inc. (SGI), que estará situado en la sala de control, consiste en:

1. Un monitor que muestra tanto el texto como las imágenes
2. Un teclado con un ratón de tres botones
3. Intercom
4. Caja de interruptores con interruptor encendido/apagado y botón de parada de emergencia

TECLADO

Para la instalación en “MEGAFLOR Neurodiagnóstico y Medicina” el acuerdo es un teclado con el alfabeto inglés.

RATÓN

El ratón para MRI tiene tres botones para realizar las operaciones en el monitor de visualización junto con el teclado.

SALA DE EQUIPAMIENTO

La sala de equipamiento contiene cabinas de control que dan cabida a la unidad de procesamiento central (CPU), controles RF y suministro eléctrico de los gradientes.

El intercambiador de calor puede estar en esta sala o en el techo, dependiendo de la configuración específica del lugar.

Hay un interruptor opcional para desconectar la electricidad en caso de emergencia (EMO) cerca de la consola del operador.

SUMINISTRO ELÉCTRICO DE LOS GRADIENTES

El suministro eléctrico de los gradientes proporciona corriente a todas las bobinas de gradientes y está controlado por el manager de tiempo real. Esto posibilita la aplicación de corriente conmutable de alta velocidad hacia las bobinas gradientes para la formación de pulsos.

TRANSFORMADOR

El transformador se utiliza para distribuir y filtrar corriente al sistema.

MESA DEL PACIENTE

- Se adapta a los pacientes de hasta 500 libras.
- Ergonómicamente diseñado para maximizar la comodidad del paciente y dar cabida a una población diversa de pacientes, el sofá cuenta con mesa de movimiento lateral para simplificar el posicionamiento del paciente al iso-centro del imán.
- Movimiento horizontal ± 10 cm a la izquierda y la derecha desde el centro del imán.
- La altura de la cama del paciente es de 650 mm

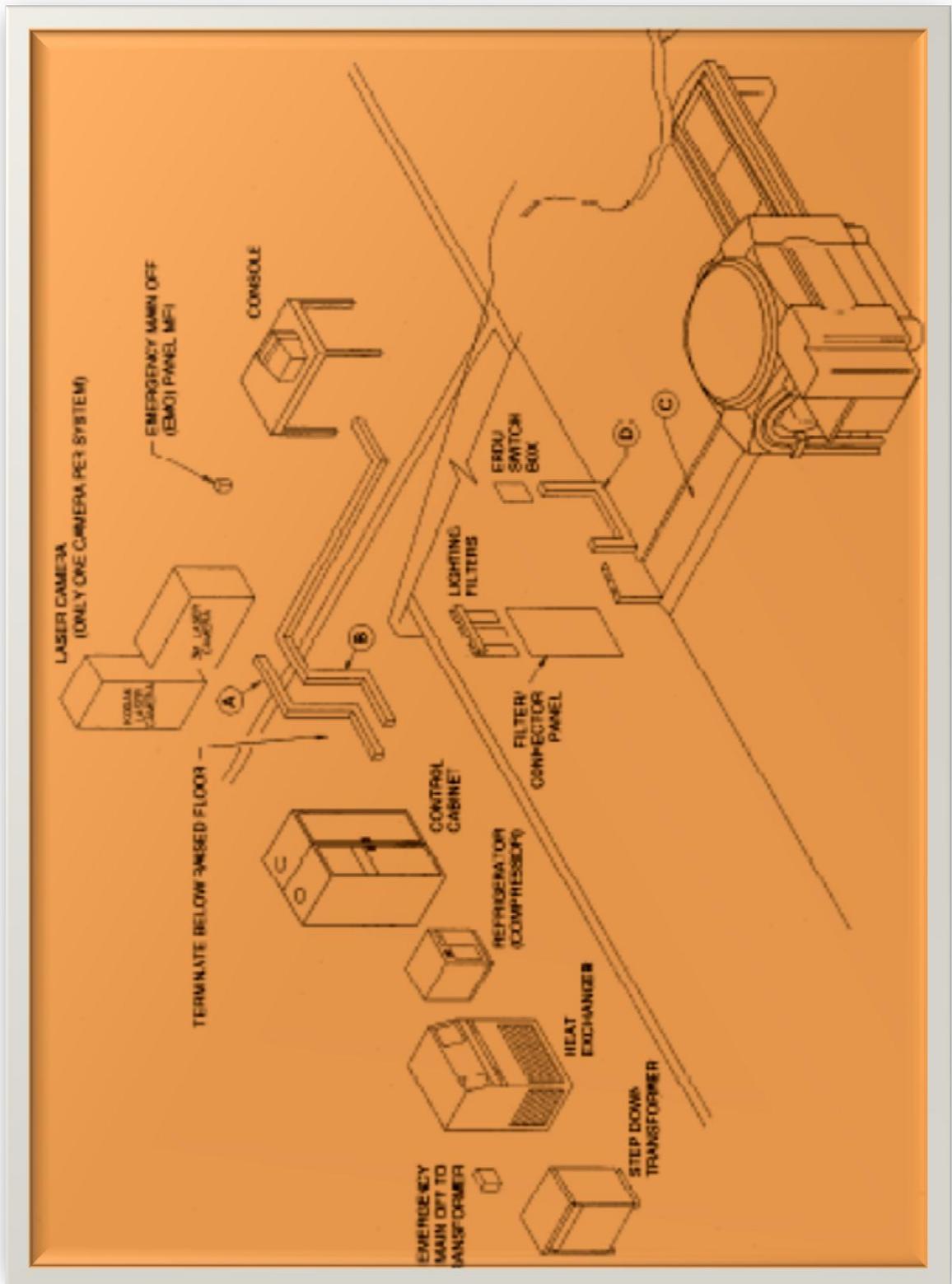


Figura 45. Esquema modelo des sistema MRT-600EXG