

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y DIAGNOSTICO
DE UN SISTEMA DE RESONANCIA MAGNÉTICA

INFORME DE SUFICIENCIA
PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:
INGENIERO ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR:
VÍCTOR MANUEL VERNAL FERNÁNDEZ

PROMOCIÓN
2006-II

LIMA-PERÚ
2011

**MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y DIAGNOSTICO DE UN SISTEMA DE
RESONANCIA MAGNÉTICA**

A mis adorables padres
por el apoyo y confianza brindada
a través de mi vida y mi carrera

SUMARIO

El presente trabajo describe el fundamento teórico, procedimiento y análisis de un sistema de resonancia magnética para mantenimiento preventivo.

Debido al alto costo de un equipo de resonancia magnética, su productividad debe ser maximizada. De esta manera, es imprescindible que el sistema de resonancia magnética sea continuamente verificado y calibrado. Con ello se previene fallas notables, así como se asegura la calidad de las imágenes para diagnóstico médico.

Para este propósito, en este informe de suficiencia se explica de manera resumida el proceso de la adquisición de imágenes de resonancia magnética y se estudian las pruebas preventivas para este tipo de equipos médicos.

A partir de este estudio, se analizan los tipos de pruebas preventivas para determinar la estabilidad, desempeño, etc, que tienen como finalidad optimizar el rendimiento y evitar la falla del equipo, generándose así un mayor análisis clínico-medico y satisfacer los requerimientos de los pacientes.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO I	
PLANTEAMIENTO DE INGENIERÍA DEL PROBLEMA	3
1.1. Descripción del problema	3
1.2. Objetivos del trabajo	3
1.3. Evaluación del problema	3
1.4. Alcance del trabajo	4
CAPITULO II	
MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL	5
2.1 Diagnóstico de Imágenes por Resonancia Magnética (RMI).....	5
2.1.1 Principios Físicos.....	5
2.1.2 Formación de Imágenes	7
2.2 Subsistemas	12
2.2.1 El Magneto	12
2.2.2 El Sistema de Gradientes	15
2.2.3 Bobinas de Radiofrecuencia (antenas)	16
2.2.4 Blindaje Magnético	18
2.2.5 Blindaje de Radiofrecuencia	18
2.2.6 Sistema de Control y Adquisición	20
2.2.7 Sistema de Reconstrucción	22
CAPITULO III	
METODOLOGÍA DE DIAGNÓSTICOS	24
3.1 Prueba LVShim. Análisis de homogeneidad del campo magnético	24
3.1.1 Requerimientos	24
3.1.2 Metodología.....	26
3.2 Prueba de Interferencia de Radiofrecuencia.....	29
3.2.1 Artefactos	29
3.2.2 Prueba de calidad de jaula de Faraday	31
3.3 EPI White Pixel PM	32
3.3.1 Prueba EPI White Pixel	33
3.3.2 Realización del EPI	36
3.4 Prueba de performance del sistema (SPT)	36

3.4.1	Estabilidad SPT	36
3.4.2	Análisis de los tres gráficos en SPT.....	38
3.4.3	Metodología de la prueba.....	40
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		42
ANEXO A		
GLOSARIO DE TÉRMINOS		43
BIBLIOGRAFÍA		45

INTRODUCCIÓN

El sistema de resonancia magnética permite a los médicos evaluar mejor varias partes del cuerpo y determinar la presencia de ciertas enfermedades que no se podrían evaluar adecuadamente con otros métodos como por ejemplo las obtenidas por imágenes como los rayos X, el ultrasonido o las tomografías axiales computarizadas (también denominadas TC o exploración por TAC).

Esta tecnología permite ver mejor los tejidos blandos, es decir todos los componentes que no son hueso por ejemplo, en el caso de la columna, el disco intervertebral, la médula espinal, las raíces nerviosas o la eventual existencia de anomalías en la etapa postquirúrgica.

La resonancia no expone al paciente a ningún tipo de irradiación peligrosa ni es dolorosa. Requiere, sin embargo, que el paciente esté en estado de inmovilidad durante unos 15 minutos en un espacio pequeño, por lo que puede ser desagradable para las personas con algunas dolencias como por ejemplo la claustrofobia.

La teoría de los sistemas de resonancia magnética es bastante compleja, está relacionada con las características físicas del cuerpo humano, su capacidad de magnetización ante campos magnéticos externos y la manera de captar la respuesta de los átomos de hidrógeno a esta excitación, para generar una imagen clara y fiable.

Técnicas de gradientes de campo magnético, frecuencia y pulsos son utilizados para optimizar la captura de imágenes en tres dimensiones, incluso de manera dinámica.

Son muchos los fabricantes de resonadores magnéticos que siguen mejorando las técnicas de adquisición brindando mayor resolución y fiabilidad de las imágenes para diagnóstico. Los resonadores magnéticos cumplen con el principio de aplicar un campo magnético externo, pero existen distintas técnicas para generar este campo, algunos con magnetos permanentes y en otras se llega a recurrir al uso helio para lograr una superconductividad.

La homogeneidad del campo magnético es crucial, se debe contar con un blindaje para que se evite que el mismo campo se vea afectado por elementos ferromagnéticos o campos magnéticos extraños, se toma la precaución de no crear cableado que se comporte como bobinas, se trata de configurar en "8" para evitar campos magnéticos externos.

Artefactos (manchas) pueden aparecer en las imágenes por un mal blindaje contra

radiofrecuencia. Se recurre para ello a un adecuado diseño de la jaula de Faraday, aspecto que es también crucial para la obtención de imágenes de alta calidad.

Los sistemas de cómputo, que recopilan los datos crudos y realizan su posterior procesamiento, son muy potentes. Este mismo equipamiento permite visualizar y analizar diversos comportamientos propios del estado del equipo lo que es de enorme utilidad para las pruebas orientadas al diagnóstico preventivo.

Entre estas pruebas se tiene a la prueba LVShim que sirve para analizar la homogeneidad del campo magnético, y a la denominada EPIWP que sirve para proteger al sistema de los píxeles blancos causados por transmisiones RF no deseadas que ocurren durante la adquisición de datos o cerca de la frecuencia del sistema. También se desarrolla la prueba de performance del sistema (SPT). Finalmente se la prueba para verificar la interferencia de radiofrecuencia.

En este panorama, este informe tiene por objetivo utilizar las técnicas de diagnósticos preventivos para los sistemas de Resonancia Magnética utilizados para la adquisición de imágenes de diagnóstico médico. Para este propósito, este trabajo se divide en cuatro capítulos, los cuales son detallados resumidamente:

- El Capítulo 1 se refiere el planteamiento del informe
- El Capítulo 2 se refiere al estudio del diagnóstico de imágenes por Resonancia Magnética (RMI), en donde se ven los principios físicos y la formación de Imágenes
- El Capítulo 3, describe los subsistemas de un sistema de Resonancia Magnética.
- El Capítulo 4 se refiere a las pruebas de diagnóstico preventivo de los sistemas de Resonancia Magnética y que se aplican de manera general preventivo

CAPÍTULO I PLANTEAMIENTO DEL INFORME

En este capítulo se realiza el planteamiento del problema.

1.1 Descripción del Problema

Pérdida de la calidad de imágenes de diagnóstico médico en los equipos de resonancia magnética.

El mantenimiento preventivo es crucial para los sistemas de adquisición de imágenes, una inadecuada calibración del sistema o la existencia de campos magnéticos externos o fallas en el blindaje magnético y de radiofrecuencia, afectan la confiabilidad de las imágenes adquiridas.

1.2 Objetivos del trabajo

El informe tiene como objetivo describir y utilizar las técnicas de mantenimiento preventivo en los sistemas de resonancia magnética para adquisición de imágenes, con la finalidad de optimizar el funcionamiento de los equipos y la calidad de las imágenes medicas.

1.3 Evaluación del problema

Un equipo de adquisición de imágenes de Resonancia Magnética (RM) tiene como propósito recolectar imágenes de alta calidad que sirvan para el diagnóstico médico. Las instituciones que adquieren un sistema de Resonancia Magnética (RM) buscan satisfacer a la mayor cantidad de clientes así como recuperar la inversión económica en menor tiempo. Por ello es importante que se realicen pruebas de diagnóstico preventivo para evitar fallas que obliguen al sistema de Resonancia Magnética (RM) a estar fuera de servicio por tiempo prolongado.

Un equipo mal calibrado, o en cuyo ambiente estén fallando los blindajes magnéticos y de radiofrecuencia, causarán por consecuencia que el diagnóstico médico sea errado lo que es crítico para el paciente, cuyas consecuencias, pueden ser ocultar un tumor o mostrar alteraciones que puedan ser identificadas erróneamente cómo males, afectando directamente el tratamiento del paciente.

Los fabricantes han creado diagnósticos específicos y complejos y los han implementado dentro del mismo equipo resonador magnético. Se recurren a "phantoms" que pueden replicar de alguna manera las condiciones físicas del cuerpo humano. Las

mismas pruebas realizan el análisis de los datos recolectados y en algunos casos se logran recalibrar automáticamente.

Comprender la filosofía de la adquisición de imágenes y los fenómenos físicos involucrados son indispensables para la comprensión de las pruebas a realizar.

1.4 Alcance del trabajo

El trabajo presenta el diagnóstico de un sistema de resonancia magnética para mantenimiento preventivo, el cual se centra en cuatro pruebas objeto del estudio.

- Prueba LVShim (para el análisis de homogeneidad del campo magnético), se explica sus requerimientos y metodología.
- Prueba de interferencia de radiofrecuencia, en donde se explica a los artefactos y la verificación de la calidad de jaula de Faraday.
- El EPI White Pixel PM, describiendo la filosofía de la prueba y su realización.
- Prueba de performance del sistema (SPT), en donde se analiza la estabilidad, el análisis de gráficos y la metodología de la prueba.

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

En este capítulo se expondrán las bases teóricas de relevancia para poder entender el diagnóstico de los sistemas MRI (Imágenes por Resonancia Magnética)

El diagnóstico por resonancia magnética utiliza al campo magnético y las propiedades físicas del cuerpo humano para generar imágenes que sirvan para el diagnóstico médico. El presente capítulo se divide en dos partes definidas: generalidades del sistema de Imágenes por Resonancia Magnética (MRI), y los subsistemas del resonador magnético. Ambas se apoyan en la información bibliográfica [1], [2], [3] y [4], de manera combinada

2.1 Diagnóstico de Imágenes por Resonancia Magnética (MRI)

La resonancia magnética es una manera no invasiva de capturar imágenes del interior del cuerpo humano. Esta utiliza imanes y potentes ondas de radio, a diferencia de las radiografías y la tomografía computarizada (TC), las cuales utilizan radiación.

El escáner para la resonancia magnética contiene el imán. El campo magnético producido por una resonancia magnética es más de 10,000 veces mayor que el de la tierra.

El campo magnético hace que los átomos de hidrógeno en el cuerpo se alineen de cierta forma (semejante a la manera como se orienta la aguja de una brújula en un campo magnético). Cuando las ondas de radio son enviadas hacia los átomos de hidrógeno alineados, las ondas de radio rebotan y una computadora capta y registra la señal. Los diferentes tipos de tejidos devuelven señales diferentes.

2.1.1 Principios Físicos

Un aspecto básico del principio físico a tomar en cuenta para Imágenes por Resonancia Magnética (MRI) es que aproximadamente dos tercios de los núcleos atómicos son estables, es decir que tienen un número de protones o neutrones impar. Estos poseen un impulso de giro propio o spin. Dado que los núcleos atómicos están eléctricamente cargados, el impulso de auto rotación se asocia con un momento magnético. Para los propósitos del MRI, el núcleo más simple y a su vez más abundante en el cuerpo humano, es el núcleo de hidrogeno.

Al insertar un conjunto de protones dentro de un campo magnético (Figura 2.1), la mayoría de los espines se disponen paralelamente al campo y algunos de ellos en

sentido antiparalelo a causa de su energía térmica. La orientación paralela corresponde a un nivel energético bajo y se refiere a los átomos que están procesando en el mismo sentido que la orientación antiparalela corresponde a un nivel energético Alto, y se refiere a los átomos que están procesando en sentido contrario a B .

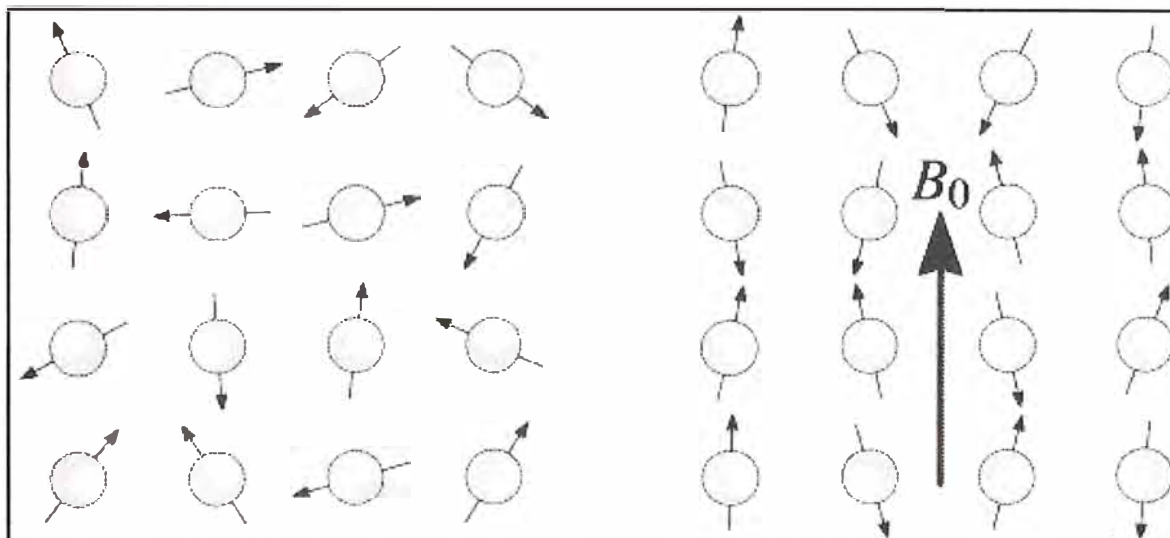


Figura 2.1 Orientación de espines dentro de un campo magnético

Hacia el exterior resulta una magnetización y un impulso de giro (en función del diferente número de espines nucleares paralelos y antiparalelo). La magnetización y el impulso de giro son directamente proporcionales a la intensidad del campo magnético e inversamente a la temperatura. Por ello es necesaria la generación de intensos campos magnéticos y bajas temperaturas para alcanzar la mayor magnetización posible

Al sacar al spin nuclear de su posición de equilibrio, éste tenderá a volver a la dirección primitiva energicamente más estable. Sin embargo, esto es impedido por impulso de auto rotación de los núcleos atómicos. Esto puede ser comparado al equilibrio que mantiene un trompo en rotación a pesar de la fuerza de la gravedad. Al movimiento resultante se le conoce cómo precesión o giroscópico. Ver Figura 2.2.

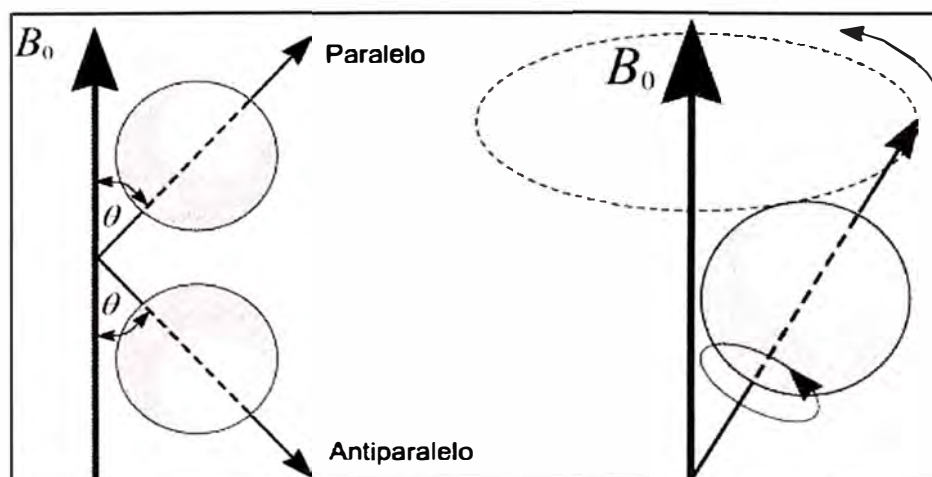


Figura 2.2 Orientación del Spin y precesión

La velocidad angular ω_0 (del ciclo de la magnetización nuclear en torno a la dirección del campo) es proporcional a la intensidad del campo magnético B_0 . La constante de proporcionalidad γ se denomina relación giromagnética y es característica de los núcleos atómicos participantes. Para los protones situados en un campo del 0.1 T la frecuencia de precesión es de 4.26 MHz. Ver Tabla 2.1

Tabla 2.1 Campo magnético (B) vs Frecuencias angulares (ω)

B	ω
0.0064 T	2.8 Mhz
1.0 T	42.6 Mhz
2.0 T	85 Mhz

En resumen, cuando se somete a los átomos a un campo magnético B, los átomos de menor nivel energético pasan a orientación paralela, mientras que los átomos de mayor nivel energético, pasan a orientación antiparalela, girando todos a la frecuencia de Larmor (Frecuencia de precesión de una partícula cargada cuando su movimiento queda bajo la influencia de un campo magnético y una fuerza central).

En una molécula, cada núcleo magnéticamente activo tiene definida una frecuencia de Larmor. Esto quiere decir que absorberá radiación electromagnética de una frecuencia determinada para cambiar de estado de spin. Para cada tipo de núcleo la frecuencia de Larmor puede sufrir pequeñas variaciones que dependen del entorno molecular (rodilla, cabeza, etc.)

Nota:

El Tesla (T) es una medida del campo magnético equivalente a 10,000 Gauss. El campo magnético de la tierra mide 0.5 Gauss

2.1.2 Formación de Imágenes

Para la obtención de una tomografía (corte) se debe dividir el cuerpo en cubos con el menor volumen posible, con el propósito de lograr una mejor resolución. En resonancia magnética el voxel (Figura 2.3) es el elemento mínimo de volumen referido al cuerpo humano, del mismo modo que el pixel lo es a la imagen.

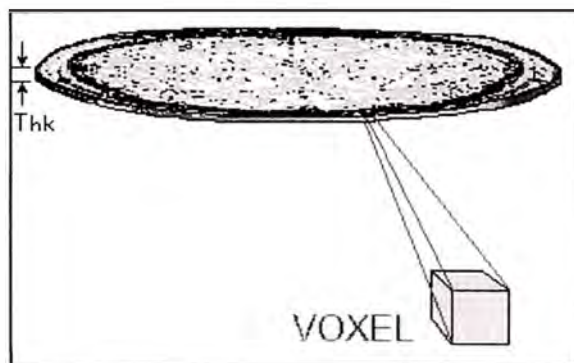


Figura 2.3 Corte de cuerpo y voxel representativo

El conjunto de átomos, es llamado de voxel, el cual presenta un vector magnético (M), que es paralelo al campo magnético B que es aplicado. Aunque la totalidad de núcleos están en precesión (a igual frecuencia), al estar desfasados la componente del plano xy se elimina predominando la del eje z . Su módulo es directamente proporcional al número de protones (densidad protónica) del voxel. Cuanto mayor es el campo magnético, mayor es el número de elementos que predominan de forma paralela, y mayor es la señal. Ver Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Número de elementos en predominio frente a un campo B

B	Predominio
0.5 T	3 por millon
1.0 T	6 por millon
1.5 T	9 por millon

Una vez que se ha sometido al voxel a un campo magnético, al exponer al voxel a un pulso de radiofrecuencia (la misma frecuencia a la que está precesando) recogerá esa frecuencia y todos los núcleos se pondrán en fase. Ese aporte nuevo de energía hará que átomos que se encuentran en nivel bajo de energía, pasen a nivel alto, con lo que el vector momento magnético variará su dirección variando hacia la parte antiparalela, además de registrar una variación en los ejes x e y . Esto es conocido como el proceso de excitación (Figura 2.4).

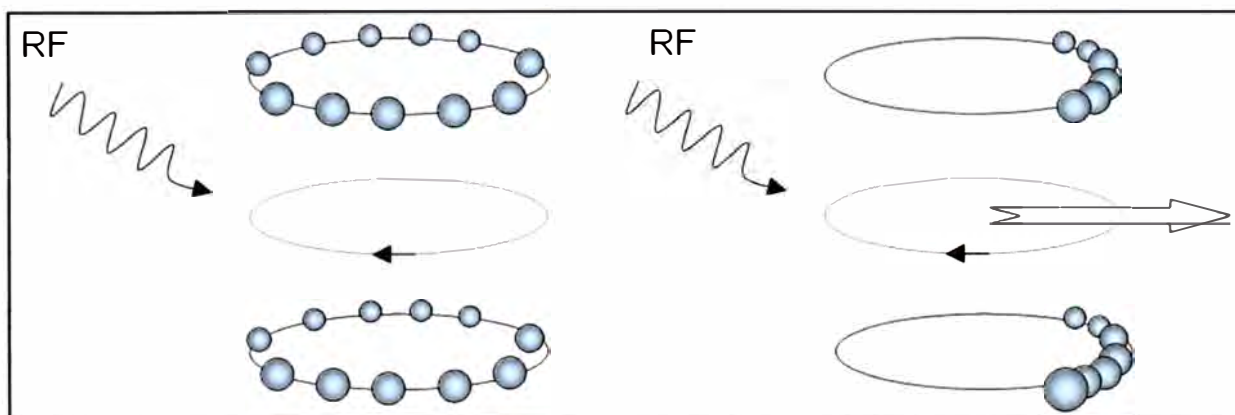


Figura 2.4 Proceso de excitación

Una vez que están en fase, se inicia el proceso de relajación. En aquel instante los protones inician el desfasamiento, y el momento magnético tiende a reorientarse en el Eje Z . Es en este momento que se encuentra disponible la información que define el valor del pixel en la resonancia magnética:

- Densidad protónica. Que es proporcional al módulo alcanzado por M
- T_1 es la constante de tiempo de relajación del eje M_z
- T_2 es la constante del tiempo de relajación del eje M_{xy}

Para recoger la señal, se coloca una bobina perpendicular al campo magnético B , la cual recibe la señal por inducción.

Al emitir el pulso de radio, se recibe una señal denominada FID (Free Induction Decay), como se ilustra en la Figura 2.5. Se trata de una señal senoidal amortiguada que tendrá su máximo cuando el vector M sea perpendicular a B y será 0 cuando todos los átomos se hayan desfasado y, en consecuencia el vector M se encuentra paralelo a B . El máximo de la señal FID es directamente proporcional a la densidad protónica del voxel.

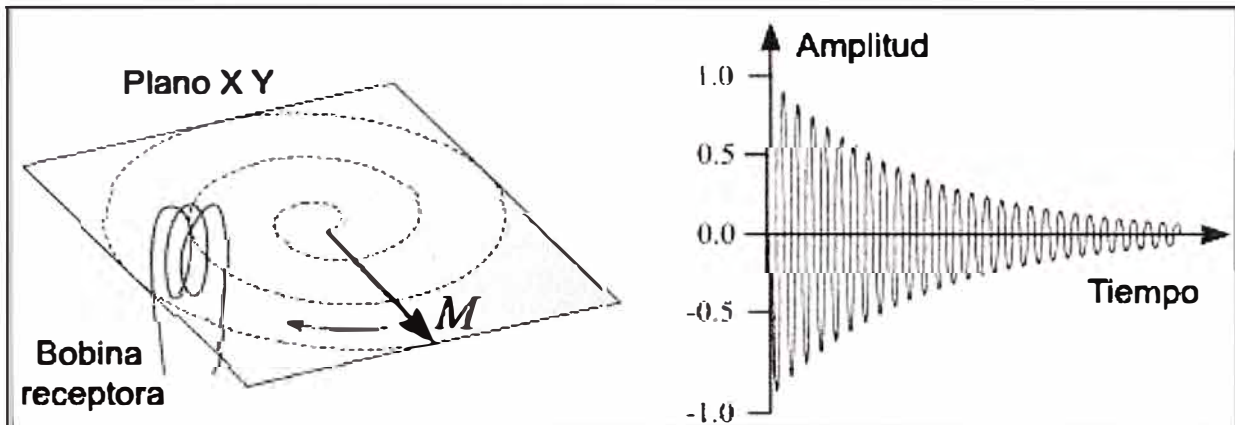


Figura 2.5 Proceso de relajación

La imagen de resonancia magnética, no se forma a partir de la FID (Free Induction Decay), sino a partir de una segunda señal denominada eco, que se obtiene desfasando la FID (Figura 2.6 y 2.7), es decir se emiten pulsos de Radiofrecuencia (RF) de 90 grados y 180 grados las cuales solo permitirán obtener una línea en la imagen, para obtener las demás líneas hay que repetir este proceso, el tiempo de eco corresponde al tiempo de medida y el tiempo de repetición de una línea a otra, es decir, al intervalo que separa dos pulsos de 90 grados o dos ciclos elementales.

Si se le aplica un pulso de radio a un cuerpo situado dentro de un campo magnético, responderán al mismo tiempo todos los voxeles del cuerpo, lo que haría imposible la separación de un plano u otro. Para dar solución a este problema se utiliza los Gradientes.

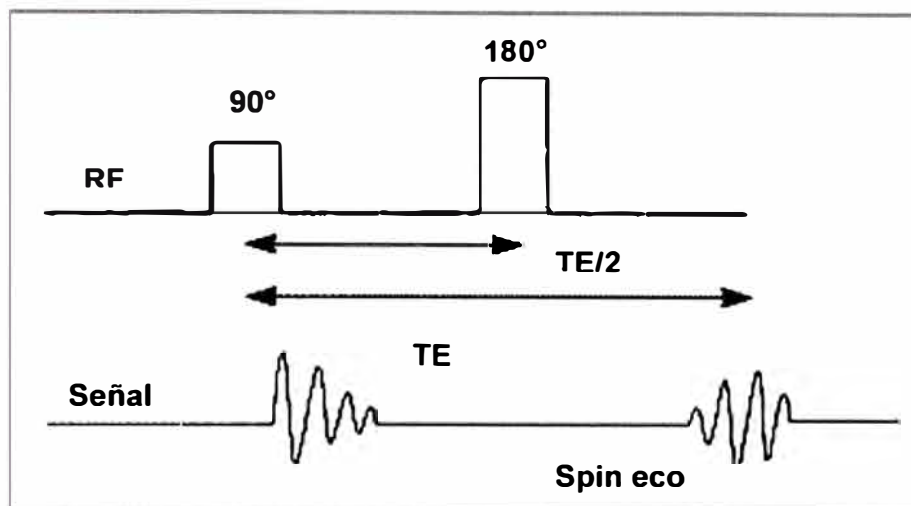


Figura 2.6 Formación del spin eco en un tiempo TE

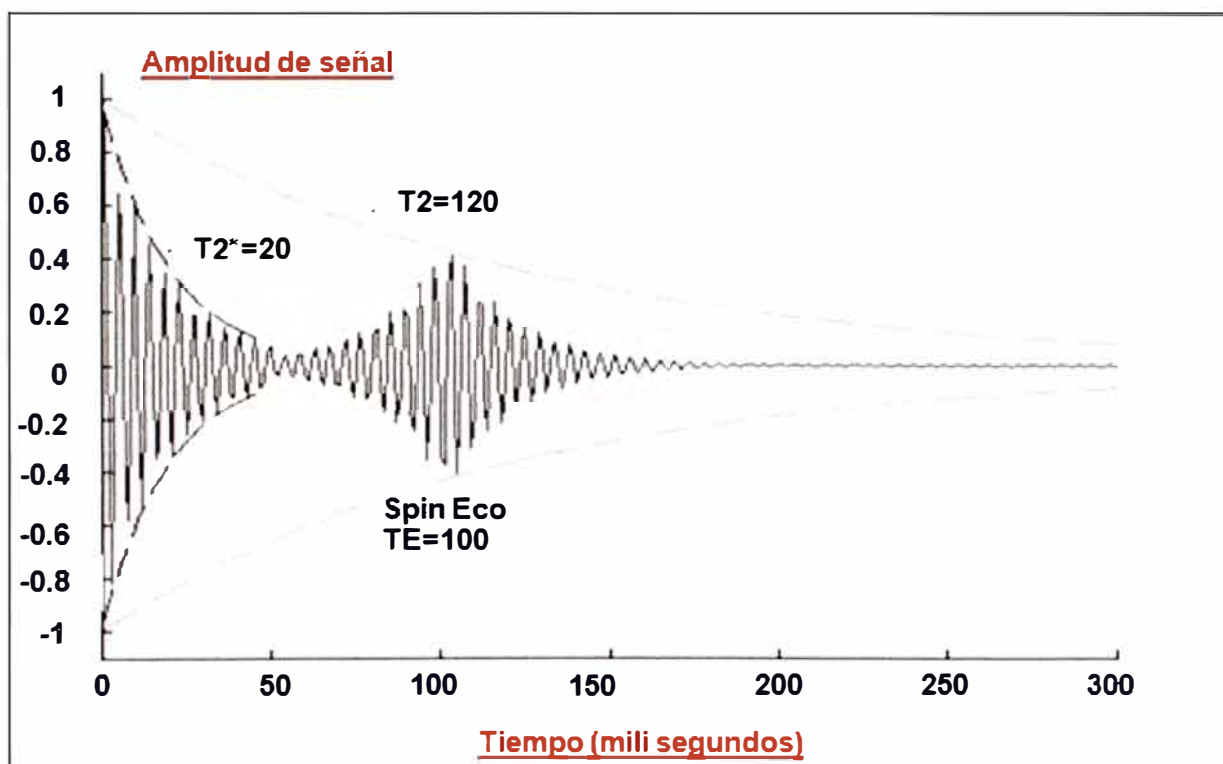


Figura 2.7 Spin eco

Un gradiente (G) es un campo magnético superpuesto (creciente, gradual y longitudinalmente) al campo magnético original, de forma que el campo magnético será diferente en los pies y en la cabeza del paciente. De esta manera, al aplicar un pulso de radiofrecuencia F al cuerpo sólo responderán los voxel del plano que esté expuesto al campo $B + G(n)$, esto referido al campo magnético más el gradiente correspondiente. De este modo sólo se obtiene la información que se necesita.

El gradiente es un campo magnético variable, que altera la potencia del campo principal de manera conocida y predecible para alterar la precesión de los protones de H_1 , donde H_1 son los átomos de hidrógeno presentes en el cuerpo humano y cuyo

núcleo está formado por un protón. Ver Figura 2.8.

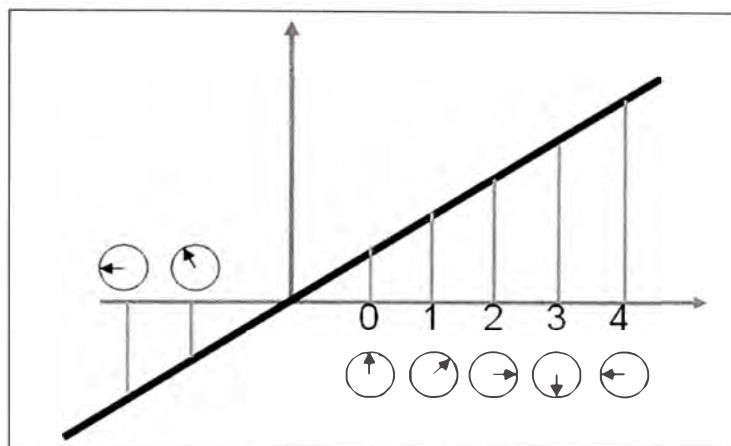


Figura 2.8 Gradiente de campo magnético

Existen tres gradientes básicos para la captación de imágenes (X, Y, Z) para capturar en las tres dimensiones. La labor de los gradientes puede variar en función de las secuencias. Las secuencias son conjuntos de pulsos aplicados convenientemente para obtener una imagen de resonancia.

Para la toma de imágenes se toma como eje de referencia de eje Z (Figura 2.9) aquel que va desde los pies hasta la cabeza del paciente. A continuación se coloca el gradiente en ese eje, el cual nos proporcionará una diferencia gradual del campo magnético en dicho eje. Luego de ello se aplica un pulso RF que concuerde con la frecuencia de Larmor de la parte del cuerpo humano que se desea estudiar.

El pulso RF hace que todos los voxeles de la zona de estudio resuenen. Consecuentemente se aplica el gradiente Y (eje vertical), esto hace que los voxeles (de cada fila horizontal) vibren a una frecuencia diferente; al ir unos más rápidos que otros, se adelantarán y estarán desfasados en fila.

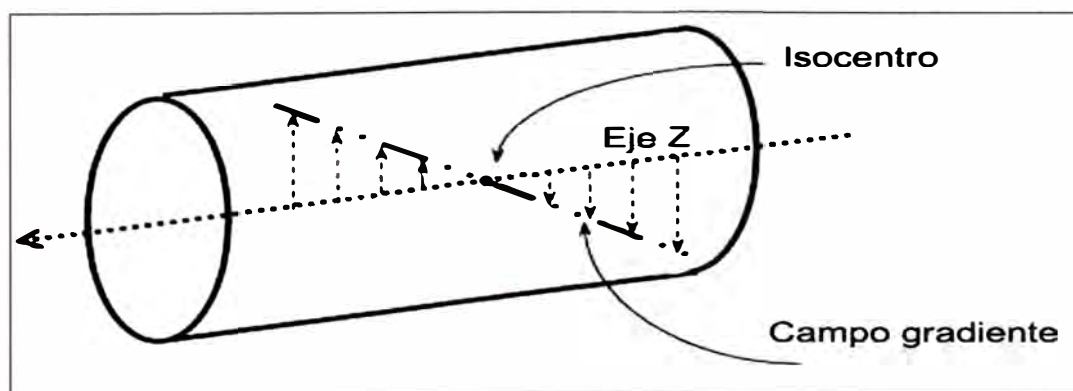


Figura 2.9 Gradiente de campo magnético en Eje Z

Con lo realizado se habrá logrado separar la información entre las filas. Las filas centrales tendrán desfase. Las filas iniciales a $Y-179^\circ$ y las finales a $Y+179^\circ$, y es un valor seleccionable para capturar la señal desfasada desde un punto.

Luego se coloca un gradiente en X (eje horizontal) lo que hace que cada columna vibre con diferente frecuencia. Con esto se logra también separar en frecuencia el eje X. Es en este instante que la señal es capturada, tomando tantos valores como resolución horizontal se desea.

Este proceso es repetido para cada una de las filas. Esto depende de la resolución vertical que se quiera obtener (por lo general la resolución es 256 x 256), aplicando cada vez un valor de Y diferente.

Al terminar el proceso, se obtendrá una matriz de X*Y donde la información en X corresponde a la frecuencia, y la información en Y a la fase.

2.2 Subsistemas

En esta sección se describirá de manera puntual a los subsistemas que son parte de un resonador magnético. Se destaca: el magneto; el sistema de gradientes; las bobinas de radio frecuencia; el sistema de control y adquisición; el sistema de reconstrucción; la computadora central, visualización, almacenamiento e impresión; el blindaje magnético y el blindaje de radiofrecuencia

2.2.1 El Magneto

En esta subsección se analizará dos aspectos básicos: Los tipos de magnetos y la homogeneización del campo magnético.

a. tipos de magnetos

Estos se clasifican en:

- **Resistivos:** Son bobinas conductoras por las cuales atraviesan corriente eléctrica. Este tipo de imán es muy pesado y además necesita ser refrigerado mediante un sistema de agua circulante. Con este tipo de imán se puede llegar a obtener hasta 0.5 Teslas de intensidad de campo magnético. Ver Figura 2.10



Figura 2.10 Resonador magnético resistivo abierto

- **Superconductivos:** Basado en las propiedades de los materiales superconductores. (Figura 2.11). Poseen como ventaja un campo magnético muy uniforme y un menor peso.

La desventaja es que necesitan ser refrigerados con helio líquido (Figura 2.12). Puede llegar a intensidades por encima de los 2 Teslas.



Figura 2.11 Resonador magnético resistivo abierto

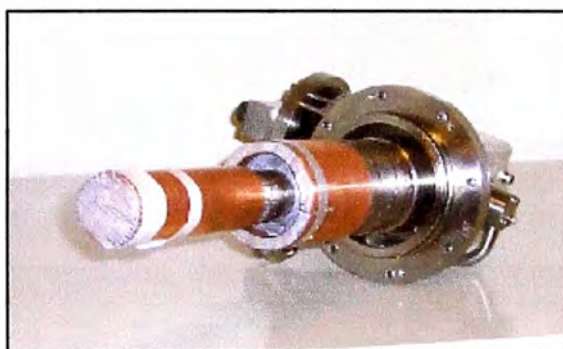


Figura 2.12 Válvula de helio

- **Permanentes:** No necesita ser alimentado con corriente eléctrica al poseer un campo magnético original, pesan mucho y son poco uniformes además de poco intensos (0.4 Teslas).



Figura 2.13 Resonador magnético de campo permanente

- **Híbridos:** Son poco usados. Se basan en los tipos de magneto mencionados Figura 2.14.

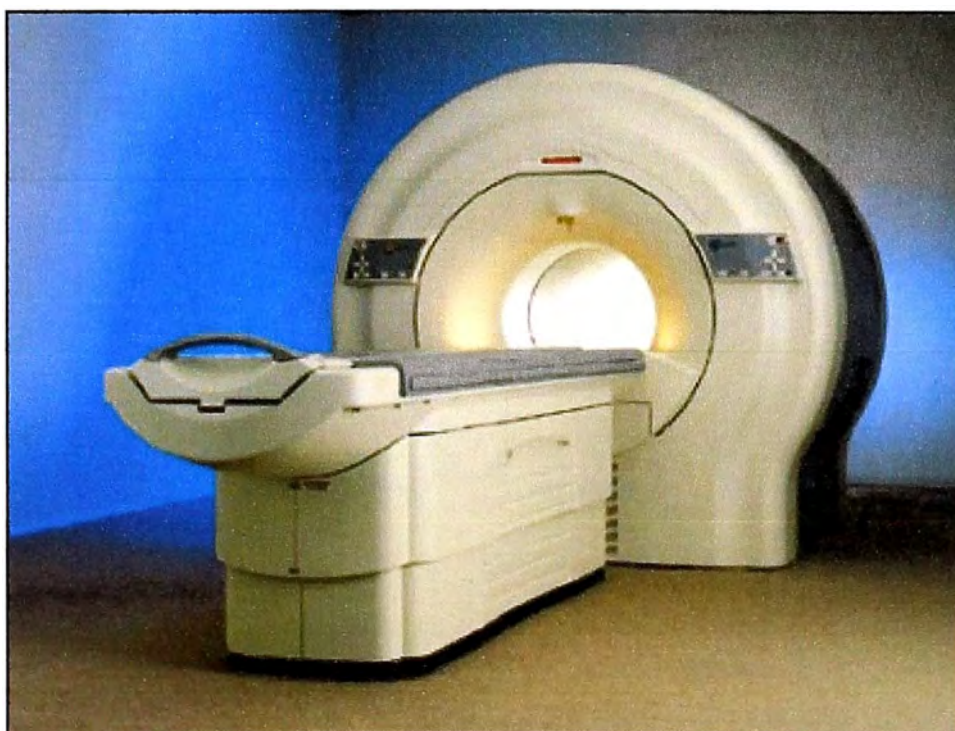


Figura 2.14 Resonador híbrido

b. Homogeneización del campo magnético

Es imprescindible poseer un campo magnético homogéneo para conseguir una buena imagen de resonancia. Por lo tanto, no solo basta poseer un buen imán, sino también hay que someterlo al proceso de calibración denominado Shimming.

El Shimming logra que el campo sea homogéneo al reajustar las diferencias en el campo magnético. En la literatura, se han identificado dos técnicas [23]:

- **Shimming Pasivo:** La técnica consiste en situar pequeñas piezas de hierro alrededor del magneto, de tal forma que las pequeñas fallas en la homogeneidad que tenga se rectifiquen. Es un proceso lento y dificultoso que requiere el uso de la técnica de prueba error; no precisa de mantenimiento.

- **Shimming Activo:** Se coloca una serie de bobinas (> 30) en el interior del túnel, de manera que rectifiquen con su campo magnético la falta homogeneidad. Permite un manejo computarizado del ajuste de cada bobina, pero requiere de componentes electrónicos y un software adicional, encareciendo el sistema.

2.2.2 El Sistema de Gradientes

Se define al gradiente como la variación del campo magnético a lo largo de una distancia determinada. Los gradientes son generados al activar las bobinas incluidas en el túnel del imán (Figura 2.15). El campo magnético producido por esta bobina, se suma al campo magnético principal, y el resultado es un campo magnético diferente en cada punto, la variación del campo es lineal, y se puede efectuar en cualquier dirección del espacio dentro del imán.

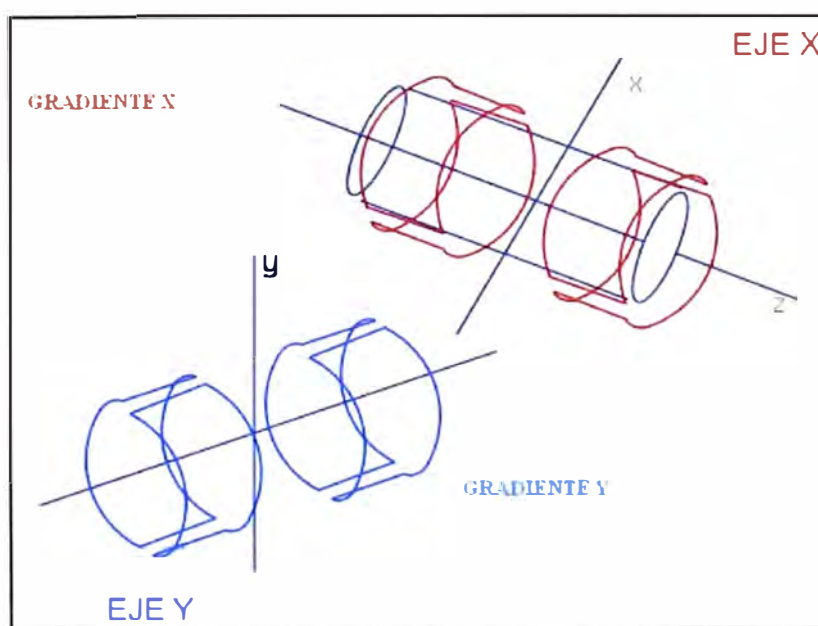


Figura 2.15 Bobinas de gradientes

Las bobinas tienen una forma compleja en donde cada una está orientada en una dirección en el espacio. La activación combinada de estas bobinas y la dirección de su corriente, produce gradientes en cualquier dirección. La intensidad del gradiente va a depender de cuanta corriente se envíe a cada una de las bobinas.

La linealidad de los gradientes permite que la variación del campo magnético pueda

ser controlada, posibilitando determinar la posición de un voxel a partir de la frecuencia de precesión de sus átomos.

Cómo unidad de medida se emplea el militesla por metro (mT/m). Los Gradientes suelen ser de entre 10 y 40 mT/m. Debe tenerse en cuenta también el tiempo de subida de gradiente (rise time), que es el tiempo que le toma al gradiente alcanzar el valor requerido. Un ascenso rápido es necesario para las secuencias rápidas, en algunos casos se necesitan tiempos inferiores a los 0.2 ms

2.2.3 Bobinas de Radiofrecuencia (antenas)

Las bobinas de RF son utilizadas para recoger la señal emitida por los tejidos. Por lo tanto, para obtener una buena imagen es imprescindible elegir una buena antena. La antena debe estar orientada de manera tal que la zona de estudio quede totalmente englobada en el área de recepción de la antena.

Las antenas deben ser tan pequeñas como sea posible para aumentar la resolución y disminuir la relación señal a ruido (SNR), y tan grandes como sea necesario, y para que abarque la zona a explorar.

Los tipos de antenas son:

- Antenas de transmisión: Envían pulsos de radiofrecuencia para excitar la muestra.
- Antenas de Recepción: Captan la señal que emite la muestra.
- Antenas de transmisión-recepción: Realizan tanto la transmisión como la recepción.

A continuación se muestran algunas bobinas. Figura 2.16 de cerebro, Figura 2.17 de rodilla y Figura 2.18 de columna.

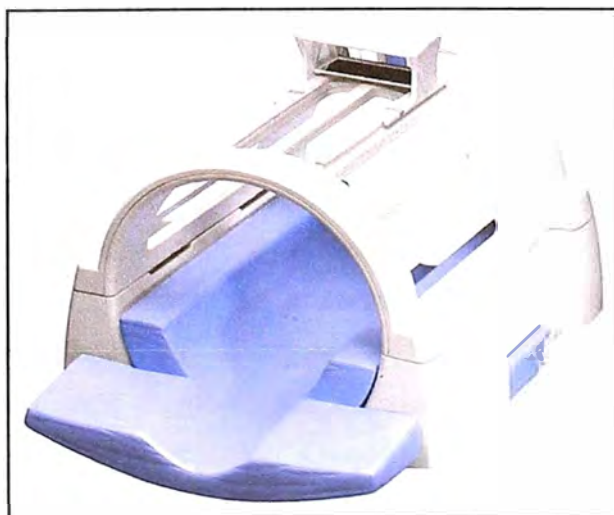


Figura 2.16 Bobina de cerebro

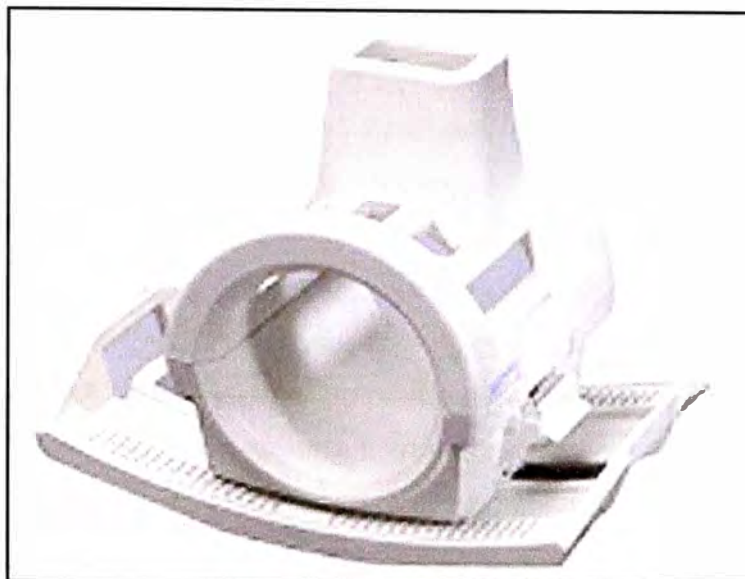


Figura 2.17 Bobina de rodilla

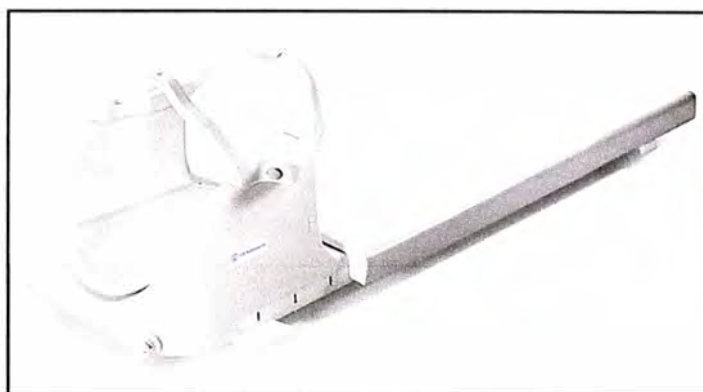


Figura 2.18 Bobina de columna

Respecto a la forma en que reciben la señal se clasifican en:

- **Antenas de volumen lineales:** detectan la señal en una sola dirección, transmitiendo y recibiendo en un solo eje. Son de fácil diseño, sin embargo a la hora de transmitir no es eficiente y tampoco es capaz de extraer toda la información de la señal recibida.
- **Antenas de cuadratura:** Estas pueden detectar la señal en dos direcciones ortogonales. Poseen dos canales: el real y el imaginario
- **Antenas Phased Array:** Las antenas poseen varios elementos seleccionables que dependen de las necesidades de cobertura de la imagen. Esta disposición permite realizar la detección con cada elemento por separado, para sumar todas las imágenes individuales después de la reconstrucción. Ofrece las ventajas de relación señal a ruido de una antena pequeña, y el diámetro de una antena grande.

Respecto a su forma se clasifican en:

- **Antena de volumen:** Esta antena proporciona en todo el corte una intensidad homogénea. Estas suelen ser rígidas, difíciles de colocar en pacientes muy voluminosos. Pueden ser lineales así como de cuadratura.

- **Antena de superficie:** Estas brindan un patrón de intensidades decreciente, según aumenta la distancia a la antena. Pueden ser lineales, de cuadratura y multi-elemento (combinación de varias antenas). La potencia de penetración es directamente proporcional a su diámetro en un factor de aproximadamente $2/3$.

2.2.4. Blindaje Magnético

La potencia del campo magnético afecta a los elementos ferromagnéticos externos al imán, es por ello que es sumamente necesaria la protección del exterior apantallándolo mediante un proceso llamado Shielding. Se puede efectuar de dos formas:

- **Pasivo:** Basado en la colocación de una estructura de hierro rodeando al imán. Es una técnica sencilla y económica. Pero complica la homogenización del campo (shimming).

- **Activo:** Basado en la colocación de una segunda bobina conductiva por fuera de la primera bobina principal. Posee una corriente en sentido contrario con lo que se logra que los campos magnéticos se resten. Es caro, pero no complica el shimming.

La Figura 2.19 [8] muestra las líneas de campo magnético fuera del magneto (Fringe Field). Cuanto mayor la intensidad de campo, más extenso es el fringe field.

2.2.5 Blindaje de Radiofrecuencia

Dado que la señal de resonancia magnética es relativamente débil, pequeñas interferencias externas de Radio Frecuencia (RF) podrían degradar significativamente la calidad de la imagen.

Es por esto que los sistemas de Resonancia Magnética (RM) requieren que la sala de examen esté blindada contra fuentes externas de energía de radiofrecuencia.

El valor de la frecuencia central para la exploración y poder adquirir una imagen se encuentra en el rango de los 63MHz aproximadamente, es decir este es el valor que debe alcanzar como pico para obtener una buena calidad de imagen, si en caso que no llegue a este valor es porque hay interferencia de señal de Radio Frecuencia (RF).

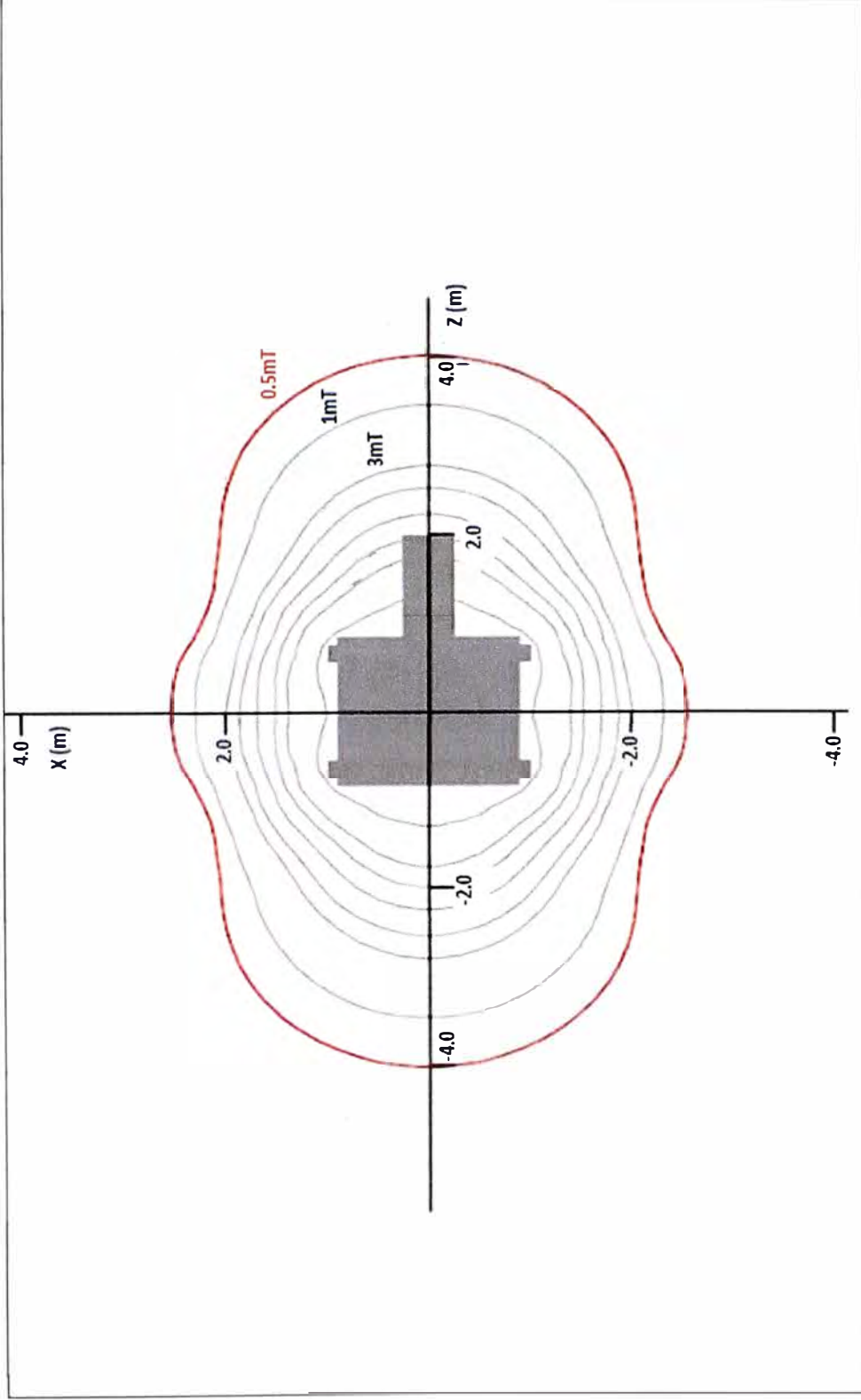


Figura 2.19 Líneas de campo de borde (Fringe Field) en Gauss y mTesla



Figura 2.20 Interior de Jaula de Faraday de Cobre

Para la mayoría de los sistemas, esto implica construir un blindaje en las paredes, piso y techo del cuarto del magneto. El blindaje de radiofrecuencia evita también que las señales generadas durante las mediciones emitan señales RF fuera del cuarto del resonador magnético. La Figura 2.20 muestra un ejemplo de blindaje RF con cobre.

2.2.6 Sistema de Control y Adquisición

Este sistema se encarga de medir las señales que provienen de los protones y las digitaliza para su post-procesamiento. Los sistemas de Resonancia Magnética (RM) utilizan una bobina de recepción para detectar los voltajes inducidos por los protones luego del pulso de radiofrecuencia. El subsistema de control y adquisición se localiza entre el computador central, el reconstructor y el hardware de radiofrecuencia.

Este subsistema se encarga de ejecutar los programas del método de RM, de la adquisición y demodulación de las señales de RM y los transporta a la matriz del procesador, adquisición y procesamiento de señales fisiológicas con la finalidad de sincronizar los programas de resonancia magnética a la fisiología del paciente.

Para procesar las imágenes del Sistema de Resonancia Magnética (RM), la señal recibida por una antena receptora debe ser almacenada. Debido a que esta señal es un voltaje alterno dependiente del tiempo debe ser convertida a otro tipo de señal la cual no dependerá del tiempo, para este propósito se hace uso de la transformada de Fourier, es decir la señal dependiente del tiempo se transformara en una señal dependiente de la

frecuencia de oscilación.

Las Figura 2.21 y 2.22 muestran el esquema de funcionamiento.

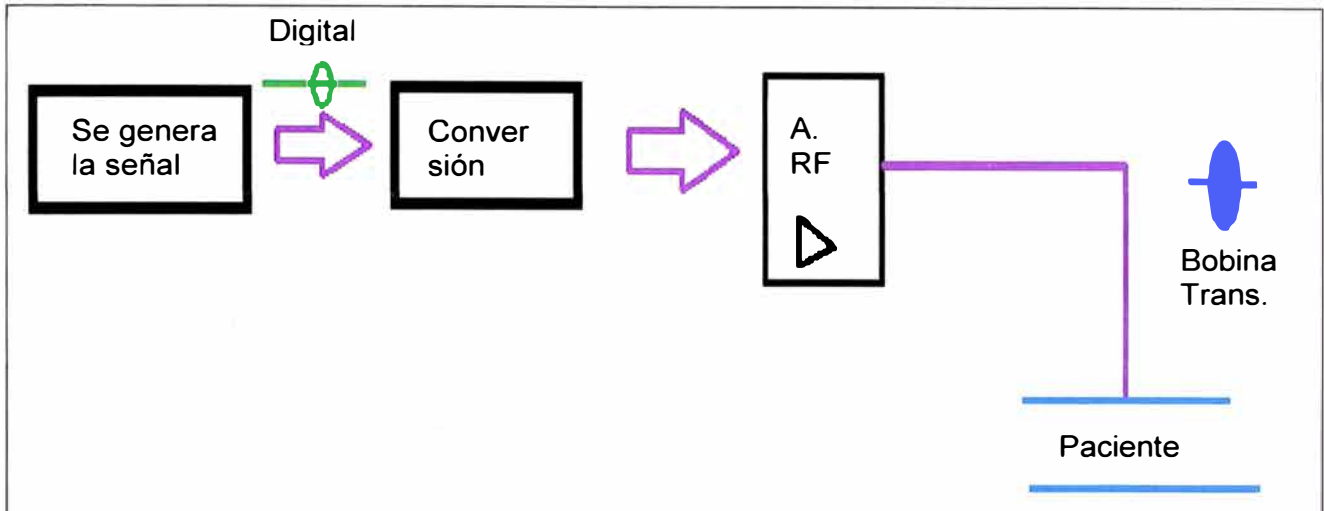


Figura 2.21 Proceso de transmisión de la señal

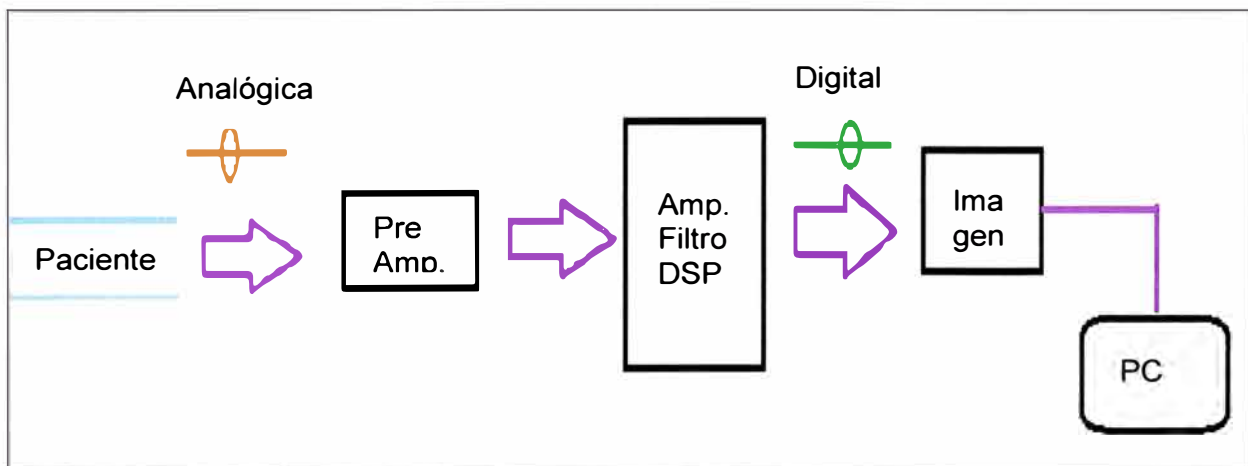


Figura 2.22 Proceso de captura, procesamiento y almacenamiento

Tras determinar la intensidad relativa de cada pixel de un corte, según la escala de grises, se forman las imágenes y se representan en el monitor digital. Estas imágenes se almacenan en el disco duro del computador.

El pulso transmisor es calculado y modulado digitalmente utilizando un procesador digital de señal (DSP), luego es enviado al transmisor para convertir dicha señal en analógica a la frecuencia de RF requerida.

El pulso es amplificado y luego aplicado a la bobina transmisora para excitar el corte seleccionado. (La bobina transmisora convierte la señal de voltaje en campo electromagnético, en el rango de RF)

Luego de la excitación de los protones, la señal de eco debe ser leída. La bobina receptora debe estar en la posición correcta para captar la señal de RF emitida por los protones, la señal obtenida es pre-amplificada luego pasa por un filtro y un Procesador

Digital de Señales (DSP) para luego formar la imagen y almacenarlas en la Unidad Central de Procesamiento (CPU) del ordenador.

2.2.7 Sistema de Reconstrucción

Los datos obtenidos son procesados reconstruidos para luego ser visualizados. El tamaño de los juegos de datos es de gran importancia en muchas adquisiciones, por ejemplo en adquisición de imágenes 3D.

La reconstrucción es el proceso matemático por el cual se procesa los datos recogidos en la exploración (Espacio K), básicamente utilizando transformada de Fourier y filtrado selectivo.

El espacio K, es una matriz de datos sin procesar, obtenida a la salida del equipo de resonancia magnética antes de aplicarle la transformada de Fourier y conseguir la imagen final. Su principal problema radica en que el espacio k es un concepto abstracto ya que, aunque se puede visualizar, sus datos tienen poco sentido y no tienen relación directa con la imagen final de la resonancia magnética.

En la sección 2.1.2 (Formación de Imágenes) se describió el procedimiento para la captura de información aplicando una frecuencia de Larmor (la adecuada para una parte específica del cuerpo) determinadas por tablas. En la sección referida se habló del procedimiento de ubicación del paciente así como los gradientes usados.

Al terminar el proceso descrito, se obtiene una matriz de X*Y donde la información en X es correspondiente a la frecuencia, y la información en Y es correspondiente a la fase. La Figura 2.23 muestra las señales aplicadas y que servirán para el análisis matemático.

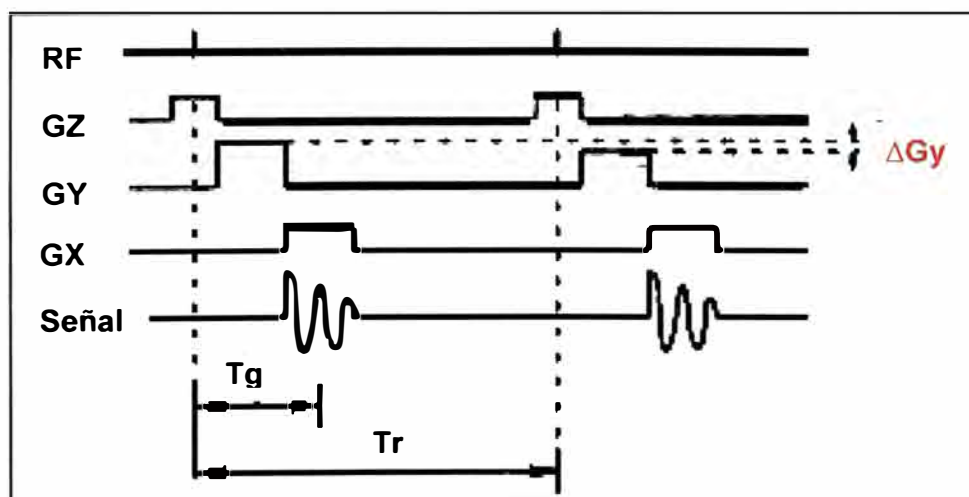


Figura 2.23 Señales aplicadas

Matemáticamente, el modulo de M que es capturado se puede expresar del siguiente modo, la cual es una señal subamortiguada por una exponencial:

$$M_{xy}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, t) = M_{xy} e^{j(\omega(x, y, t)t + \phi(x, y, t))} \quad (2.1)$$

Luego sabiendo que la fase cambia linealmente al gradiente G_y en el tiempo t , se tiene:

$$\varphi(x,y) = \gamma G_y y \tau \quad (2.2)$$

y que la frecuencia varia respecto al gradiente G_x

$$\omega(x,y) = \gamma G_x x \quad (2.3)$$

Sustituyendo las ecuaciones (2.2) y (2.3) en (2.1) se tiene:

$$M_{xy}(x, y, t) e^{j(\gamma G_x x t + \gamma G_y y \tau)} \quad (2.4)$$

Por lo tanto M induce la señal $S(t)$ en la antena (bobina del resonador)

$$S(t) = \iint M_{xy}(x, y, t) \cdot dx \cdot dy \quad (2.5)$$

Sustituyendo (2.4) en (2.5), la expresión para señal en la antena es definida por:

$$S(t) = \iint M_{xy}(x, y, t) e^{j(\gamma G_x x t + \gamma G_y y \tau)} dx \cdot dy \quad (2.6)$$

Si se denota:

$$K_x = -\gamma G_x t \quad (2.7)$$

$$K_y = -\gamma G_y \tau \quad (2.8)$$

Se tiene que:

$$S(t) = S(K_x(t), K_y) = \iint M_{xy}(x, y, t) e^{j(k_x x + k_y y)} dx \cdot dy \quad (2.9)$$

Que es la transformada de Fourier en 2D del vector M en el espacio k .

$$S(t) = F_v(k_x, K_y) \quad (2.10)$$

Consecuentemente, para obtener la imagen, se debe evaluar la inversa de la Transformada de Fourier en 2D.

CAPÍTULO III METODOLOGÍA DE DIAGNÓSTICOS

En el presente capítulo se describe algunas metodologías de diagnóstico preventivo relacionadas con un sistema de resonancia magnética: prueba LVShim (Análisis de homogeneidad del campo magnético), prueba de interferencia de radiofrecuencia, EPI White Pixel PM, prueba de performance del sistema (SPT).

La documentación presentada se basa en el GE Healthcare (General Electric), para servicio [5] y para entrenamiento [6], de manera complementaria, las cuales serán descritas en esta sección.

3.1 Prueba LVShim: Análisis de homogeneidad del campo magnético

Como ya se mencionó, para tener una buena calidad de imagen es de gran importancia conseguir establecer un campo magnético homogéneo.

Para ello, no solo basta con disponer de un imán con características adecuadas, si no que también se debe someter este a un proceso de calibración denominado Shimming, el cual es un proceso para el reajuste de las diferencias en el campo magnético para conseguir una mayor homogeneidad. Para este procedimiento, se tienen dos técnicas: la activa y la pasiva.

- Shimming Pasivo: El Shimming Pasivo consiste en la colocación de pequeñas piezas de hierro, rodeando al imán de forma que se rectifiquen las pequeñas desviaciones de homogeneidad que tenga. Se trata de un proceso lento y difícil que requiere el uso de la técnica de prueba error, aunque no precisa de mantenimiento.

- Shimming Activo: El Shimming Activo se realiza colocando una serie de bobinas (más de 30) colocadas en el interior del túnel, de forma que rectifiquen con su campo las deshomogeneidad. Esto permite un manejo computarizado del ajuste de cada bobina, aunque requiere de componentes electrónicos y un software adicional, lo que encarece este sistema.

3.1.1 Requerimientos

Para esta prueba es necesario contar con los siguientes elementos:

a. LVShim Phantom Assembly

○ simplemente phantoms, que son objetos especialmente diseñados para ser escaneados por el campo magnético, permitiendo la obtención de imágenes médicas. Se

usan para evaluar, analizar y sintonizar el desempeño de varios dispositivos. Estos objetos son de más fácilmente lectura y proveen resultados más consistentes que si se usara a un cuerpo humano vivo (o a un cadáver), con lo que se evita la sobre exposición del ser vivo. Los phantoms fueron originalmente empleados para uso de rayos X en 2-D tales como la radiografía y la fluoroscopia, sin embargo los últimos phantoms han sido desarrollados para que cumplan las características en 3-D, tales como Diagnostico por Imágenes de Resonancia Magnética (MRI), Tomografía Computarizada (CT), Ultrasonido (US), Tomografía por Emisión de Positrones (PET), y otros métodos de obtención de imágenes médicas.

El phantom usado para evaluar un dispositivo de imágenes médicas debería responder de una manera similar a cómo los tejidos y órganos humanos actúan en una modalidad específica. Por consiguiente, los phantoms hechos para radiografía 2D podrían contener varias cantidades de agentes de contraste de manera similar a las propiedades del tejido normal para sintonizar el contraste del dispositivo de imágenes médicas o para modular la exposición del paciente a la radiación. La Figura 3.1 muestra un phantom especialmente diseñado para su uso en MRI.



Figura 3.1 Phantom esférico

b. Nesting Plate Assembly

Que es la base, plataforma o bandeja sobre la cual se sitúa el phantom. Su función es posicionar al phantom sin que la presencia de la bandeja afecte la imagen a escanear.

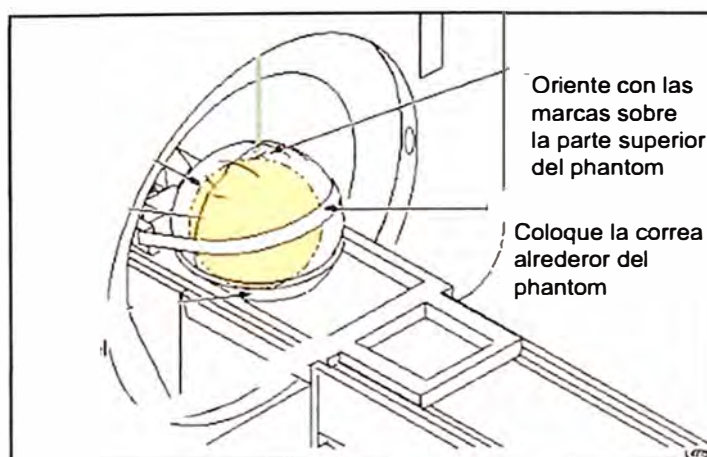


Figura 3.2 Metodología para colocación de Phantom

3.1.2 Metodología

La Figura 3.2 muestra el correcto posicionamiento del phantom para la prueba a realizarse. En esta figura se observa marcado con 1 a la bandeja o nesting plate; los números 2, 3 y 6 muestran la manera de posicionar al phantom; lo marcado con 5 se refiere a la correa para fijar al phantom.

Para la prueba se llenan algunos datos en la consola de adquisición, de manera similar a cuando se trabaja con un paciente real. En este caso el nombre del paciente es "Shim PM Test". Y cómo "id" del paciente "geservice".

Posteriormente debe seleccionarse el tipo de protocolo. Primero se selecciona "Servicio", donde aparece el cuerpo humano (cabeza, pelvis, etc.) y "otros" el cual debe ser seleccionado. Se muestra entonces una ventana en donde se selecciona 0.19 LVShim, el cual indica el tipo de protocolo a realizar; una vez seleccionado se muestran dos opciones; preliminarmente se selecciona LVShim Localizer para el proceso de posicionamiento del phantom.

Seguidamente se realiza un pre-escaneo con la finalidad de verificar que se obtengan valores de rango aceptable (flecha blanca), los cuales se muestran a continuación:

- $11 \leq R1 \leq 15$ R1 es la inversa del tiempo de relajación T1
- $11 \leq R2 \leq 15$ R2 es la inversa del tiempo de relajación T2
- $151 \leq TG \leq 171$ TG (Ganancia de transmisión)

Los valores por defecto pueden ser cambiados de manera manual según se muestra en la Figura 3.3.

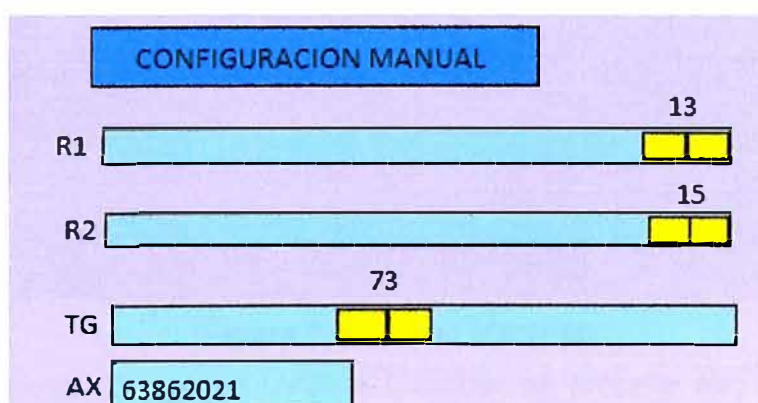


Figura 3.3 Modificación manual de valores para el escaneo

Nota:

(Complementa lo descrito en el marco teórico) T1 y T2 son tiempos que miden la rapidez o lentitud de como se recuperan los núcleos resonantes al ser sometidos o perturbados por las ondas de radiofrecuencia adecuados. Los tiempos de relajación de los protones (o de cualquier núcleo resonante) son completamente dependientes del resto de los átomos que los rodean, ya que estos modifican sus características de movimiento físico en relación con su entorno midiéndose mediante el T1 o "Tiempo De Relajación

Longitudinal" o el T2 o "Tiempo De Relajación Transversal".

En caso que R1, R2 y TG se encuentren fuera de rango la prueba sería imposible de realizar, aparecería el mensaje "autoprescan failed" y por consiguiente no se podría explorar la imagen. Si los valores están dentro del rango, se obtendrá una frecuencia central denominada AX; esta deberá ser salvada para propósitos de la prueba en sí.

Luego del pre escaneo se realiza la exploración de la imagen; una vez finalizado, los resultados de la misma se buscan entre la tabla de exploraciones realizadas, con el nombre que se guardó la prueba.

Dado que el objeto que se encuentra en el dispositivo es un phantom, se obtendrá la imagen que se muestra en la Figura 3.4. La grilla puede ser removida a voluntad, sin embargo esta herramienta ayuda a ver que tan centrado está el phantom, porque si no está adecuadamente centrado, la prueba no sería válida, consecuentemente se debe repetir el proceso hasta que el phantom se encuentre debidamente posicionado.

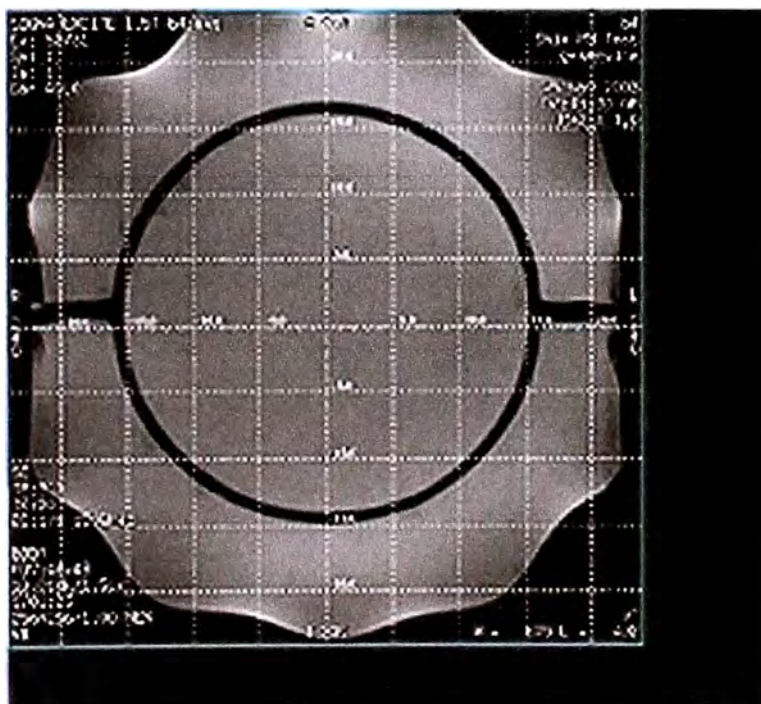


Figura 3.4 Imagen obtenida

Una vez culminada la prueba LVShim Localizer se procede con la prueba LVShim Scan, que es la prueba que permite el análisis de la homogeneidad del campo. En vez de seleccionar LVShim Localizer se selecciona la segunda opción "LVShim Scan". Se guardan los datos, tal como se realizó previamente y se obtiene la misma pantalla "Scan Prescription" para entonces activar el escaneo.

Terminado el escaneo (2 a 3 minutos) se debe proceder a usar el análisis PM (mantenimiento preventivo). Mediante la herramienta de servicios LVShim la cual mostrará preliminarmente los siguientes datos:

1. Shim Type = **Gradient** (Grad Shim)
2. Image Data = Este se auto-completa con la imagen escaneada en el paso anterior.
3. Operation Mode = **Service**
4. Display Mag and Phase Diff Images = **No**
5. Calibration File = **lv_brm_hfd_3gc_45dsv**
6. Existing Current In Each Coil

Una vez verificado que los datos mostrados son correctos, se prosigue con la prueba de coeficientes armónicos (Figura 3.5). Los coeficientes armónicos se refieren a los valores obtenidos en las bobinas de compensación. Estos conjuntos pueden ser:

- Completo (18 bobinas), todas las mostradas en la Tabla 3.1.
- Estándar (14 bobinas), se exceptúa Z5, Z6, X³ e Y³
- Básico (7 bobinas), se exceptúa Z4, Z5, ZY, X²-Y², ZY, Z²X, Z²Y, Z(X²-Y²), ZXY, X³ e Y³
- Axial (6 bobinas), sólo se considera Z1 a la Z6.
- Transversal (12 bobinas), sólo se exceptúa de Z1 a Z6.

Para el caso mostrado, el magneto posee 18 bobinas Shim (de compensación)

Tabla 3.1 Correlación armónica LVShim

1,0 = Z1,	2,0 = Z2,	3,0 = Z3,	4,0 = Z4,	5,0 = Z5	6,0 = Z6,
1,1 = Y,	1,-1 = X	2,1 = ZY,	2,-1 = ZX	2,2 = X ² -Y ² ,	2,-2 = XY,
3,1 = Z ² Y,	3,-1 = Z ² X	3,2 = Z(X ² -Y ²),	3,-2 = ZYX,	3,3 = Y ³ ,	3,-3 = X ³

(1,0): -137.67 [10]	(1,1): 16.70 [10]	(3,1): 15.81 [50]
(2,0): 7.76 [50]	(1,-1): -155.96 [50]	(3,-1): 30.55 [50]
(3,0): 11.55 [50]	(2,1): -20.69 [50]	(3,2): 5.52 [50]
(4,0): 10.42 [100]	(2,-1): -31.06 [50]	(3,-2): -6.12 [50]
(5,0): -3.02 [100]	(2,2): -6.56 [50]	(3,3): -7.65 [50]
(6,0): -8.50 [100]	(2,-2): -19.73 [50]	(3,-3): 10.92 [50]

Figura 3.5 Coeficientes armónicos

Se podrá observar en el ejemplo de la Figura 3.6 que la prueba no ha sido exitosa, esto debido a que se obtuvo el siguiente resultado (1, 0) = -137.67 cuando el valor límite es de Z1 es 10 (entre corchetes se muestran los valores ideales).

Con este test (Grad Shim) solamente se puede corregir las coordenadas (1,0), (1,1) y (1,-1), de aparecer incongruencias en las demás coordenadas, entonces sería necesario realizar un Supercom Shim (activo y pasivo) el cual es muy costoso, por ello la importancia de esta prueba de manera mensual.

Una vez realizado este test, de no haberse obtenido los valores adecuados, entonces debe ser realizado las veces que sean necesarias hasta que esto sea corregido.

Tabla 3.2 Proceso de autocalibración

Bobina	Existentes	Variaciones	Nuevas
XGRAD	-15.000	14.000	-1.000
YGRAD	-4.000	-1.000	-5.000
ZGRAD	7.000	-13.000	-6.000

En la Tabla 3.2 se puede apreciar los valores de corriente para las bobinas de gradiente X, Y y Z. Se muestra los valores existentes, la variación a corregir y los nuevos valores que se obtendrán. Así se procede a realizar una nueva autocalibración y el test respectivo.

Si se logra los valores adecuados, la calibración de homogeneidad del campo será satisfactoria. Los resultados de ello se mostrarán según el ejemplo de la Figura 3.6

(1,0): 2.37 [10]	(1,1): 3.65 [10]	(3,1): 16.35 [50]
(2,0): 8.03 [50]	(1,-1): -2.73 [50]	(3,-1): 22.58 [50]
(3,0): 25.40 [50]	(2,1): -17.90 [50]	(3,2): -0.50 [50]
(4,0): 11.67 [100]	(2,-1): -29.22 [50]	(3,-2): -3.52 [50]
(5,0): -0.82 [100]	(2,2): 2.18 [50]	(3,3): -7.32 [50]
(6,0): -1.93 [100]	(2,-2): -7.80 [50]	(3,-3): -6.21 [50]

Figura 3.6 Proceso Grad Shim satisfactorio**Tabla 3.3** Valores de Delta en cero

Bobina	Existentes	Variaciones	Nuevas
XGRAD	1.000	-----	1.000
YGRAD	-5.000	-----	-5.000
ZGRAD	-7.000	-----	-7.000

Se puede ver en la anterior Tabla 3.3 que (1,0)= 2.37; (1,1)= 3.65; y (1,-1)=-2.73, que están dentro de rango. Por consiguiente se puede interpretar que no será necesaria ninguna corrección de corriente por cuanto el valor de delta para cada bobina de gradiente es cero. Con ello se finaliza la prueba

3.2 Prueba de Interferencia de Radiofrecuencia

A pesar de que el ambiente pueda contar con una jaula de Faraday, la falta de calidad de la misma puede causar graves inconvenientes en la obtención de una imagen de alta calidad, dificultando el diagnóstico médico. Se presentan entonces lo que es conocido como "artefactos" y es lo que se describirá a continuación, luego de ello se describirá a la prueba correspondiente.

3.2.1 Artefactos

En general los artefactos son imágenes de mala calidad por falta de señal o por interferencia causada por algún elemento magnético. En la Resonancia Magnética

Nuclear (RMN), cómo en todos los sistemas de producción de imágenes, se pueden generar artefactos que deterioran o alteran la imagen.

a. Artefactos de movimiento

El movimiento es uno de los problemas para las imágenes de RMN, siendo su estudio de gran complejidad. Los movimientos pueden ser voluntarios o involuntarios y éstos, a su vez, rítmicos (cardíacos, pulso, respiración) o no rítmicos (movimiento intestinal). Pueden ser mitigados por control del propio paciente o por mecanismos de sincronización. Los artefactos, generados por movimiento aparecen en la dirección de codificación de fase.

La forma de disminuir los artefactos de movimientos cardiorespiratorios es mediante técnicas de sincronismo, obteniendo los datos siempre en el mismo momento del ciclo respiratorio y/o cardíaco (Figura 3.7). Con el sincronismo cardíaco se utilizan técnicas de SPIN ECHO (SE) y SPIN ECHO GRADIENTE (EG), las cuales están asociadas a la monitorización del ECG (Electrocardiograma), acoplando las secuencias de pulso a los espacios entre los complejos QRS. Colocamos los electrodos sobre el paciente en la forma que indica la ilustración siguiente, obteniendo el trazado ECG.

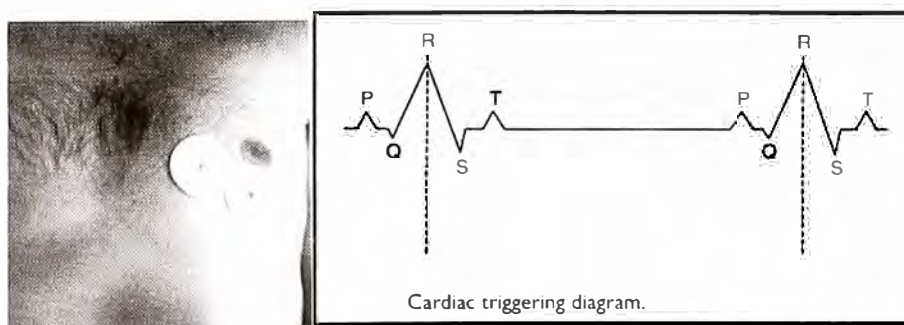


Figura 3.7 Sincronismo cardíaco

El Sincronismo, depende de las pulsaciones o latidos cardíacos. Esta información debe ser adquirida por el ordenador. Para disminuir el movimiento de peristaltismo intestinal pueden administrarse fármacos inhibidores de la motilidad, como los anticolinérgicos.

Para disminuir el movimiento respiratorio se pueden realizar estudios en apnea (cese completo de la señal respiratoria) con técnicas de Resonancia Magnética Nuclear (RMN) rápidas o estudios con sincronización respiratoria. En los artefactos por movimiento de flujo de estructuras vasculares, se pueden cambiar la dirección de preparación para cambiar la zona hacia la que se produce el artefacto.

b. Artefactos de desplazamiento químico

Se deben a la pequeña diferencia de frecuencia de precesión del hidrógeno ligado al agua o a la grasa. Aparece como una banda hiperintensa y otra hipointensa en las interfases agua-grasa.

Como es un artefacto relacionado con la frecuencia de precesión, se produce en la dirección de codificación de frecuencia. Estos artefactos aumentan con los campos magnéticos intensos, técnicas de EG (ECHO SPIN GRADIENT), y técnicas muy potenciadas en el tiempo de relajación T2. Se disminuirá modificando la intensidad del gradiente o anchura de la banda.

c. Artefactos por envolvimiento

Este artefacto (wrap around o back folding) consiste en la superposición de un extremo de la zona estudiada en el extremo opuesto.

Esto sucede cuando el diámetro del objeto estudiado es mayor que el campo utilizado (FOV), al obtenerse información redundante externa. Se produce en la dirección de codificación de fase. Para evitar este artefacto se aumenta el campo utilizado (FOV), se modifica la codificación de fase, y/o se impide que las señales de los objetos externos al área que vamos a estudiar lleguen a la bobina (por ejemplo, colocando papel de aluminio alrededor de los brazos en estudios toracoabdominales (torax y abdomen).

d. Artefactos ferromagnéticos

Producen una distorsión espacial de la imagen y una pérdida de señal al modificar localmente el campo magnético. Pueden producirse por objetos metálicos externos o internos:

- Externos: Cinturones, botones, imperdibles, cremalleras, horquillas, cosméticos (pintura de ojos), etc. Se evitan haciendo que el paciente se desprenda de ellos y se desmaquille los ojos.
- Internos: Clips, suturas metálicas, prótesis, osteosíntesis, etc. Se disminuyen utilizando técnicas SPIN ECHO (SE).

e. Artefactos de Gibbs

Aparecen como bandas de aumento y disminución de la intensidad de la señal, paralelas a las interfases entre tejidos de intensidades distintas (como la cortical ósea y la grasa pericraneal) situados en la dirección de fase. Esto es debido a un error en la lectura de la señal por adquirir un número insuficiente de datos. Se corrigen empleando más tiempo en la adquisición de la imagen (Figura 3.8).

3.2.2 Prueba de calidad de Jaula de Faraday

La prueba es muy sencilla. Se sintoniza una frecuencia de radio FM fuera del cuarto del magneto; luego de ello, con la misma frecuencia y obviamente un radio-receptor no

magnético, dentro del ambiente se verifica si se sigue recepcionando las mismas ondas de radiofrecuencia. Si se escucha la emisora entonces es indicativo que hay una fuga de RF y la jaula esta dañada; caso contrario si la jaula se encuentra en óptimas condiciones.

Una fuga de RF por la jaula puede causar imágenes con artefactos lo que perjudicaría ejecutar un buen diagnostico para el médico o tecnólogo medico. En la Figura 3.8 se ilustra dos imágenes en la cual una de ellas presenta un artefacto (lado izquierdo).

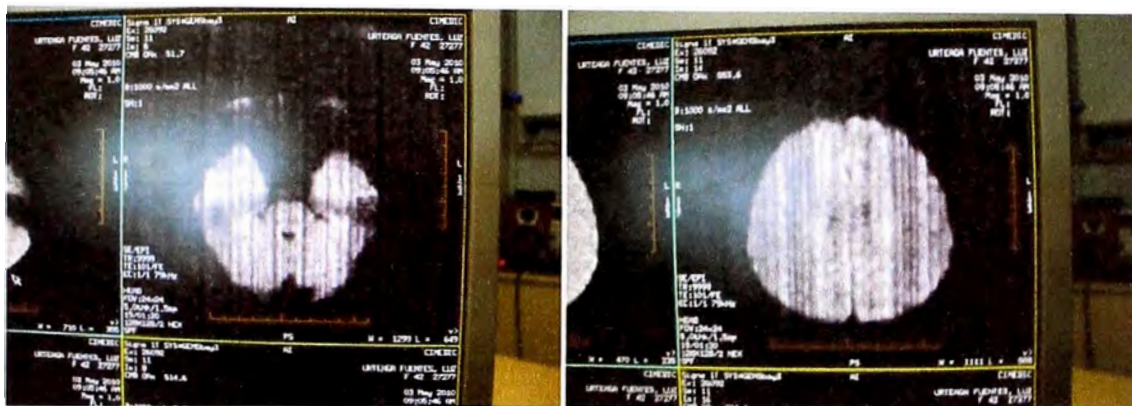


Figura 3.8 Ejemplos de artefacto por RF

3.3 EPI White Pixel PM

También conocidos como spike noise, donde el ruido es la energía en los datos no procesados obtenidos en la exploración provenientes del paciente o de la bobina phantom (o de cerebro). Ver Figura 3.9.

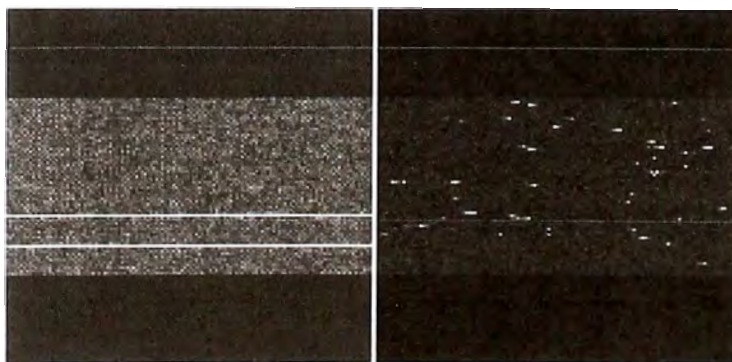


Figura 3.9 Ejemplos de White Pixel

White pixel es causada por transmisiones RF no deseadas que ocurren durante la adquisición de datos o cerca de la frecuencia del sistema. Estos eventos (RF events) son usualmente de muy corta duración.

Son usualmente vistos durante la instalación, pero pueden aparecer en cualquier instante durante la vida del resonador magnético.

Cada sistema de resonancia magnetica (MR) tiene pixeles blancos (white pixels); lo importante son los niveles de los white pixels. Los white pixels pueden también corromper el dato en un escaneo de referencia EPI (Echo Planar Imaging).

Son tres los factores a considerar cuando se aprecia un problema de White pixel:

- La magnitud de los white pixel
- El número de white pixel en el espacio k.
- La ubicación de los white pixel en el espacio k

Nota: El espacio K es la matriz donde son almacenados los datos (sin procesar) adquiridos por una secuencia de pulso.

Para aislar un problema white pixel:

- Debe buscarse firmas de ruido eléctrico que se opongan a las firmas de ruidos mecánicos.
- Tratar de correlacionar los pixels para un evento específico, por ejemplo durante una secuencia de pulso o al usar bobinas individuales

Se debe verificar por las siguientes fuentes externas cómo origen de los white pixels:

- Contacto entre dos metales alrededor del magneto. Esta es la causa más común.
- Herramientas ferromagnéticas olvidadas.
- Cableado del gradiente colocado inadecuadamente.
- Arcos eléctricos en las bobinas.
- Revisar la bobina de cuerpo, es la bobina más interna del magneto.
- Arcos eléctricos en el blindaje de cobre.
- Problemas ambientales tal cómo focos (de luz), reproductores de CD, y equipo de monitoreo adicional al MR (por ejemplo un monitor de electrocardiograma)

Si luego de haber revisado todo lo anterior no se evidencia cómo una causa obvia:

- Se debe alejar todo equipamiento ajeno al MR.
- Se debe apagar las luces para eliminar la posibilidad que sea la causa del problema.

Si luego de lo anterior realizado persiste el problema entonces se debe buscar cómo origen de los White pixel a una causa no externa, para ello se deberá analizar la existencia de una fuente de ruido fija o coherente dentro del sistema. Se debe examinar primero la ruta del receptor haciendo especial énfasis en la entrada del preamplificador.

Si esta no fuera la causa entonces la totalidad de la etapa de recepción puede ser eliminada cómo la causa del White pixel. Sin embargo, si existe ruido en el preamplificador, se debe proceder a la siguiente etapa buscando en cada área. Se puede buscar la ruta de transmisión cómo la más común fuente de los white pixels.

3.3.1 Prueba EPI White Pixel

El EPI (Echo Planar Imaging) es una característica opcional en el sistema MR. Es una base de datos de secuencia de pulsos (PSD) que transmite gradientes a amplitudes más altas y a tasas más rápidas. Excita y reenfoca un eco, entonces muestrea el eco múltiples veces.

Las herramientas EPI White Pixel (EPIWP) usan una secuencia de un solo disparo EPI para excitar/detectar ruido pico en los datos sin procesar. El EPIWP tiene dos modos:

- Modo barrido: Se crea 48 imágenes usando diferentes pulsos y alternando gradientes. Calcula el umbral de ruido pico de cada exploración.
- Modo solucionador: Aísla un problema al repetirse una imagen la cual es identificada por el ingeniero de campo cómo la más pobre. Esto es cuando se escudriña con una bobina “rastreadora” para ayudar a localizar las fuentes de los white pixel.

El EPIWP genera considerables datos estadísticos sobre el ruido pico. Los datos son almacenados en archivos, los cuales reportan fallas y estadísticas de todas las imágenes.

El siguiente (Tabla 3.4) es un ejemplo de datos encontrados:

Debe notarse antes lo siguiente:

- X, o Z, es el Gradiente correspondiente
- Me: Media
- Sd: Desviación estándar
- Stot: es el Spike total (numero total de picos)
- ctot : es el Cluster total (número total de agrupaciones de picos)
- mx: es el máximo valor de cualquiera de los white pixels
- Thsp: Valor escalar
- Th: es el umbral y se calcula con la fórmula 3.1:

$$\text{Th} = -\text{thsp} * [\text{me} + (4 * \text{sd})] \quad (3.1)$$

Tabla 3.4 Valores del archivo

		me	Sd	Thsp	Th	stot	ctot	mx
1	x me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	5.173	2.527	-6.0	91.7	0	0	0
2	y me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	5.173	2.527	-6.0	91.7	0	0	0
3	z me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	5.173	2.527	-6.0	91.7	0	0	0
4	x me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	4.636	2.340	-6.0	84.0	0	0	0
5	y me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	4.636	2.340	-6.0	84.0	0	0	0
6	z me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	4.636	2.340	-6.0	84.0	0	0	0
7	x me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	4.651	2.825	-6.0	95.7	0	0	0
8	y me, sd, thsp, th, stot, ctot, mx:	4.651	2.825	-6.0	95.7	0	0	0
	Etc.							

Por ejemplo, los siguientes datos no presentan problemas.

- x Gradiente de frecuencia
- me Media = 5.173
- sd Desviación estándar= 2.527

thsp Valor escalar = -6.0

th Umbral, Threshold = $-thsp * [me + (4 * sd)] = 91.7$

stot Spike total = total number of spikes = 0

ctot Cluster total = número total de agrupaciones de picos (spikes) = 0

mx Máximo valor de cualquiera de los white pixels = 0

La Figura 3.10 muestra un ejemplo de una forma de onda de una secuencia de pulso realizada durante la prueba Echo Planar Imaging White Pixel (EPIWP).

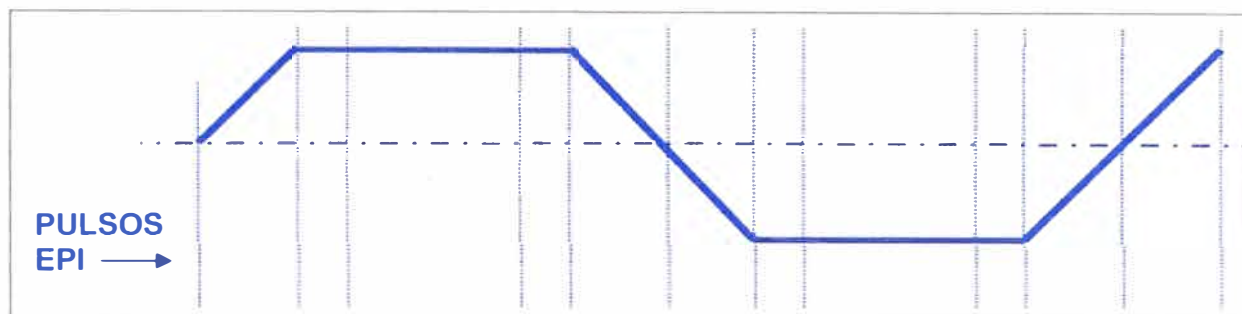


Figura 3.10 Pulso gradiente durante una secuencia de pulso del EPI

La mayoría de white pixels ocurren en los puntos de quiebre debido a que la vibración más fuerte ocurre en esos puntos.

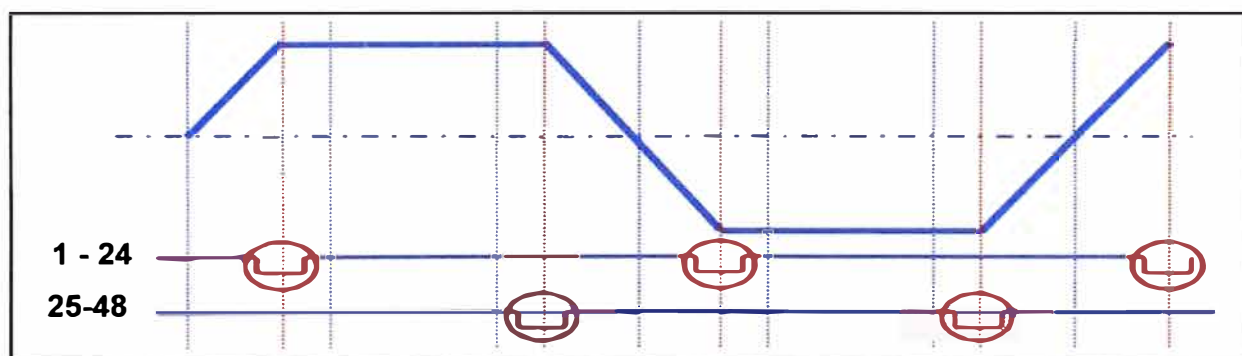


Figura 3.11 Pulso gradiente durante una secuencia de pulso del EPI

En el modo 1 (barrido), las imágenes 1 al 24 son adquiridas en los puntos de quiebre de la pendiente (subida o bajada) a la parte plana de la onda trapezoidal; las imágenes 25 al 48 son adquiridas en los puntos de quiebre de la parte plana a la pendiente (subida o bajada). Esto se muestra en la Figura 3.11.

Los resultados de un EPIWP indican por imagen el gradiente que fue usado para cada función. La Tabla 3.5 muestra los resultados de una prueba EPIWP para un sistema cilíndrico en modo cabeza/cuerpo.

Tabla 3.5 Resultados de EPIWP

Imagen mostrada	Plano Imagen	Frec Lógica	Fase Lógica	Corte Lógico	Orden de tiempo de adquisición
1,4,7,10,13,16,19,22,25,28,31,34,37,40,43,46	Axial	Phys X	Phys Y	Phys Z	1

2,5,8,11,14,17,20,23,26,29,32,35,38,41,44,47	Sagital	Phys Y	Phys Z	Phys X	3
3,6,9,12,15,18,21,24,27,30,33,36,39,42,45,48	Coronal	Phys Z	Phys X	Phys Y	2

Si la imagen 1 es la que posee más White pixels, entonces la mayor posibilidad es que el pulso de gradiente del eje X sea el causante del white pixel. Se debe notar que en la prueba EPI el gradiente de frecuencia es la más fuerte.

Esta muestra las 48 imágenes desde el navegador en una matriz de orden 3 x 3 para visualizar las tendencias Sagital, Axial o Coronal.

3.3.2 Realización del Echo Planar Imaging (EPI)

Esta prueba se realiza únicamente con la bobina de cabeza. Ver Figura 3.12. Esta debe situarse en la bandeja especial de la camilla del resonador.



Figura 3.12 bobina de cabeza

La herramienta de análisis correrá primeramente a través de la cabeza el EPIWP PM, entonces alejará esta bobina fuera del campo de exploración para poder realizar la prueba de cuerpo EPIWP PM. Si el test se detiene antes que la herramienta ha completado ambos modos, debe verse el registro de errores para determinar la vía de solución.

Los archivos EPI PM generados por esta herramienta pueden ser encontrados en la herramienta Report Manager.

3.4 Prueba de performance del sistema (SPT)

SPT (System Performance Test) tiene el objetivo de analizar los tipos de gráficos y describir el procedimiento de la prueba.

3.4.1 Estabilidad SPT

La porción de estabilidad del SPT provee una herramienta clave para la adquisición de imágenes MR. Si el sistema no es estable, o si el ambiente tampoco lo es, la calidad de la imagen será afectada.

Las causas de inestabilidad podrían ser la vibración o un campo magnético no homogéneo.

La inestabilidad produce defectos tales como: manchas (smearing), señales fantasmas (ghosting), y pérdida de la tasa Señal/Ruido.

La prueba de estabilidad SPT detecta si la inestabilidad existe y donde es aplicable, determine el origen de la inestabilidad.

Después de interpretar los resultados de la prueba, la mayoría de los problemas de estabilidad pueden ser aislados y solucionados. La prueba de estabilidad SPT puede ser ejecutada tanto en modo cuerpo como en modo cabeza (Figura 3.13)

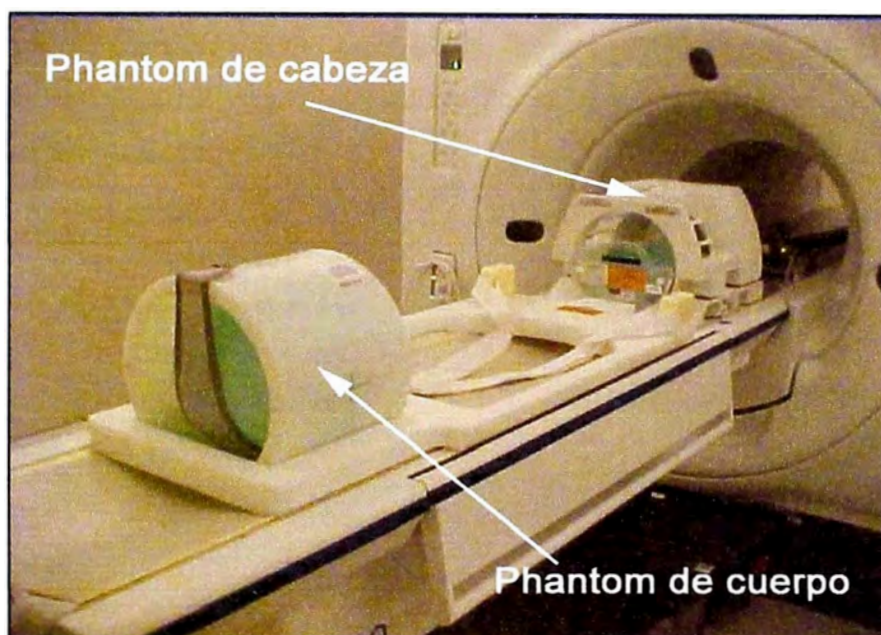


Figura 3.13 Phantoms de cuerpo y cabeza para la prueba SPT de estabilidad

La secuencia de pulsos SPT es derivada del algoritmo de corrección de la fase EPI (echo planar imaging). Sólo cortes y lecturas de gradientes son utilizados.

Cómo parte del análisis, el SPT hace uso de la FFT (Fast Fourier Transformation). Después del primer FFT, el dato representa la distribución de frecuencias a lo largo de la vista (se pasa del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia)

Después del FFT, es determinada la media de cada columna de datos en el histograma. Solo las columnas que sobrepasan el valor de umbral son procesadas. Para el caso mostrado este umbral es del 15% del valor máximo (64 es el 15% de 430). Ver Figura 3.14.

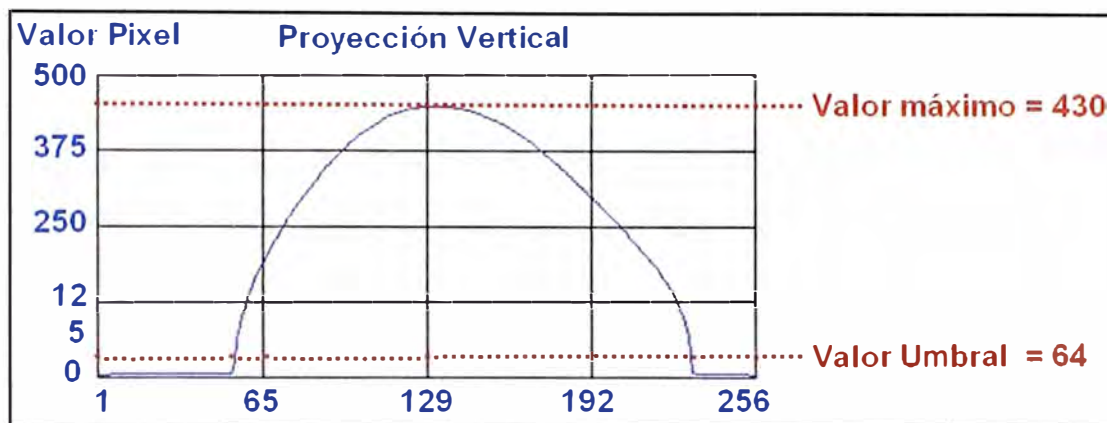


Figura 3.14 Histograma después del FFT

El gráfico de la magnitud de estabilidad (Figura 3.15) ilustra la magnitud de la variación de la señal de retorno. El eje horizontal muestra la vista en la cual la magnitud normalizada es computada

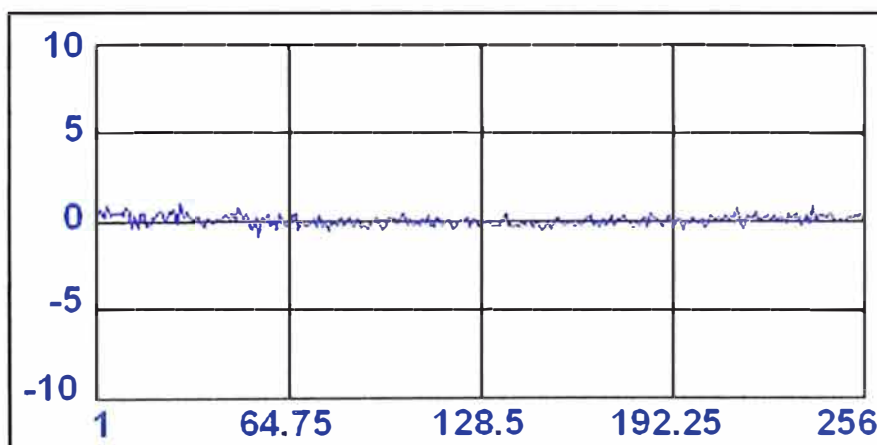


Figura 3.15 Gráfico de la magnitud de estabilidad

3.4.2 Análisis de los tres gráficos en SPT

La "estabilidad de fase" es analizada de dos formas:

- Echo shift en análogo a digital (A/D); llamado desplazamiento de eco en dominio del tiempo.
- Cambio de fase de vista a vista (ver nota).

Nota: Se define "Vista" al conjunto de datos sin procesar (raw data) adquiridos durante una lectura. [7]

Todas las muestras debajo del umbral son filtradas para eliminar el ruido. El error de fase lineal es la pendiente promedio de la fase a lo largo de la vista en grados por muestra. El error de fase lineal es sustraído de cada dato sin procesar (raw data). La pendiente media es aproximadamente cero.

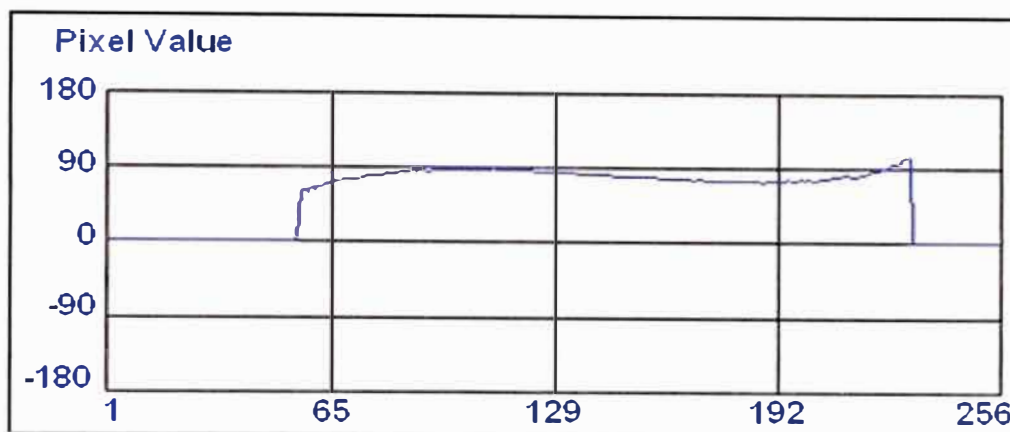


Figura 3.16 Gráfico horizontal, vista 127

Si el gradiente de frecuencia varía entre los pulsos RF de 90 y 180 (Figura 3.16), el eco se desplazará; por lo tanto, al observar el “echo shift” ayuda a determinar si el gradiente de frecuencia es estable o inestable.

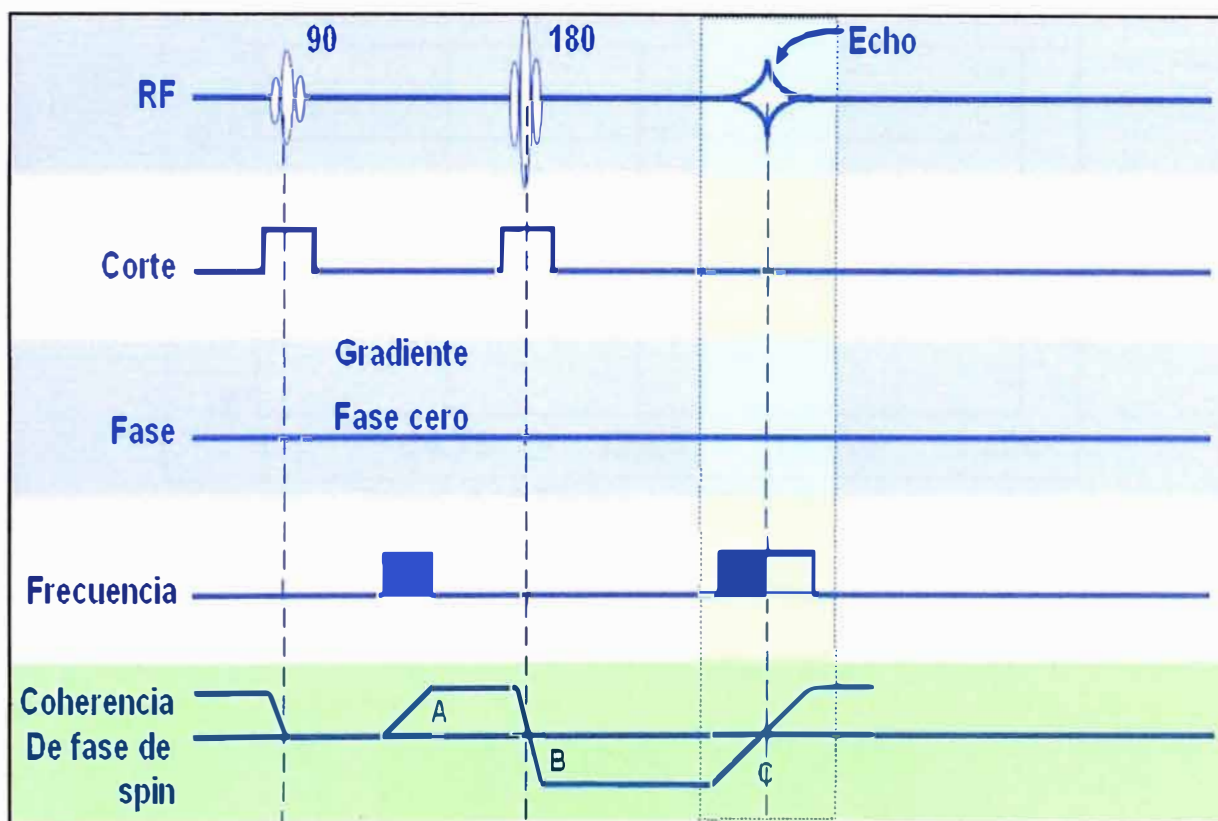


Figura 3.17 Gráfica de coherencia de fase

La grafica en fondo verde muestra el desplazamiento fase relativa sobre el eje de codificación de frecuencia. Se puede ver que la coherencia de fase de spin está intencionalmente desfasada en el punto A.

La magnitud del gradiente en el punto A y C son iguales, pero su polaridad es opuesta. La primera mitad del pulso de gradiente en el punto C es para re-enfocar lo que fue desenfocado en el punto A; de esta manera el gradiente es reenfocado.

El gráfico “echo center” (Figura 3.18) ilustra el desplazamiento de cada eco entre

vista y vista. Si la línea varía, el eco se está desplazando en la ventana de datos. El gráfico constante de fase ilustra el desplazamiento de fase entre vista y vista (Figura 3.19)

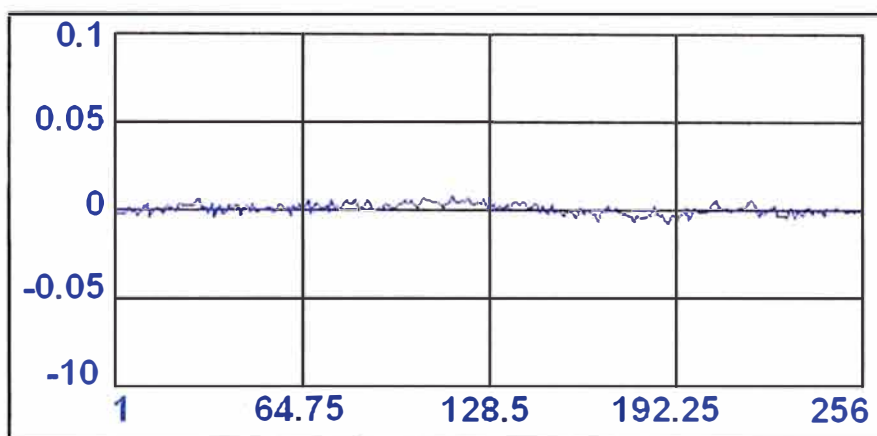


Figura 3.18 Gráfico Center

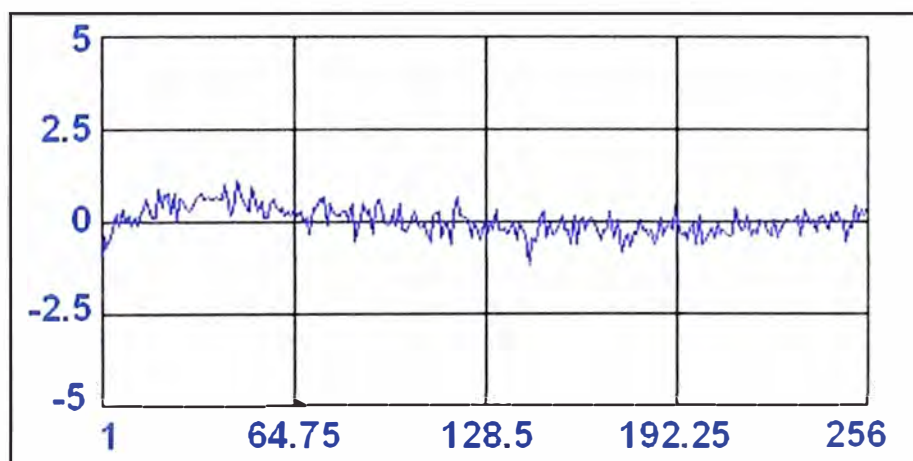


Figura 3.19 Gráfico constante de fase

3.4.3 Metodología de la prueba

En esta subsección se describe la realización de la SPT (System Performance Test). Primeramente se debe colocar el phantom del cuerpo en la bandeja tal cómo se muestra en la Figura 3.20.



Figura 3.20 Colocación de phantoms

También se debe utilizar un phantom de cabeza DQA (Daily Quality Assurance) con la

finalidad de centrar a la bobina de cabeza sujeta a estudio. DQA es un procedimiento usado por los operadores del sistema para verificar los parámetros de calidad de la imagen relevante, por ejemplo, grosor del corte, distorsión geométrica, posición del corte, resolución de la imagen Figura 3.21. [7]

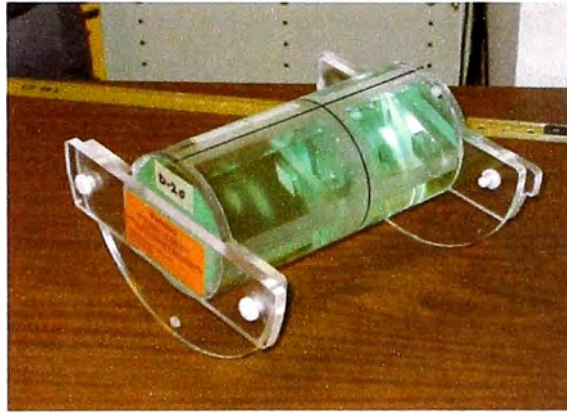


Figura 3.21 Phantom para control de calidad

Luego de haberse colocado adecuadamente los dispositivos de prueba, se puede proceder a la realización de la prueba. Desde el cuarto de operador se ejecuta la prueba de Perfomancia del Sistema (SPT).

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

1. La realización de las pruebas de diagnóstico preventivo en los equipos de resonancia magnética traen como beneficio su óptimo desempeño lo que se ve reflejado en la calidad de las imágenes adquiridas para facilitar el diagnóstico médico
2. Los fundamentos físicos son los mismos para los Sistemas de Resonancia Magnética (RM), es decir requieren un análisis de homogeneidad y calibraciones periódicas a fin de optimizar el funcionamiento del equipo.
3. El personal operador debe tomar todas las precauciones para la toma de imágenes, es decir, que el paciente no sea portador de elementos magnéticos que puedan perjudicar al equipo (clips, aretes, monedas, etc.).
4. Sólo personal entrenado y calificado debe dar mantenimiento al Sistema de Resonancia Magnética.

Recomendaciones

1. Es recomendable la realización de los procedimientos expuesto de manera mensual, e incluso cuando se sospeche de alguna deficiencia o mala calidad de la imagen.
2. Es indispensable la constante revisión física de los elementos que se utilizan para los Mantenimiento Preventivos (phantoms, bobinas, etc) ya que la mala calidad de estos dificultan los test de diagnósticos.
3. Anotar los errores (fecha, hora) por parte del usuario (tecnólogo médico, médico) para facilitar el trabajo del ingeniero de servicio (persona calificada) con la ejecución de los test de diagnósticos.

ANEXO A
GLOSARIO DE TÉRMINOS

EPI	Echo Planar Imaging
EPIWP	EPI White Pixel
FFT	Fast Fourier Transformation
FID	Free induction Decay
FOV	Campo de vista
G	Gradiente
LVShim	Análisis de homogeneidad del campo magnético.
M	Vector magnético
PDU	Power Distribution Unit
Phantom	Elemento que replica (en RMI) las características del cuerpo humano.
RMI	Imágenes por Resonancia Magnética
Shimming	Homogenización del campo
Smearing.	Manchas en la imagen
SPT	Prueba de performance del sistema
TC	Tomografía computarizada
T	Tesla
Wrap around	Artefacto

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Principles of magnetic resonance Imaging
<http://www.mikepuddephat.com/Page/1603/Principles-of-magnetic-resonance-imaging>
- [2] Dominik Weishaupt "How Does MRI Work?". Editorial Springer. 2006 ISBN 3-540-27947-4 .
- [3] Lic. Ricardo Blessing "Curso Internacional TAC multicorte y RM", 16-17/12/2010
- [4] Bobinas General Electric. <http://www.gehealthcare.com/eues/mri/products/Signa-HDxt-3.0T/coils.html>
- [5] General Electric Healthcare. "Advance Service documentation Signa HDx and HDi 1.5T- Service Methods" , 5155501-2, Rev. 7, 2008.
- [6] General Electric Healthcare, "MR5030 MR signa LX-Excite Full Service for training purposes".
- [7] MR-Technology Information Portal "Dailiy Quality Assurance",
<http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&db=Daily%20Quality%20Assurance>
- [8] IGK Kusumasuganda, "Introduction to MR Safety-Part I", MRI For you, knowledge, tips, how to do. http://mriforyou.blogspot.com/2009_08_01_archive.html
- [9] Montserrat Robles Resonancia Magnetica Nuclear (RMN)
- [10] Javier Lafuente Atlas de Tecnologia de la Resonancia Magnetica (RM). Una explicación intuitiva.
- [11] Dr Martin Zauner Introduccion a la fisica de la Resonancia Magnetica (RM). Del proton a la imagen. Servicio de Neuroradiología CD UDIAT Sabadell
- [12] Siemens Manual de Aplicaciones MAGNETOM Symphony
- [13] Sobejano, J.M. Tomás, C. Muñoz Manual de Resonancia Magnética (RM) Ed JIMS
- [14] Dr. Jaime Gili Planas, Dr. Antoni Capdevila Cirera Resonancia Magnética (RM) Centre Diagnòstics Pedralbes
- [15] Polina Golland Spatial Encoding In MRI and How to make it Faster
- [16] Lisa Grabert Fourier Transform in Medical Imaging
- [17] Juan M. García Estudio de la esclerosis múltiple mediante técnicas de clasificación automática con redes neuronales artificiales PFC F.I. UPV Capitulo 2 Técnicas de Resonancia Magnética Nuclear (RMN)
- [18] Lisa Croft, Eric Fennell, Scott Moonen Constructing Slices of MRI Scan Data
- [19] Andrew A. Maudsley, Michael W. Weiner The future of Magnetic Resonance Spectroscopy and Spectroscopic Imaging
- [20] Pawel F. Tokarczuk A program for reconstruction of NMR images from partial K-space data SME(DFEI) – Cranfield

- [21] H. Panepucci, A Tannús Magnetic Resonance Imaging
- [22] Rafael A. Torres Márquez La Transformada de Fourier Bidimensional
- [23] GE HEALTHCARE MR 5028 BASIC SERVICE FOR TRAINING PURPOSES
- [24] SIGNA SERVICE METHODS 5190000 REV 8 DISCO 1 DE 2 GENERAL ELECTRIC CONFIDENTIAL
- [25] SIGNA SERVICE METHODS 5190000 REV 8 DISCO 2 DE 2 GENERAL ELECTRIC CONFIDENTIAL