



*Universidad de San Carlos de Guatemala*  
*Facultad de Ingeniería*  
*Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica*

***DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO  
PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS  
OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA***

***Wilver Rodolfo Domínguez Solares***  
*Asesorado por el Ing. Luis Enrique Lima Guzmán*

*Guatemala, junio de 2013*



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO  
PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS  
OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
POR

**WILVER RODOLFO DOMÍNGUEZ SOLARES**  
ASESORADO POR EL ING. LUIS ENRIQUE LIMA GUZMÁN

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

**INGENIERO ELÉCTRICO**

GUATEMALA, JUNIO DE 2013



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA**

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Inga. Elvia Miriam Ruballos Samayoa
VOCAL IV	Br. Walter Rafael Véliz Muñoz
VOCAL V	Br. Sergio Alejandro Donis Soto
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

**TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO**

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Ing. Ángel de Jesús García Martínez
EXAMINADOR	Ing. Edgar Florencio Montufar Urizar
EXAMINADOR	Ing. Walter Guillen
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez



## **HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR**

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO  
PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE  
IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA**

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Industrial, con fecha 20 de marzo de 2012.

  
**Wilver Rodolfo Domínguez Solares**





Guatemala 2 de Septiembre de 2012.

Ref.4.SEA. 02/09/2012

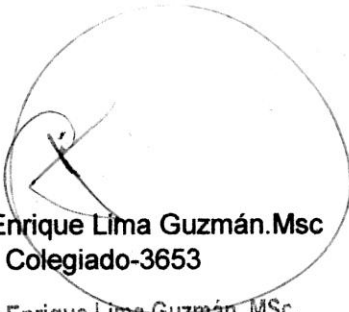
Ing. Romeo López.  
Coordinador de área de electrotecnia,  
Escuela de ingeniería Mecánica Eléctrica.

Estimado Ing. López:

De la manera más atenta me dirijo a usted, para comunicarle que he revisado el proyecto de tesis "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA.", presentado por el estudiante Wilver Rodolfo Domínguez Solares con el número de carné 1986-12480. Puedo concluir que este trabajo llena los requisitos y cumple con los objetivos propuestos para su desarrollo e implementación de su anteproyecto de tesis. Dando mí visto bueno para que proceda a realizar los trámites correspondientes.

Por tanto, el autor de esta tesis y yo como su asesor, nos hacemos responsables por el contenido y conclusiones de la misma.

Sin otro particular me suscribo como su seguro servidor.



Ing. Luis Enrique Lima Guzmán. Msc  
Colegiado-3653

Ing. Luis Enrique Lima Guzmán. MSc.  
Colegiado 3653.





Ref. EIME 17.. 2013.  
Guatemala, 18 de enero 2013.

Señor Director  
Ing. Guillermo Antonio Puente Romero  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica  
Facultad de Ingeniería, USAC.

Señor Director:

**Me permito dar aprobación al trabajo de Graduación titulado:  
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE  
MANTENIMIENTO PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO  
PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR  
RESONANCIA MAGNÉTICA, del estudiante Wilver Rodolfo  
Domínguez Solares, que cumple con los requisitos establecidos para tal  
fin.**

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para saludarle.

Atentamente,  
ID Y ENSEÑAD A TODOS

Ing. Romeo Nefalí López Orozco  
Coordinador Área Electrotécnica



STO





REF. EIME 17 2013.

**El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, después de conocer el dictamen del Asesor, con el Visto Bueno del Coordinador de Área, al trabajo de Graduación del estudiante; WILVER RODOLFO DOMÍNGUEZ SOLARES titulado: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA, procede a la autorización del mismo.**

  
**Ing. Guillermo Antonio Puente Romero**



**GUATEMALA, 15 DE ABRIL 2,013.**



Universidad de San Carlos  
De Guatemala



Facultad de Ingeniería  
Decanato

Ref. DTG.438-2013

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, al trabajo de graduación titulado: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO, CORRECTIVO Y PREDICTIVO PARA EQUIPOS DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA**, presentado por el estudiante universitario **Wilver Rodolfo Domínguez Solares**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.

  
Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos  
Decano

Guatemala, junio de 2013



/cc





**ACTO QUE DEDICO A:**

***Mi madre***

*Carmen Yolanda Solares Payeras, quien con su innata sabiduria me enseñó que el conocimiento es el camino a la libertad.*



## ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	IX
LISTA DE SÍMBOLOS .....	XV
GLOSARIO .....	XVII
RESUMEN.....	XXIX
OBJETIVOS.....	XXXI
INTRODUCCIÓN.....	XXXIII
1.    CONCEPTOS FÍSICOS APLICADOS A LA OBTENCIÓN DE IMÁGENES MEDICAS POR MEDIO DE RESONANCIA MAGNÉTICA ...	1
1.1.    Principios básicos de electromagnetismo aplicados .....	1
1.1.1.    Densidad de flujo magnético .....	1
1.1.1.1.    Valores de densidad de flujo utilizados en equipos de obtención de imágenes médicas por Resonancia Magnética .....	3
1.1.1.2.    Aplicación del campo magnético gradiente.....	5
1.1.1.3.    Susceptibilidad magnética y propiedades magnéticas de la materia ..	7
1.1.1.3.1.    Susceptibilidad magnética .....	7
1.1.1.3.2.    Propiedades magnéticas .....	8

1.1.1.4.	<i>Importancia de la quinta línea de flujo magnético, conocida como línea 5 de Gauss.....</i>	12
1.1.2.	<i>Concepto de dipolo magnético.....</i>	15
1.2.	<i>Definición de Resonancia Magnética Nuclear (RMN) .....</i>	16
1.3.	<i>Características magnéticas de los átomos que son aprovechadas para la obtención de imágenes médicas obtenidas por resonancia magnética .....</i>	17
1.3.1.	<i>Spin o momento magnético de los átomos. ....</i>	18
1.3.2.	<i>Átomos útiles para estudios de imágenes médicas por resonancia magnética.....</i>	19
1.3.3.	<i>Utilización de los protones de hidrógeno .....</i>	20
1.3.4.	<i>Aplicación de un campo magnético externo para alinear protones .....</i>	21
1.3.5.	<i>Definición de relación giromagnética y de frecuencia de Larmor .....</i>	23
1.3.6.	<i>Aplicación de pulso de Radio Frecuencia para girar protones.....</i>	24
1.4.	<i>Cómo se desarrolla la señal obtenida para formar una imagen .....</i>	26
1.4.1.	<i>Cómo se forma la señal amortiguada inducida (FID).....</i>	26
1.4.2.	<i>Aplicación de la transformada de Fourier a la señal obtenida .....</i>	28
1.4.3.	<i>Espectroscopía en Resonancia Magnética.....</i>	30
1.4.4.	<i>Conceptos de relajación en T1, T2 y T2*.....</i>	32
1.4.5.	<i>Definición de los tiempos TR y TE.....</i>	34
1.4.6.	<i>Efectos que produce el tiempo en que se toma la muestra de la señal inducida .....</i>	35

	1.4.6.1.	Tiempo TR .....	35
	1.4.6.2.	Tiempo TE.....	39
	1.4.7.	Aplicación de un campo magnético externo llamado gradiente para determinar las coordenadas de posición de donde se origina la señal .....	42
1.5.		Secuencias básicas y protocolos .....	44
	1.5.1.	Protocolo Field Echo .....	44
	1.5.2.	Protocolo Spin Echo.....	46
	1.5.3.	Protocolo Multi Echo .....	48
	1.5.4.	Protocolo Inversion Recovery .....	49
1.6.		Secuencias especializadas .....	50
	1.6.1.	EPI (Echo-Planar-Imaging) .....	51
	1.6.2.	Difusión .....	52
	1.6.3.	Perfusión .....	54
1.7.		Resonancia Magnética en tiempo real .....	55
1.8.		Radiología Intervencionista usando Resonancia Magnética .....	56
2.		COMPONENTES BÁSICOS QUE CONFORMAN UN EQUIPO DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA.....	59
	2.1.	Imanes utilizados para crear el campo magnético externo .....	59
	2.1.1.	Electroimanes resistivos.....	59
	2.1.2.	Electroimanes superconductivos.....	60
	2.1.2.1.	Componentes utilizados para el enfriamiento del devanado: cabeza de enfriamiento, compresor y bomba de agua refrigerada (chiller) .....	61
	2.1.2.2.	Cabeza de enfriamiento con recondensación de helio .....	63

2.1.2.3.	<i>Cabeza de enfriamiento con tubo de pulsos .....</i>	<i>65</i>
2.2.	<i>Amplificador y bobinas que forman los gradientes.....</i>	<i>65</i>
2.2.1.	<i>Sistema de enfriamiento por aire .....</i>	<i>67</i>
2.2.2.	<i>Sistema de enfriamiento por agua destilada .....</i>	<i>68</i>
2.3.	<i>Amplificador de señal de Radio Frecuencia.....</i>	<i>69</i>
2.4.	<i>Unidad de transmisión y recepción de señales.....</i>	<i>70</i>
2.5.	<i>Computadora de exploración y reconstrucción de datos crudos .....</i>	<i>71</i>
2.6.	<i>Computadora de despliegue de imágenes.....</i>	<i>73</i>
2.7.	<i>Equipo utilizado para la colocación y manejo del paciente .....</i>	<i>75</i>
2.8.	<i>Unidad de distribución de potencia .....</i>	<i>77</i>
2.9.	<i>Jaula de Faraday .....</i>	<i>77</i>
3.	<i>TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO.....</i>	<i>83</i>
3.1.	<i>Técnicas preventivas que deben tomarse en cuenta desde la instalación del equipo.....</i>	<i>83</i>
3.1.1.	<i>Pruebas de blindaje efectivo de RF en la jaula de Faraday.....</i>	<i>83</i>
3.1.2.	<i>Medición de continuidad a tierra de jaula de Faraday.....</i>	<i>85</i>
3.1.3.	<i>Instalación de red de tierra física .....</i>	<i>85</i>
3.1.3.1.	<i>El por qué de una buena tierra física para prevenir fallas .....</i>	<i>86</i>
3.1.4.	<i>Procedimiento que se lleva a cabo para energizar el electroimán superconductor durante la instalación .</i>	<i>87</i>

3.1.4.1.	<i>Homogenización del campo magnético para garantizar la calidad de imagen por medio del método conocido como Shimming .....</i>	<i>90</i>
3.2.	<i>Precauciones que deben tomarse para evitar accidentes al dar mantenimiento.....</i>	<i>92</i>
3.3.	<i>Servicios periódicos que deben dársele a un electroimán superconductor.....</i>	<i>94</i>
3.3.1.	<i>Transferencia de helio líquido hacia el electroimán ..</i>	<i>94</i>
3.3.2.	<i>Procedimiento a seguir al cambiar la cabeza fría .....</i>	<i>96</i>
3.3.3.	<i>Cambio de la trampa de aceite en el compresor .....</i>	<i>98</i>
3.4.	<i>Monitoreo de temperaturas en las bobinas de los gradientes y servicio a los amplificadores.....</i>	<i>100</i>
3.4.1.	<i>Control de flujo de aire de ventiladores de bobinas</i>	<i>103</i>
3.4.2.	<i>Control de enfriamiento por agua destilada.....</i>	<i>104</i>
3.4.2.1.	<i>Verificación de temperaturas del rango de 16°C a 18°C.....</i>	<i>107</i>
3.4.2.2.	<i>Verificar contaminación del agua destilada .....</i>	<i>107</i>
3.4.3.	<i>Corrección de valores offsets en el convertidor análogo digital de los gradientes .....</i>	<i>108</i>
3.5.	<i>Verificación de potencia de salida en el amplificador de Radio Frecuencia .....</i>	<i>109</i>
3.6.	<i>Servicio a la unidad de transmisión y recepción de señal de Radio Frecuencia .....</i>	<i>111</i>
3.7.	<i>Cambio de filtros de aire a computadora de exploración .....</i>	<i>112</i>
3.8.	<i>Mantenimiento a consola de despliegue de imagen. ....</i>	<i>115</i>
3.8.1.	<i>Limpieza de sus distintos componentes.....</i>	<i>115</i>

3.8.2.	<i>Verificación de buena ventilación y cambio de filtros de aire .....</i>	116
3.8.3.	<i>Limpieza de archivos corruptos en disco duro .....</i>	117
3.9.	<i>Lubricación de partes mecánicas en camilla del paciente .....</i>	118
3.10.	<i>Verificación de voltajes y limpieza de unidad de distribución de potencia .....</i>	121
3.11.	<i>Cronograma de actividades de mantenimiento preventivo .....</i>	123
4.	<b>TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO CORRECTIVO .....</b>	125
4.1.	<i>Qué hacer cuando el electroimán superconductor alcanza temperatura ambiente .....</i>	125
4.2.	<i>Cómo detectar un quench y medidas a tomar antes de levantar el campo magnético .....</i>	127
4.3.	<i>Cómo afecta a la imagen en pantalla la falta de uno de los campos magnéticos producidos por los gradientes. ....</i>	128
4.3.1.	<i>Aislamiento de la falla .....</i>	128
4.4.	<i>Cómo detectar la falta del pulso de Radio Frecuencia que envía el amplificador .....</i>	131
4.5.	<i>Diagnóstico de falla cuando la computadora de reconstrucción no recibe datos crudos.....</i>	133
4.5.1.	<i>Comprobación de que la señal de transmisión llega a la bobina.....</i>	133
4.5.2.	<i>Comprobación de que la señal que viene del paciente es tomada por la bobina de recepción .....</i>	135
4.5.3.	<i>Medidas en la unidad de transmisión y recepción de señal .....</i>	137
4.6.	<i>Señales ajenas que se superponen en la imagen desplegada, conocidas como artefactos .....</i>	139
4.6.1.	<i>Ruido producido por vibración mecánica.....</i>	141



4.6.2.	<i>Frecuencia fija que entra en la jaula de Faraday ....</i>	143
4.6.3.	<i>Artefactos producidos por metales que puede portar el paciente.....</i>	145
4.6.4.	<i>Corrección de artefactos producidos por contaminación de agua destilada.....</i>	146
4.7.	<i>Corrección de falla de temperaturas en la unidad WCU .....</i>	147
4.8.	<i>Problemas causados por fallas en la unidad de distribución de potencia.....</i>	148
5.	<i>MANTENIMIENTO PREDICTIVO .....</i>	151
5.1.	<i>Medidas que ayudan a predecir el cambio de la cabeza de enfriamiento.....</i>	151
5.1.1.	<i>Control de velocidad de evaporación del helio líquido.....</i>	153
5.1.2.	<i>Medida de temperaturas en capas de blindaje térmico del imán.....</i>	154
5.2.	<i>Control de presión de helio gaseoso en compresor .....</i>	155
5.3.	<i>Medida de la frecuencia media en el electroimán .....</i>	157
5.4.	<i>Medida de relación señal a ruido en la bobina de transmisión.....</i>	157
5.5.	<i>Medida de relación señal a ruido en la bobina de recepción...</i>	160
	<i>CONCLUSIONES .....</i>	163
	<i>RECOMENDACIONES.....</i>	165
	<i>BIBLIOGRAFÍA.....</i>	167



## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

### FIGURAS

1.	<i>Orientación vertical de <math>B_0</math>. generalmente se usa en electroimanes.....</i>	<i>4</i>
2.	<i>Orientación longitudinal de <math>B_0</math>. se encuentra a lo largo del núcleo del electroimán. Esta orientación es la que utilizan la mayoría de equipos de IRM.....</i>	<i>4</i>
3.	<i>Aplicación de gradientes al campo magnético <math>B_0</math>.....</i>	<i>6</i>
4.	<i>Orientación de los gradientes en los ejes X, Y y Z con respecto a la posición del paciente.....</i>	<i>7</i>
5.	<i>Distribución del flujo magnético alrededor del isocentro del electroimán.....</i>	<i>12</i>
6.	<i>Distancia a la que se encuentra la línea 5 de Gauss para equipos de 1,5T.....</i>	<i>13</i>
7.	<i>Comparación de distancia a la que se encuentra la línea 5 de Gauss para electroimanes con blindaje activo .....</i>	<i>14</i>
8.	<i>Representación del dipolo magnético .....</i>	<i>15</i>
9.	<i>Líneas de flujo que se forman en el protón debidas a su propio campo magnético.....</i>	<i>17</i>
10.	<i>Spin del protón girando alrededor del eje magnético .....</i>	<i>19</i>
11.	<i>Distribución aleatoria de un conjunto de protones dentro de una molécula.....</i>	<i>21</i>
12.	<i>Protones de hidrógeno alineados paralela y antiparalelamente (sentido contrario a <math>B_0</math>.) con un campo magnético externo aplicado <math>B_0</math>.....</i>	<i>22</i>

13.	<i>Las flechas menos intensas representan a los protones que empiezan a inclinarse 90° con respecto a Bo. debido a la atracción de B1 .....</i>	<i>25</i>
14.	<i>(a) Protones inclinados a 90° de Bo. (b) Vector resultante de protones girando a 90° y bobina que recibe la señal .....</i>	<i>27</i>
15.	<i>Señal que induce los protones al regresar a su posición de equilibrio: es máxima a 90° y disminuye exponencialmente conforme regresa a alinearse con Bo .....</i>	<i>27</i>
16.	<i>Onda senoidal en el dominio del tiempo .....</i>	<i>28</i>
17.	<i>Onda senoidal en el dominio de la frecuencia; transformada por Fourier .....</i>	<i>29</i>
18.	<i>Muestra desconocida colocada dentro de un espectrofotómetro.....</i>	<i>30</i>
19.	<i>Ploteo de curvas en el dominio de la frecuencia para fósforo y el hidrógeno.....</i>	<i>31</i>
20.	<i>Vector resultante de los protones que en este momento aún están siendo excitados por el pulso de RF .....</i>	<i>33</i>
21.	<i>Interacción de los campos magnéticos de cada protón en la ausencia del pulso de RF .....</i>	<i>34</i>
22.	<i>Curvas de relajación en T1. En el eje X el tiempo en segundos y en el eje Y el porcentaje de relajación .....</i>	<i>36</i>
23.	<i>Curvas de T1 para los materiales A1 y B1 con un TR de 2 segundos .....</i>	<i>37</i>
24.	<i>Curvas de tiempos de relajación T1 para distintas materias en un campo de 0,5T.....</i>	<i>38</i>
25.	<i>Curvas de relajación en T2 con un campo de 0,5T.....</i>	<i>39</i>
26.	<i>Curvas de T2 para los materiales A y B.....</i>	<i>40</i>
27.	<i>Eje de coordenadas con respecto al electroimán. El punto (0,0,0) está dentro del núcleo del imán y es el isocentro .....</i>	<i>43</i>
28.	<i>Diagrama de tiempo para la secuencia Field Echo.....</i>	<i>45</i>

29.	<i>Diagrama de tiempo para el protocolo Spin Echo .....</i>	47
30.	<i>Secuencia en el tiempo para el protocolo Multi Echo.....</i>	48
31.	<i>Diagrama de tiempo para el protocolo Inversion Recovery.....</i>	50
32.	<i>Corte transversal que muestra las capas internas de un electroimán superconductorivo .....</i>	61
33.	<i>Conexión de líneas de gas y líneas de agua entre compresor, cabeza de enfriamiento y chiller.....</i>	62
34.	<i>Imágenes en los planos transversal, sagital y coronal .....</i>	66
35.	<i>Bobina de cerebro.....</i>	70
36.	<i>Posicionamiento de paciente para estudio de cerebro.....</i>	71
37.	<i>Gabinete Scan/Recon .....</i>	72
38.	<i>Consola de operación del equipo de Resonancia Magnética.....</i>	74
39.	<i>CPU de un equipo de Resonancia Magnética de 1,5 Tesla .....</i>	75
40.	<i>Colocación del paciente para un estudio cerebral.....</i>	76
41.	<i>Secciones de un ambiente con jaula de Faraday.....</i>	78
42.	<i>Jaula de Faraday en proceso de construcción.....</i>	79
43.	<i>Ejemplo de distribución de un servicio de RM.....</i>	81
44.	<i>Punta de conexión para energizar el electroimán superconductorivo ....</i>	89
45.	<i>Torre de servicio para conexión eléctrica hacia el devanado superconductorivo .....</i>	90
46.	<i>Medición de intensidad de campo magnético para realizar el shimming pasivo .....</i>	92
47.	<i>Localización de la cabeza de enfriamiento arriba del magneto.....</i>	97
48.	<i>Compresor .....</i>	99
49.	<i>Como conectar el sistema para levantar la presión de helio en el compresor .....</i>	100
50.	<i>Núcleo del magneto donde se encuentran las bobinas de gradientes y de transmisión de señal de RF.....</i>	101
51.	<i>Indicadores de estado del sistema de enfriamiento por agua WCU..</i>	102

52.	<i>Ductos de aire para enfriamiento de bobina de gradiente .....</i>	104
53.	<i>Filtros de agua en la unidad WCU .....</i>	105
54.	<i>Vista de la unidad WCU. Muestra el depósito de agua destilada. ...</i>	106
55.	<i>Fantoma esférico instalado dentro de la bobina de cerebro en el isocentro del magneto.....</i>	108
56.	<i>Panel de control para calibración de amplificador de RF.....</i>	109
57.	<i>Vista desde arriba del amplificador de potencia de RF.....</i>	110
58.	<i>Unidad de Transmisión Recepción (T/R) para un equipo de 1,5 Tesla .....</i>	111
59.	<i>Ubicación de los filtros de aire en el gabinete de Scan/Recon .....</i>	114
60.	<i>Vista interna de la consola de operación y de manejo y despliegue de imágenes .....</i>	116
61.	<i>Se muestra el motor de movimiento vertical de la camilla .....</i>	118
62.	<i>Mecanismo del tablero de la camilla del paciente.....</i>	119
63.	<i>Parte baja interna de la camilla del paciente. Se muestra el eje de movimiento horizontal.....</i>	120
64.	<i>Interruptores termomagnéticos del panel PDU .....</i>	121
65.	<i>Lectura del manómetro debajo de cero PSI.....</i>	127
66.	<i>Se muestra una imagen de abdomen en corte transversal con los tres ejes de gradientes funcionando correctamente .....</i>	129
67.	<i>Efecto causado por distorsión geométrica debida a falla en gradientes.....</i>	130
68.	<i>Señal de RF vista en el monitor de un equipo de 1,5 Tesla.....</i>	132
69.	<i>Leds o luces indicadoras en el panel frontal del amplificador de RF .</i>	134
70.	<i>Diagrama de bloques de transmisión de RF.....</i>	135
71.	<i>Diagrama de bloques de recepción de RF.....</i>	137
72.	<i>Puntos de medición en la unidad de T/R ubicada debajo de la camilla.....</i>	138
73.	<i>Muestra la electrónica para la recepción de señal de RF .....</i>	139

74.	<i>Corte axial de estudio cerebral usando la secuencia FLAIR .....</i>	141
75.	<i>Artefacto producido por vibración mecánica conocido como efecto Corduroy .....</i>	142
76.	<i>Artefacto producido por señal externa de RF.....</i>	144
77.	<i>Corte axial de abdomen colocando un metal .....</i>	145
78.	<i>Lámparas indicadoras de presencia de voltajes AC y DC en la parte superior del PDU.....</i>	150
79.	<i>Nivel de helio y de temperaturas en cabeza de enfriamiento.....</i>	152
80.	<i>Ubicación del conector C para medir temperaturas internas del magneto .....</i>	154
81.	<i>Vista frontal del compresor de helio gaseoso de alta pureza .....</i>	156
82.	<i>Posicionamiento de los fantomas para el análisis de SNR de la bobina de transmisión .....</i>	158
83.	<i>Punto de medición para medir diodos en bobina de transmisión .....</i>	159
84.	<i>Posición de fantoma para medición de SNR de bobina de recepción.....</i>	161

## **TABLAS**

I.	<i>Propiedades magnéticas de los materiales.....</i>	11
II.	<i>Ejemplo de átomos biológicamente útiles .....</i>	20
III.	<i>Relación giromagnética para algunos átomos de interés.....</i>	23
IV.	<i>Etapas de enfriamiento de sistemas de recondensación de helio.....</i>	64
V.	<i>Control estadístico de nivel de helio para poder predecir próxima fecha de transferencia de helio .....</i>	153





## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>Símbolo</b>	<b>Significado</b>
<b><math>B_0</math></b>	<i>Densidad del campo magnético</i>
<b><math>\partial</math></b>	<i>Derivada parcial</i>
<b><math>\omega_0</math></b>	<i>Frecuencia de Larmor</i>
<b><math>^\circ</math></b>	<i>Grados</i>
<b><math>H</math></b>	<i>Intensidad del campo magnético</i>
<b><math>e</math></b>	<i>Inversa del logaritmo natural</i>
<b><math>M</math></b>	<i>Magnetización</i>
<b><math>&gt;</math></b>	<i>Mayor que</i>
<b><math>&lt;</math></b>	<i>Menor que</i>
<b><math>\mu T</math></b>	<i>Microtesla</i>
<b><math>mmoll</math></b>	<i>Milimoll</i>
<b><math>mT</math></b>	<i>Militesla</i>
<b><math>\pi</math></b>	<i>Número pi, 3,14159265...</i>
<b><math>\Omega</math></b>	<i>Ohmio</i>
<b><math>\mu_0</math></b>	<i>Permeabilidad del espacio libre</i>
<b><math>\mu</math></b>	<i>Permeabilidad del material</i>
<b><math>\gamma</math></b>	<i>Relación giromagnética</i>
<b><math>\chi</math></b>	<i>Susceptibilidad magnética</i>
<b><math>T</math></b>	<i>Tesla</i>



## **GLOSARIO**

- Adquisición*** *Recopilación de datos en la obtención de imágenes de resonancia magnética; se realizan más adquisiciones por corte para mejorar la imagen. Adquisición de imágenes de RM: representación gráfica de objetos, como puede ser el cuerpo humano, con ayuda de la RM y mediante el uso de gradientes magnéticos. En la práctica se representa la distribución de los protones en el cuerpo; el objetivo es la diferenciación entre el tejido patológico y el tejido sano (contraste de imagen).*
- Ancho de banda*** *Parámetro de una secuencia que define la frecuencia mínima y la máxima de un espectro de pulsos que serán procesados para obtener la imagen: Ancho de banda de lectura y Ancho de banda de emisión.*
- Angiografía de RM*** *Se usa para representar concretamente las propiedades físicas de la sangre, como puede ser el estado de magnetización o la velocidad del fluido que se percibe del volumen de todos los vasos sanguíneos de la sección explorada. A partir del volumen de datos 3D pueden reconstruirse posteriormente las vistas que se deseen*

**Artefacto** *Imágenes indeseables provocadas por señales ajenas que distorsionan y degradan la imagen estándar; por lo tanto, no representan la anatomía de la imagen adquirida. Principalmente tienen su causa en influencias fisiológicas o del sistema (ej. respiración, pulso arterial, movimiento del paciente, metales).*

**Bobina de cuerpo** *Funciona como bobina de emisión y de recepción y posee un campo de medición grande que permite explorar cualquier parte del cuerpo, aunque no produce la calidad de imagen de las bobinas específicas para cierta parte del cuerpo, ya que la relación señal a ruido disminuye.*

**Bobina de gradiente** *Bobinas para crear campos de gradientes magnéticos. En cada uno de los ejes de coordenadas (X,Y,Z) se utilizan dos bobinas de gradientes con la misma intensidad de corriente, pero con una polarización opuesta. Una de las bobinas aumenta el campo magnético estático en una determinada cantidad, mientras que la bobina contraria lo disminuye en la misma cantidad, lo que produce un cambio del campo magnético en su totalidad.*

**Bobina de superficie** *Bobina de recepción de RF especial que se coloca cerca de la superficie del cuerpo y representa de forma selectiva la zona cercana a la bobina, logrando una mejor relación señal a ruido y una resolución espacial más alta.*

- Campo magnético** *Es un campo de fuerza que se ejerce sobre las partículas magnetizables creado como consecuencia del movimiento de cargas eléctricas o por un imán permanente. La intensidad del campo magnético se mide en Gauss o Tesla, esta decrece con la distancia a la fuente que provoca el campo.*
- Constante T1** *Constante de tiempo específica que describe el tiempo de retorno de la magnetización longitudinal al estado de equilibrio de los protones. Una vez transcurrido el tiempo T1 la magnetización longitudinal alcanza aproximadamente el 63% de su valor final. Es uno de los parámetros que define el contraste del tejido.*
- Constante T2** *Constante de tiempo específica que describe la destrucción de la magnetización transversal en un campo magnético homogéneo. Una vez transcurrido el tiempo T2, la magnetización transversal tiene el 63% de su valor original.*
- Contraste** *Diferencia relativa en las intensidades de las señales de dos tipos de tejidos adyacentes.*
- Contraste de la imagen** *El contraste de una imagen es la diferencia relativa que existe entre las intensidades de las señales de dos tipos de tejidos. El contraste puede modificarse sobre todo mediante la secuencia utilizada, así como mediante los parámetros de medición (TR, TE) y mediante el uso de medios de contraste.*

<b>Corrientes parásitas</b>	<i>Corrientes eléctricas que se crean en un conductor, debido a campos magnéticos cambiantes o al movimiento del conductor dentro de un campo magnético.</i>
<b>Criogénico</b>	<i>Medio refrigerante para mantener la superconductividad de un imán superconductor (helio líquido o nitrógeno).</i>
<b>Datos crudos</b>	<i>Son los datos sin procesar que se obtienen directamente de la fuente de recepción de RF. Estos datos posteriormente serán procesados para representar una imagen médica.</i>
<b>Desfase</b>	<i>Diferencias de fase entre los espines precedentes que producen una destrucción de la magnetización transversal, que se da después de una activación de RF.</i>
<b>DICOM</b>	<i>Digital Imagin and Comunication in Medicine. Estándar para el intercambio electrónico de imágenes médicas. El estándar DICOM permite intercambiar imágenes médicas digitales y sus informaciones correspondientes, facilitando la visualización de imágenes en distintas estaciones de lectura en los hospitales.</i>
<b>Difusión</b>	<i>Proceso en el que las moléculas u otras partículas de regiones de alta concentración migran a regiones de concentración más baja.</i>

<b>Eco</b>	<i>Señal de resonancia magnética generada mediante los impulsos de gradientes o de radio frecuencia.</i>
<b>Eco de espín</b>	<i>El desfase de los espines (destrucción de la magnetización transversal), se anula mediante la radicación de un impulso de inversión de 180°. Los espines vuelven a estar en fase y el eco de espín surge en el punto del tiempo TE.</i>
<b>Electroimán resistivo</b>	<i>Generador de campo magnético construido con cable que oponen resistencia al paso de la corriente eléctrica como es el caso del cobre.</i>
<b>Espacio de Fourier</b>	<i>Nombre que se le da al espacio resultante de la tabulación de los datos adquiridos en un plano cartesiano donde el eje horizontal es representado por la codificación de frecuencias y el eje vertical por la codificación de fase. También conocido como espacio K.</i>
<b>Espectro</b>	<i>Representación de la señal de resonancia magnética mediante sus proporciones de frecuencias.</i>
<b>Espectroscopia por RM</b>	<i>Permite realizar una medición no invasiva de las conexiones del metabolismo celular. Un espectro de RM muestra la dependencia que existe entre la intensidad de la señal y el desplazamiento químico para un volumen de medición (vóxel).</i>

<b>Espín nuclear</b>	<i>Los núcleos atómicos con un número impar de protones o neutrones poseen un espín que recibe el nombre es espín nuclear. Para la adquisición de imágenes de RM se utilizan únicamente los protones del hidrógeno.</i>
<b>Exploración</b>	<i>Adquisición de una o más señales de RM después de un único impulso de activación. Adquisición de un conjunto de datos crudos completo.</i>
<b>Fantoma</b>	<i>Objeto artificial del que se conocen las dimensiones y las propiedades de técnica de medición. En la mayor parte de los casos se trata de contenedores llenos de líquido con estructuras de plástico incorporadas de diferentes tamaños y formas. Se utilizan para comprobar las características y la calidad de los sistemas que emiten imágenes.</i>
<b>Frecuencia</b>	<i>Número de repeticiones de un proceso periódico en una unidad de tiempo se mide en Hertz.</i>
<b>Frecuencia de resonancia</b>	<i>La que se aplica con el pulso de RF para coincidir con la frecuencia de Larmor de los elementos definida para el campo magnético en uso.</i>
<b>Gauss</b>	<i>Antigua unidad de medida para la intensidad del campo magnético. En la actualidad se utiliza la unidad Tesla donde 1 Tesla = 10000 Gauss.</i>



**Gradientes**

*Un gradiente define la intensidad y la dirección de los cambios de una magnitud dentro del espacio. El gradiente de un campo magnético es una modificación del campo magnético en una determinada dirección, un aumento o una reducción lineal. Determinan la resolución espacial de la imagen.*

**Helio**

*Elemento químico de número atómico 2 y símbolo He. Es inerte, monoatómico, incoloro e inodoro. Por su bajo punto de licuefacción y evaporación suele utilizarse como refrigerante en aplicaciones a temperatura extremadamente baja como en imanes superconductores e investigación criogénica a temperaturas próximas al cero absoluto.*

**Homogeneidad**

*Se dice que un campo magnético es homogéneo cuando tiene la misma intensidad de campo en todos los sitios. En el caso de la RM, la homogeneidad del campo magnético estático es un criterio importante para establecer la calidad del imán.*

**Imagen de RM**

*La imagen de RM consta de una gran cantidad de elementos de imagen individuales que reciben el nombre de píxeles. Los píxeles se encuentran ordenados en una matriz de forma parecida a un tablero de ajedrez, en donde cada uno muestra un valor de gris concreto. Cuando se observa conjuntamente, esta matriz de valores de gris da lugar a la representación de imágenes.*

**Imán superconductor** *Electroimán cuyo campo magnético intenso (al menos 0.5 Tesla) se crea mediante bobinas superconductoras. El alambre conductor de las bobinas consta de una aleación ultraenfriada de niobio y titanio. Como refrigerante se utiliza helio líquido y, en algunos casos, nitrógeno líquido para efectuar una refrigeración previa.*

**Intensidad del campo magnético** *Intensidad de la fuerza de un campo magnético sobre las partículas magnetizables. En física esta fuerza recibe el nombre de inducción magnética. Sin embargo, en la técnica de RM se ha implantado el concepto intensidad del campo magnético. Unidad: Tesla (T); 1 Tesla corresponde aproximadamente a 20 000 veces la intensidad del campo magnético terrestre.*

**Isocentro** *Centro del volumen en el que se realiza la adquisición de imagen. Es el punto central de campo generado por el imán y coincide con el centro geométrico del imán.*

**Medio de contraste** *Material invasivo que se inyecta al paciente para formar enlaces químicos que influyen en el comportamiento del contraste. Por lo general en la RM se utilizan medios de contraste paramagnéticos como gadolinio-DTPA u otros compuestos de gadolinio.*

**Ohm** *Unidad de resistencia eléctrica.*

<b>Patológico</b>	<i>Que se convierte en enfermedad. Conjunto de síntomas de una enfermedad. Se considera que hay patología cuando la anatomía está enferma.</i>
<b>Píxel</b>	<i>Elemento más pequeño de una imagen digital. Para representar una imagen de RM, cada uno de los píxeles de la matriz de la imagen poseen un valor de gris determinado.</i>
<b>Quench</b>	<i>Pérdida repentina de la capacidad de superconducción de una bobina magnética debida al aumento de la temperatura local de los imanes. El medio refrigerante que se utiliza para la capacidad de superconducción se evapora de forma repentina, por lo que la intensidad del campo magnético se reduce de forma repentina.</i>
<b>Radio Frecuencia (RF)</b>	<i>Frecuencia intermedia entre las frecuencias de audio y frecuencias infrarrojas. Se utilizan en resonancia magnética para excitar a los núcleos para resonar.</i>
<b>Relación señal a ruido (SNR)</b>	<i>Relación entre las intensidades de la señal y de los ruidos provocados por causas físicas. La SNR define la calidad de la imagen.</i>
<b>Resonancia</b>	<i>Intercambio de energía entre dos sistemas a una determinada frecuencia. Por ejemplo, en los instrumentos de música es la reverberación de una cuerda de la misma altura de tono.</i>

- Resonancia Magnética (RM)** *Absorción o emisión de energía electromagnética por núcleos atómicos en un campo magnético estático después de realizar una activación mediante una radiación electromagnética de RF con la frecuencia de resonancia.*
- Ruidos de la imagen** *El ruido de la imagen es una oscilación estática de la intensidad de la señal que no contribuye a la información de la imagen. Aparece en la imagen como modelo granulado sin regla. El efecto es en principio inevitable, puesto que sobre todo tiene causa físicas.*
- Señal de RM** *Señal electromagnética en la gama de RF que surge mediante la precesión de la magnetización transversal que crea una tensión eléctrica cambiante en una bobina de recepción (principio del dínamo). El transcurso temporal de esta tensión es la señal de RM.*
- Señal FID** *Por sus siglas en inglés: FID (Free Induction decay) Representa el tiempo en que decae exponencialmente la señal de RF; es detectada por la bobina que recibe la señal y tiene la forma de una onda senoidal cuya amplitud decae exponencialmente.*
- Superconducción** *Propiedad material de algunas aleaciones que a temperaturas muy bajas (cerca del punto cero absoluto) provoca una pérdida completa de la resistencia eléctrica.*

<b>Susceptibilidad</b>	<i>Medida de la capacidad de un material o de un tejido para magnetizarse en un campo magnético externo.</i>
<b>Tesla (T)</b>	<i>Unidad SI de la intensidad del campo magnético que corresponde aproximadamente a 20 000 veces la intensidad del campo magnético terrestre (1 Tesla = 10 000 Gauss, la unidad antigua).</i>
<b>Tiempo de Eco (TE)</b>	<i>Tiempo comprendido entre el impulso de activación de una secuencia y el eco que aparece, que sirve como señal de RM. Determina el contraste de la imagen.</i>
<b>Tiempo de Repetición (TR)</b>	<i>Tiempo comprendido entre dos impulsos de activación. Dentro del intervalo TR se realizan señales con uno o más tiempos de eco y con una o más codificaciones de fase (en función de la técnica de medición). TR es uno de los parámetros de medición que determinan el contraste.</i>
<b>Transformación de Fourier</b>	<i>Adquisición de imágenes: Procedimiento matemático para reconstruir una imagen a partir de los datos crudos. Espectroscopia de RM: Procedimiento para calcular los espectros de RM a partir de los datos de tiempo de RM.</i>



## **RESUMEN**

*Las técnicas de mantenimiento que se aplican a un equipo de obtención de Imágenes médicas por Resonancia Magnética (IRM), deben ser realizadas en orden y de manera periódica. El propósito principal de este documento, es diseñar técnicas que proporcionen una ayuda rápida y concisa para que el ingeniero que tenga a cargo el mantenimiento de un equipo de IRM, las implemente guiándose con los procedimientos planteados.*

*Para facilitar esta ayuda, el primer capítulo de este trabajo describe la física que se aplica a los estudios que se realizan con las máquinas de IRM. Es importante saber la secuencia en la que se desarrolla la obtención de información desde el cuerpo humano hasta el monitor que presentará una imagen para estudio médico. Toda la información descrita en el capítulo uno, fue tomada de libros de texto y documentos que contienen detalles de fenómenos físicos que se aplican a la Resonancia Magnética; dichos fenómenos, han sido, y siguen siendo, estudiados e investigados por distintos profesionales en la materia.*

*A partir de esos conceptos físicos fundamentales, el capítulo 2 describe los componentes de la máquina que están presentes para obtener estos fenómenos físicos. Por ejemplo, como se especifica en el primer capítulo, un campo magnético externo es producido por un imán tan grande que en su núcleo puede estar acostada una persona. Este es un de los componentes que se estudian en el capítulo 2.*

*Después de conocer la física y los componentes de la máquina, se puede conocer cuál es el mantenimiento que estas máquinas requieren. El tercer capítulo está dedicado al mantenimiento preventivo que debe realizarse, con énfasis en la periodicidad con que debe realizarse. Además, se explica cómo debe realizarse el proceso de monitoreo del comportamiento de uno y cada uno de los componentes del equipo. También se explica por qué durante la instalación de la máquina deben empezarse a tomar precauciones que resulten en la reducción de fallas en el futuro.*

*La descripción de los componentes de la máquina, que se desarrolla en el capítulo 2, lleva un orden lógico que se mantiene en los siguientes capítulos. Esto ayuda a mantener una relación entre la descripción de los componentes de la máquina y el mantenimiento que se debe realizar en cada uno de ellos.*

*Luego, en el capítulo 4 se describen ciertas fallas comunes en este tipo de máquinas, y se explica cómo obtener un diagnóstico certero de las mismas, para poder darles solución. Como resultado del mantenimiento preventivo, se reducen las fallas, las cuales pueden predecirse. No obstante, siempre se presentan fallas que deben corregirse. Es por eso que este capítulo versa sobre las fallas que deben ser corregidas en el campo.*

*Por último, en el capítulo 5 se hace mención de donde puede aplicarse un mantenimiento predictivo en este tipo de equipos para evitar llegar a contratiempos y pérdidas económicas.*



## **OBJETIVOS**

### **General**

*Diseñar técnicas de mantenimiento para equipos de IRM, partiendo del conocimiento de los principios de funcionamiento y de los componentes que conforman dichos equipos para implementarlas de manera metódica.*

### **Específicos**

1. *Comprender el principio de funcionamiento del equipo de IRM.*
2. *Conocer los componentes que conforman el equipo de IRM, para así poder identificarlos para seguir las técnicas de mantenimiento.*
3. *Aplicar correctamente las técnicas de mantenimiento preventivo en el sistema de enfriamiento del electroimán superconductor, para evitar pérdidas innecesarias de helio líquido.*
4. *Dar a conocer una idea clara de cómo se ilustra un artefacto en la imagen, pudiendo así determinar el origen de la falla.*
5. *Comprender lo fatal que puede ser un quench y entender las técnicas para evitarlo.*



## **INTRODUCCIÓN**

*La obtención de imágenes médicas por Resonancia Magnética aplica un principio físico, que básicamente hace girar los protones del núcleo del átomo de hidrógeno (se analiza el hidrógeno por tener mayor presencia en el cuerpo humano que los demás elementos) a una frecuencia fija que está en resonancia con un campo magnético externo aplicado al paciente. Lo esencial es excitar estos protones para inclinarlos y así estudiar las características del comportamiento en el momento de la relajación. Al relajarse los protones, se miden los parámetros, el tiempo de relajación e intensidad de la señal.*

*Primero deben alinearse los protones en una dirección fija. Para eso se utiliza un imán que alineará los protones en una sola dirección. Luego para excitarlos se les dispara un pulso de radiofrecuencia controlado el cual los inclinará el tiempo y veces que se requiera. Al regresar a su estado de reposo (alineados con el campo magnético) ya se habrá recibido la información suficiente para interpretar que cantidad de protones de hidrógeno había en la muestra. Con este dato se logra formar una imagen.*

*La imagen se forma en escala de grises a partir de la cantidad de hidrógeno (agua) que se encuentra en el área explorada. Para definir la posición de la imagen en el cuerpo humano se utilizan los campos magnéticos gradientes, que son formados por un electroimán que se activará puntualmente en el momento de la exploración.*

*El equipo de Resonancia Magnética requiere de un mantenimiento cuidadoso, es importante cumplirlo para evitar pérdidas económicas. Lo más crítico es el*

*mantener la calidad de la imagen ya que con base en esa imagen los médicos se auxilian para definir un diagnóstico médico en el ser humano. El mantenimiento debe realizarse dividiéndolo en tres componentes: preventivo, predictivo y correctivo. Todos responden al nombre que los califica, así el preventivo y el predictivo ayudan a reducir la necesidad de aplicar el correctivo.*

*Al poseer el conocimiento sobre los principios físicos básicos y los componentes de un sistema de IRM, se puede entender en qué consiste el mantenimiento de los equipos. Éste es muy importante para lograr un funcionamiento eficaz y obtener una buena calidad en las imágenes que se usan en medicina para hacer diagnósticos en el estudio del cuerpo humano.*

# **1. CONCEPTOS FÍSICOS APLICADOS A LA OBTENCIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS POR MEDIO DE RESONANCIA MAGNÉTICA**

## **1.1. Principios básicos de electromagnetismo aplicados**

*Para poder entender los principios físicos que se utilizan en la obtención de Imágenes médicas obtenidas por Resonancia Magnética (IRM), es importante revisar algunos de los conceptos de electricidad y magnetismo. Aunque no es muy relevante tener en mente las ecuaciones que se involucran, sí lo es contar con el concepto y las definiciones de los mismos. A continuación se detallan los temas que más han de mencionarse a lo largo del presente capítulo.*

### **1.1.1. Densidad de flujo magnético**

*Puede decirse que es la cantidad de líneas de flujo magnético que atraviesa cierta área. Se define con la siguiente ecuación:*

$$B = \mu_0 H$$

*Donde  $\mu_0$  representa la permeabilidad del espacio libre; es decir, donde no hay materia y es una constante.  $\mu_0$  tiene dimensiones y su valor definido para el espacio libre en Henrys por metro es de:*

$$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ Nt/Amp}^2$$

*Donde  $H$  representa la intensidad del flujo magnético. Es importante notar la diferencia entre  $H$  y  $B$ . Siendo  $H$  una fuerza magnética externa que se aplica a cierto cuerpo, mientras que  $B$  representa el campo magnético inducido dentro de cierta región o espacio. El campo magnético en cualquier punto en el espacio depende tanto de la distribución de corriente que genera este campo, como del tipo de materia que ocupa esta región en el espacio. Esto es lo que diferencia a  $H$  y  $B$ , ya que cuando no hay materia presente  $H$  y  $B$  son esencialmente equivalentes, excepto por el factor  $\mu_0$  que da las unidades de medida. Puesto que  $B$  es medido en Tesla (Newtons por amperio-metro en el sistema Internacional de medidas (SI)  $H$  es medida en Amperes por metro. En el sistema CGS  $\mu_0$  es adimensional, y se le asigna el valor de 1. Por lo tanto, en el Sistema CGS,  $B$  y  $H$  se miden con la misma unidad que es el Gauss, la cual era utilizada en la antigüedad, donde Tesla equivale a 10,000 Gauss.*

*Donde quiera que esté presente la materia, el campo inducido ( $B$ ) es generalmente diferente al campo aplicado ( $H$ ). Cuando  $H$  encuentra materia, ocurren diferentes interacciones electromagnéticas que provocan que las líneas de campo magnético se concentren o se dispersen. Este fenómeno resulta principalmente de la acción de electrones libres los cuales hacen circular corrientes y con ello inducen campos magnéticos internos dentro de la materia, que sirven ya sea para aumentar o para reducir la intensidad de campo que se aplica ( $H$ ).*

*A pesar de que donde hay materia la relación entre  $H$  y  $B$  es bastante compleja, puede aproximarse con la ecuación siguiente:*

$$B = \mu_0 \mu H$$

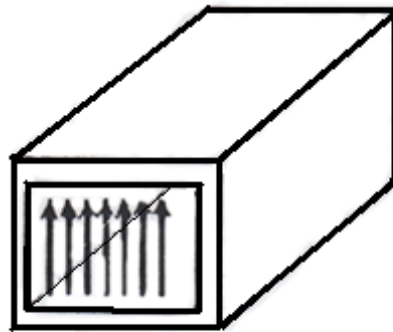
Donde  $\mu$  es un factor adimensional, conocido como permeabilidad del material. Cuando  $\mu$  es mayor que 1. El campo magnético se concentra más que en el vacío. Cuando  $\mu$  es menor que 1, se considera al campo magnético disperso o menos denso de la materia. Este tema será ampliado cuando se desarrollen los temas susceptibilidad magnética y propiedades magnéticas de la materia.

#### **1.1.1.1. Valores de densidad de flujo utilizados en equipos de obtención de imágenes médicas por Resonancias Magnética**

Se consideran tres tipos básicos de densidad de flujo: el de campo bajo, el mediano y el de campo alto. El bajo esta en el rango de 0.23T como máximo; los más comunes son 0.1T, 0.2T, 0.23T. Este tipo de electroimanes generalmente son resistivos. También los hay con imágenes permanentes, pero en la actualidad son poco competitivos ya que la calidad de imagen y el tiempo en obtenerlas depende mucho de la densidad del campo. Algunos de los electroimanes de campo bajo son abiertos, de modo que utilizan el sentido del campo de forma vertical como se muestra en la figura1 y no se encuentran, dentro del núcleo del electroimán, como sucede en los electroimanes de mediano y alto campo.

Los electroimanes de mediano campo son construidos con materiales superconductivos y el valor de densidad de flujo que utilizan es de 0,5T. Los electroimanes de mediano y alto campo son considerados cerrados, y la forma en la que se distribuyó las líneas del flujo se concentran en el núcleo del mismo, tal y como se muestra en la figura 2.

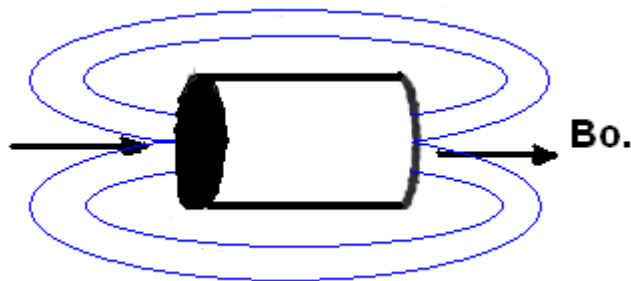
Figura 1. **Orientación vertical de  $B_0$ . generalmente se usa en electroimanes**



**$B_0$ .**

Fuente: elaboración propia, con programa de Paint.

Figura 2. **Orientación longitudinal de  $B_0$ . se encuentra a lo largo del núcleo del electroimán. Esta orientación es la que utilizan la mayoría de equipos de IRM**



Fuente: Picker. Basic MRI.p. 5.

Los electroimanes de campo alto son los que se encuentran con valores de 1,0T y más. El campo más alto usado para fines comerciales en la actualidad es de 1,5T. No obstante aunque este valor en los equipos de IRM es



considerado alto, en realidad resulta mediano. Si se compara con otros exploradores de imágenes que aún son experimentales y con imanes de aplicación comercial para otro tipo de uso. Espectrómetros de alta resolución que utilizan resonancia magnética nuclear (RMN), utilizados en laboratorios químicos, típicamente poseen campos más grandes que los que poseen los equipos de obtención de imágenes; usualmente utilizan entre 2,0T a 11,0T. Para tener una idea de que tan fuerte es este campo magnético puede compararse con los imanes que utilizan las grúas para levantar chatarra metálica, como los automóviles destruidos. Estas grúas utilizan un campo magnético de 1,5 T a 2,0 T; sin embargo; este campo es extremadamente no homogéneo, es decir, no es uniforme. En comparación con el campo que se encuentra en un refrigerador de casa, que es solamente de 10 militesla (mT) (100 Gauss), y con el campo magnético de la tierra, que es aún más pequeño – alrededor de 30 microtesla ( $\mu T$ ) en el ecuador y 70  $\mu T$  en los polos- puede tenerse una idea de que tan grande es el campo magnético que se utiliza en los equipos de IRM.

#### **1.1.1.2. Aplicación del campo magnético gradiente**

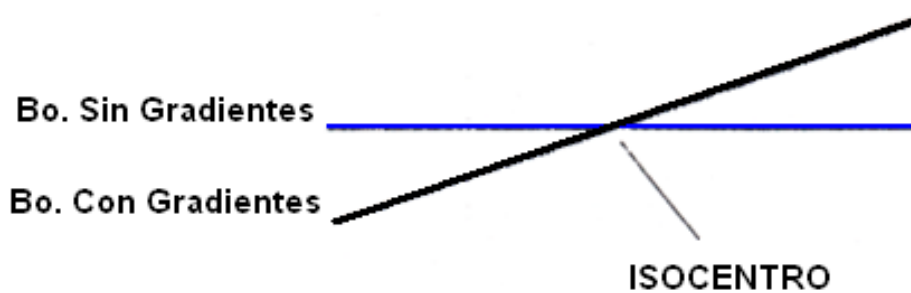
Cuando la intensidad o dirección del campo magnético varía de un punto a otro en el espacio se dice que existe un campo magnético gradiente. El gradiente no es más que un diferencial del campo con respecto al del espacio (en términos matemáticos:  $\partial B/\partial x$ ,  $\partial B/\partial y$  &  $\partial B/\partial z$ ); es decir, que si se mide el campo en un punto y luego se mide a un metro de distancia; en esta última posición se medirá un valor diferente comparado con el punto inicial.

Por definición, un campo magnético ideal y perfectamente homogéneo no contiene gradientes ( $B_0$ ). En equipos de IRM se logra homogenizar el campo de una manera lineal y luego se le aplican gradientes en los extremos para

poder definir un punto explorable que se denomina isocentro, tal y como se muestra en la figura 3.

Al campo magnético principal ( $B_0$ ) se le aplica pequeños campos en los extremos para variar la intensidad del mismo en este punto, y se deja el valor nominal en el isocentro. El propósito de variar el campo de esta manera es para poder definir un punto de exploración, ya que el sistema entrará en resonancia solamente en este punto y no a lo largo de todo el eje donde se encuentra  $B_0$ .

Figura 3. **Aplicación de gradientes al campo magnético  $B_0$ .**

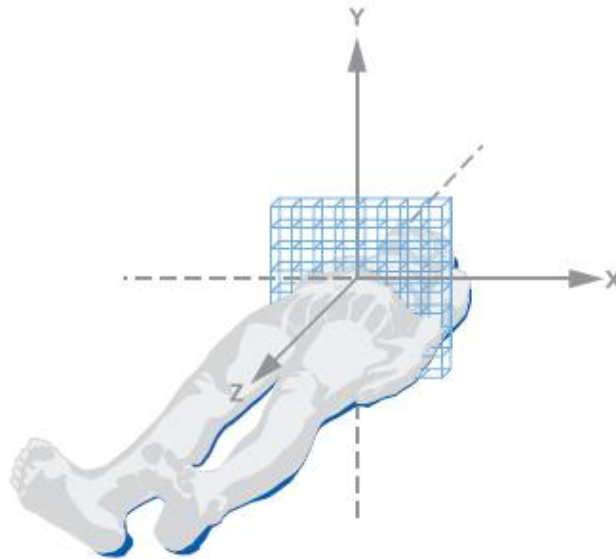


Fuente: elaboración propia, con programa de Paint.

El gradiente se aplica en los tres ejes: X, Y, Z, para poder definir el espesor, ancho y largo del corte de exploración que se hará en el cuerpo del paciente en estudio, como se representa en la figura 4.

Como medida convencional,  $B_0$  se encuentra en la dirección del eje Z. En los equipos que tienen a  $B_0$  en posición horizontal, el eje Z coincide con la posición del paciente (quien se encuentra acostado). El eje X es de izquierda a derecha y el eje Y se ubica en la misma dirección de la parte anterior a la posterior del cuerpo del paciente.

**Figura 4. Orientación de los gradientes en los ejes X, Y y Z con respecto a la posición del paciente**



Fuente: Siemens, *From the signal to the image*. p. 105.

### **1.1.1.3. Susceptibilidad magnética y propiedades magnéticas de la materia**

*La susceptibilidad magnética no es más que la medida en que llega a ser magnetizada la materia cuando se coloca dentro de un campo magnético externo.*

#### **1.1.1.3.1. Susceptibilidad magnética**

*Cuando se coloca materia dentro de un campo externo se dan interacciones electromagnéticas entre el campo y la materia. Los átomos de la materia, pueden analizarse con el modelo sencillo atómico que supone que existe un núcleo positivo rodeado de electrones, que giran en órbita elíptica*

alrededor del núcleo. Un electrón en órbita experimenta un par de torsión con el campo magnético externo. Este par tiende a alinear el campo magnético producido por el electrón en órbita con el campo magnético externo, el campo de todos los electrones se suma o se opone a la dirección del campo externo, lo que hace que las líneas de campo se dispersen o se concentren con la presencia de la materia. El efecto que produce la corriente de los electrones en órbita con el campo magnético externo internamente en la materia se conoce como magnetización ( $M$ ). Esta magnetización interna puede oponerse o sumarse al campo externo. Cuando la dirección de  $M$  es la misma que la del campo magnético externo, el campo efectivo en el objeto es aumentado; este aumento del campo magnético es conocido como para magnetismo. Por el contrario, cuando  $M$  se opone a  $B_0$ . El campo dentro de la materia es reducido, lo que se conoce como diamagnetismo. La susceptibilidad magnética se define con la siguiente ecuación:

$$\chi = M/H$$

Donde  $\chi$  es la susceptibilidad magnética,  $M$  la magnetización y  $H$  la intensidad del campo magnético; es decir, la magnetización dividida dentro de la intensidad del campo representa la susceptibilidad magnética.

#### **1.1.1.3.2. Propiedades magnéticas**

Las propiedades magnéticas de la materia son clasificadas en seis grupos, diamagnéticas, paramagnéticos, ferromagnéticos, antiferromagnéticos, ferrimagnéticos y superparamagnéticos.

Para analizar las propiedades de la materia debe tenerse en cuenta no sólo el campo que se genera con el movimiento del electrón en órbita, sino

*también el que se genera al rotar sobre su propio eje; esta rotación se conoce como espín del electrón. Los átomos que al combinar el campo magnético producido por el movimiento de los electrones y el producido por el espín electrónico tienen como resultado un campo neto igual a cero son los que integran el material diamagnético. Al aplicar un campo magnético externo a este tipo de materiales no se produce par de torsión sobre los átomos y en consecuencia no producirá campo magnético interno ni fuerza de atracción sobre el material.*

*Los materiales en cuyos átomos no se cancelan del todo los campos producidos por el espín y el movimiento orbital reciben el nombre de paramagnéticos. El átomo tiene un pequeño momento magnético, pero al combinarse las orientaciones aleatorias de todos los pares de los átomos en la materia, se obtiene un momento magnético promedio igual a cero. Es decir material no muestra efectos magnéticos en la ausencia de un campo magnético externo. Sin embargo, al colocar el material dentro de  $B_0$ , se verifica un par entre este campo y el de los átomos lo que provoca un pequeño aumento en el campo magnético interno del material.*

*En los materiales ferromagnéticos, cada átomo tiene un momento dipolar relativamente grande. Este momento se alinea paralelamente en grandes grupos de átomos conocidos como dominios. Un material ferromagnético virgen no presenta momento magnético, debido a que tiene dominios en direcciones opuestas lo que hace que presente un efecto de cancelación. Cuando se le aplica el campo externo  $B_0$ , todos los dominios que están en la misma dirección de  $B_0$  se fortalecen, lo que hace que el material se magnetice y al eliminar a  $B_0$  no se logra un alineamiento de dominios completamente aleatorio y un campo residual permanece en la estructura macroscópica. El hecho de que el momento magnético del material sea diferente después de retirarle el campo*

*externo o de que el estado magnético del material sea función de su historia magnética, se le llama histéresis.*

*Los materiales antiferromagnéticos también tienen fuertes momentos magnéticos, solo que en estos materiales los momentos entre átomos se alinean en forma antiparalela, su momento magnético neto es cero y al aplicarle un momento magnético externo presentan una ligera variación.*

*Las sustancias ferrimagnéticas también tienen la alineación de los momentos de átomos de forma antiparalela, solo que estos momentos no son iguales, por lo que presenta una respuesta al aplicarle  $B_o$ , aunque esta respuesta no es tan grande como en los ferromagnéticos. Esta característica hace que su aplicación sea útil en transformadores ya que presentan mayor resistencia que los ferromagnéticos, lo que da como resultado corrientes inducidas mucho menores en el material.*

*Los superparamagnéticos son materiales compuestos de un conjunto de partículas ferromagnéticas que se encuentran en una matriz no ferromagnética. Los dominios de cada partícula no pueden penetrar a la adyacente ya que se le interpone una matriz la que define y ordena la orientación del campo. Un ejemplo de este tipo de material son las cintas magnéticas utilizadas para grabaciones de audio y video. En la tabla I pueden verse ejemplos de todos los materiales tratados anteriormente.*

**Tabla I. Propiedades magnéticas de los materiales**

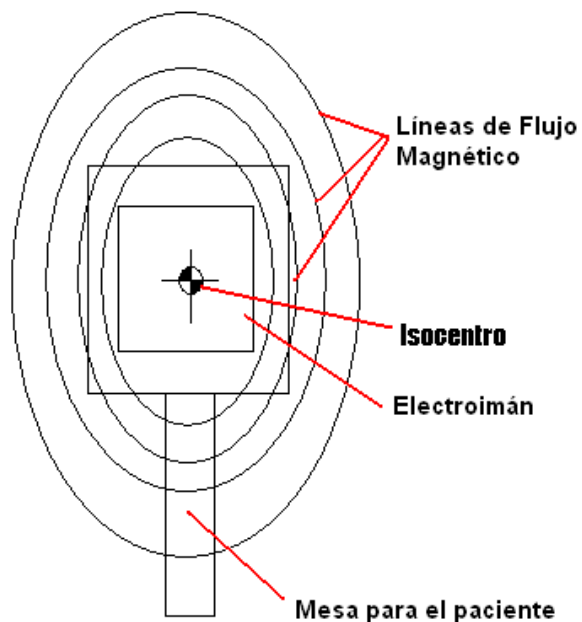
<i>Propiedad magnética</i>	<i>Dirección de M con respecto a B<sub>0</sub>.</i>	<i>Susceptibilidad Magnética relativa (<math>\chi</math>)</i>	<i>Ejemplo de algunos materiales</i>
<i>Diamagnetismo</i>	<i>Opuesto</i>	<i>-1</i>	<i>Agua, hielo, gases inertes, cloruro de sodio, cobre, oro, silicio, germanio y azufre.</i>
<i>Paramagnetismo</i>	<i>Paralelo</i>	<i>+10</i>	<i>Potasio, oxígeno, tungsteno, cloruro de erbio, óxido de neodimio y óxido de itrio.</i>
<i>Ferromagnetismo</i>	<i>Paralelo</i>	<i>+25,000</i>	<i>A temperatura ambiente: hierro, níquel y cobalto. A bajas temperaturas: gadolinio y disprosio.</i>
<i>Antiferromagnetismo</i>	<i>Antiparalelo</i>	<i>-----</i>	<i>Óxido de manganeso.</i>
<i>Ferrimagnetismo</i>	<i>Antiparalelo</i>	<i>-----</i>	<i>Magnetita de óxido de hierro, ferrita de níquel-zinc y ferrita de níquel.</i>
<i>Superparamagnetismo</i>	<i>Paralelo</i>	<i>+5,000</i>	<i>Cintas magnéticas para grabación</i>

*Fuente: elaboración propia.*

#### 1.1.1.4. **Importancia de la quinta línea de flujo magnético, conocida como línea 5 de Gauss**

*El flujo magnético que genera el electroimán en un equipo de IRM se distribuye alrededor del isocentro del electroimán en forma de elipses concéntricas, como se muestra en la figura 5. En esa figura se asume que el campo es homogéneo y las condiciones son ideales.*

**Figura 5. Distribución del flujo magnético alrededor del isocentro del electroimán**



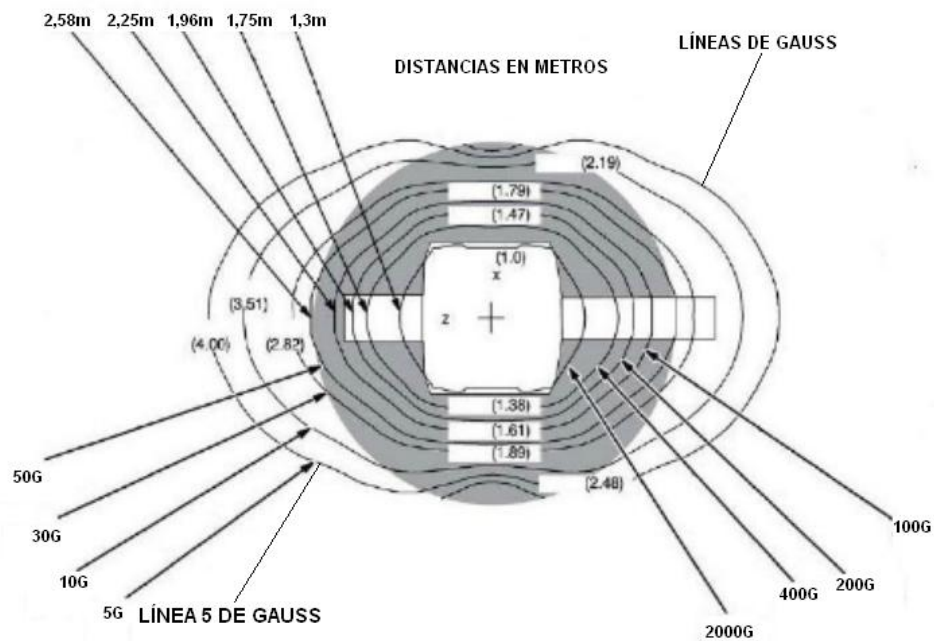
*Fuente: elaboración propia, con programa de Paint.*

*El flujo magnético es más intenso cerca del isocentro del electroimán, esto implica que mientras más cerca se esté del mismo, más fuerza de atracción*



puede ejercer a materiales ferromagnéticos. Las líneas de flujo se numeran desde la más externa a la que se está en el isocentro. La distancia entre ellas varía de acuerdo a como se concentran cerca del mismo. Es por eso que la línea 5 de Gauss es importante en equipos de IRM, ya que a partir de esta línea la densidad de flujo es mucho mayor de modo que puede atraer objetos ferromagnéticos con tal fuerza que puede provocar accidentes fatales. En la siguiente figura se muestra como se distribuye y a qué distancia se encuentra la línea 5 en un equipo de campo alto (1,5 Tesla).

**Figura 6. Distancia a la que se encuentra la línea 5 de Gauss para equipos de 1,5T**

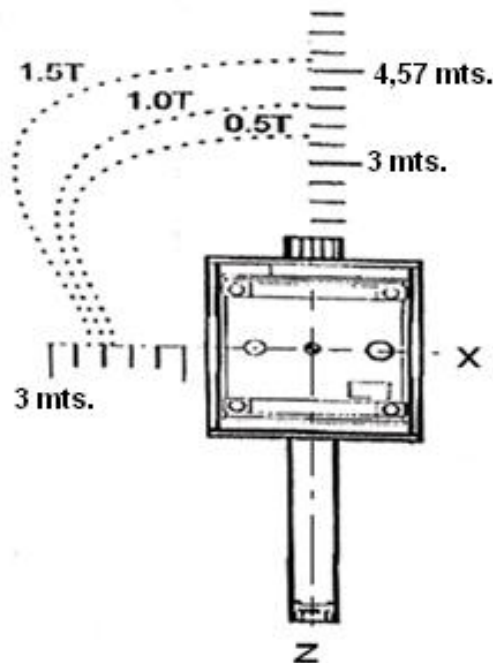


Fuente: General Electric, 1,5T. p. 5.

Mientras más grande es la intensidad de  $B_0$ , mayor es la distancia a la que se encuentra la línea 5; a partir de esta distancia empieza el área

restringida al público sin tomar las debidas precauciones. Personas con implantes de marcapasos pueden sufrir variación en su frecuencia cardíaca, el personal de mantenimiento no debe usar herramientas ferrosas cerca de esta área, ya que una herramienta suelta se convierte en un peligroso proyectil, al igual que el personal médico que debe tener cuidado de no llevar tijeras o cualquier otro objeto ferroso. Objetos magnéticos más grandes (cilindros de oxígeno por ejemplo) pueden ser atraídos por el campo magnético y puede que atrapen a una persona contra el electroimán. En la figura 7 se muestra una comparación de la distancia a la que se encuentra la línea 5 de gauss para equipos de 0,5T, 1,0T y 1,5T.

Figura 7. **Comparación de distancia a la que se encuentra la línea 5 de Gauss para electroimanes con blindaje activo**

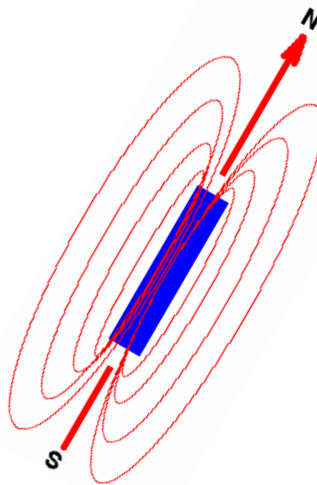


Fuente: Picker, Asset 0,5T. p. 6.

### 1.1.2. Concepto de dipolo magnético

El concepto de dipolo magnético se utiliza para explicar cómo emana el campo magnético desde una molécula individual, un átomo e incluso de fuentes subatómicas (electrones, protones, iones). El modelo convencional se puede representar por una pequeña barra magnética, la cual tiene el polo norte y el sur funcionando como una fuente puntual de campo magnético el cual se dirige de norte a sur y tiene como resultado el vector  $\mu$  que representa el momento del dipolo magnético, (ver figura 8).

Figura 8. Representación del dipolo magnético



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 9.

A diferencia de las propiedades eléctricas de las partículas su propiedad magnética no puede dividirse en dos polos, es decir, no existen monopolos magnéticos. Desde las moléculas hasta la forma indivisible de la materia,

constituye un dipolo magnético. Si por ejemplo en la figura 7 se partiera la barra por la mitad, se obtendrán dos dipolos magnéticos.

*Esta característica magnética de las partículas es la que se aprovecha para llegar a obtener información de las moléculas del cuerpo en equipos de IRM.*

## **1.2. Definición de Resonancia Magnética Nuclear (RMN)**

*La RMN al igual que los equipos de rayos X, obtiene imágenes de partes del cuerpo humano de una forma no invasiva; es decir, que se puede obtener información de partes internas del cuerpo sin realizar intervenciones quirúrgicas. Para obtener imágenes por rayos X, es necesario atravesar el cuerpo del paciente con radiación, para que la imagen quede impresa en la placa radiográfica, mientras que en RMN, el cuerpo es influenciado por pulsos de radio frecuencia (RF); las señales resultantes irradiadas desde el cuerpo son usadas por los equipos de RMN para formar la imagen que los términos de RMN pueden definirse de la siguiente manera:*

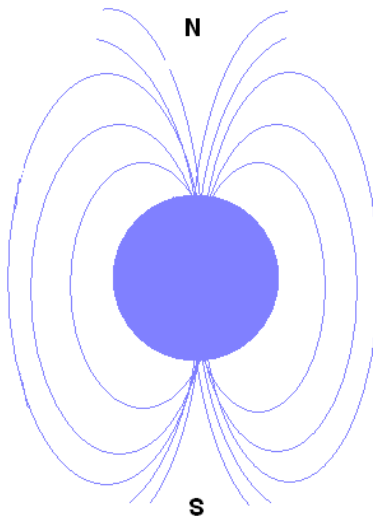
- *Resonancia: el movimiento giroscópico de ciertos átomos a una frecuencia particular en un campo magnético externo.*
- *Magnética: el movimiento magnético de ciertos átomos en un campo magnético externo. Este movimiento define como momento del átomo o spin.*
- *Nuclear: se define al núcleo del átomo en cuestión, ya que allí se encuentran los protones del átomo. Estos protones son los que van a ser excitados con el pulso de RF.*

*El efecto de RMN es más conocido como Imágenes por Resonancia Magnética (IRM). Por los que le llamaré IRM de aquí en adelante.*

**1.3. Características magnéticas de los átomos que son aprovechadas para la obtención de imágenes médicas obtenidas por resonancia magnéticas**

*El núcleo de los átomos se compone de protones y neutrones. Los protones tienen su propio campo magnético y son como pequeños dipolos como se muestra en la siguiente figura:*

**Figura 9. Líneas de flujo que se forman en el protón debidas a su propio campo magnético**



*Fuente: Picker. Basic MRI. p. 10.*

*Además de tener su propio campo magnético, los protones también tienen un momento de giro angular. La diferencia de este movimiento angular es una*

*característica propia de los protones de algún elemento y se conoce como frecuencia de resonancia del protón.*

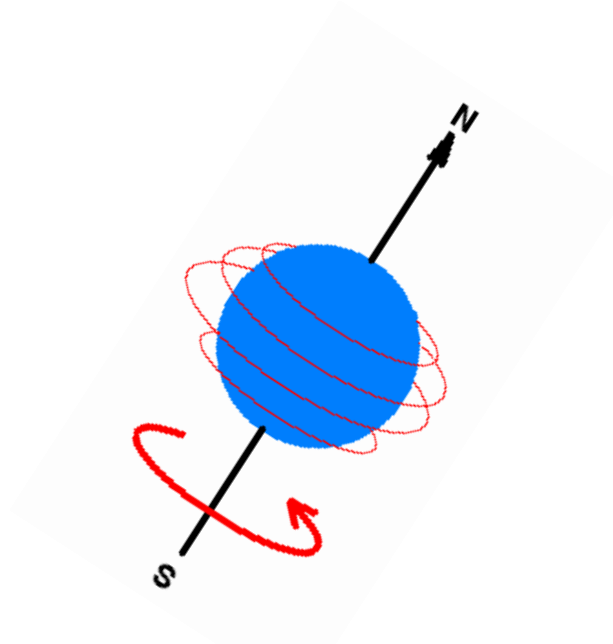
*Los átomos de hidrógeno no muestran características magnéticas a pesar de que los protones sí las tienen; esto se debe a que la dirección de los campos de cada protón es aleatoria, lo que hace que se cancelen entre sí, y se obtenga un campo magnético neto igual a cero.*

*Estas características son aprovechadas por equipos de IRM al momento de aplicarse un campo magnético externo ( $B_0$ ) logrando alinearlos, similar a la alineación de la aguja de una brújula con el campo magnético de la tierra. Estos protones que se alinean son los que producirán la señal de IRM que se utiliza para crear las imágenes médicas.*

### **1.3.1. Spin o momento magnético de los átomos**

*La mayoría de los núcleos de los átomos poseen una propiedad llamada Spin, la cual es la base del magnetismo nuclear. En la figura 10 se muestra el núcleo girando alrededor de su propio eje. Ya que el núcleo atómico tiene carga, el movimiento en Spin produce un momento magnético ( $\mu$ ) que se da en la misma dirección del eje Spin. El momento magnético actúa similar a una barra magnética con sus polos magnéticos norte y sur. La fuerza de este momento magnético es una propiedad del tipo de núcleo, y determina la sensibilidad de detención. Mientras más fuerte sea la magnitud del momento magnético, más fácil será para los equipos de IRM detectar los protones.*

Figura 10. **Spin del protón girando alrededor del eje magnético**



Fuente: Picker. Basic MRI. p.13

### 1.3.2. **Átomos útiles para estudios de imágenes médicas por resonancia magnética**

*El propósito es obtener abundante información desde el cuerpo humano y también utilizar protones con un fuerte Spin. Existe una regla general para saber que átomos poseen Spin en sus núcleos. Se dice que tienen Spin los átomos que poseen número par de protones y número impar de neutrones. No tienen Spin los núcleos de átomos que tienen número impar de protones y número impar de neutrones. Cuando el número de protones y neutrones es par, regularmente no tienen Spin, excepto algunos casos. En la siguiente tabla se muestra algunos ejemplos de átomos biológicamente útiles:*

Tabla II. **Ejemplo de átomos biológicamente útiles**

<b>Átomo</b>	<b>Número de protones</b>	<b>Número de neutrones</b>
${}^1_1\text{H}$	PAR	IMPAR
${}^{13}_6\text{C}$	IMPAR	PAR
${}^{31}_{15}\text{P}$	PAR	IMPAR
${}^{14}_7\text{N}$	PAR	PAR (excepción)
${}^{15}_7\text{N}$	PAR	IMPAR
${}^{33}_{16}\text{S}$	IMPAR	PAR
${}^{19}_9\text{F}$	PAR	IMPAR
${}^2_1\text{H}$	PAR	PAR (excepción)

Fuente: elaboración propia.

### **1.3.3. Utilización de los protones de hidrógeno**

Los átomos que son aprovechados biológicamente son los que tienen presencia abundante dentro del cuerpo humano; ya que éste está compuesto aproximadamente del 70% de agua ( $\text{H}_2\text{O}$ ). El átomo de interés para la IRM es el hidrógeno por su abundante presencia en el tejido humano.

Ya que el Spin es la propiedad de los protones que más interesa para formar imágenes con equipos de IRM, también se aprovecha el hecho de que el núcleo del átomo de hidrógeno posee el momento magnético más intenso, lo

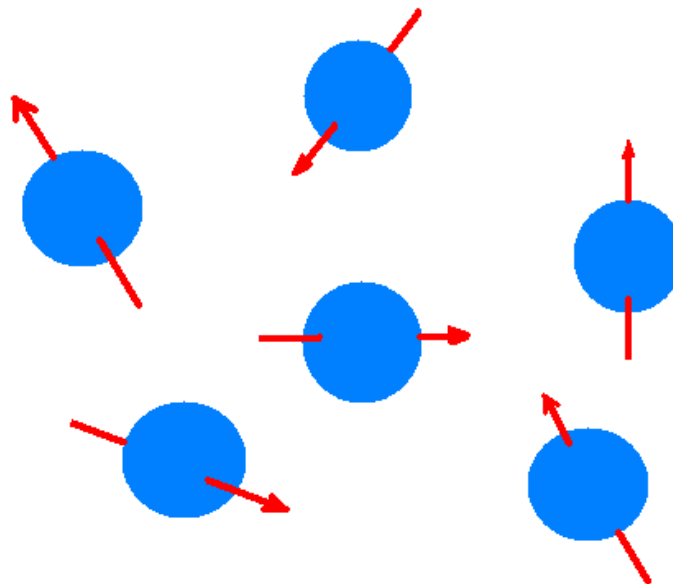


cual, junto con la abundancia biológica de hidrogeno, lo hace el núcleo a elegir en IRM.

#### 1.3.4. **Aplicación de un campo magnético externo para alinear protones**

Se proporciona una idea de cómo luce un conjunto de protones sin campo magnético externo ( $B_0$ ) con la siguiente figura:

Figura 11. **Distribución aleatoria de un conjunto de protones dentro de una molécula**

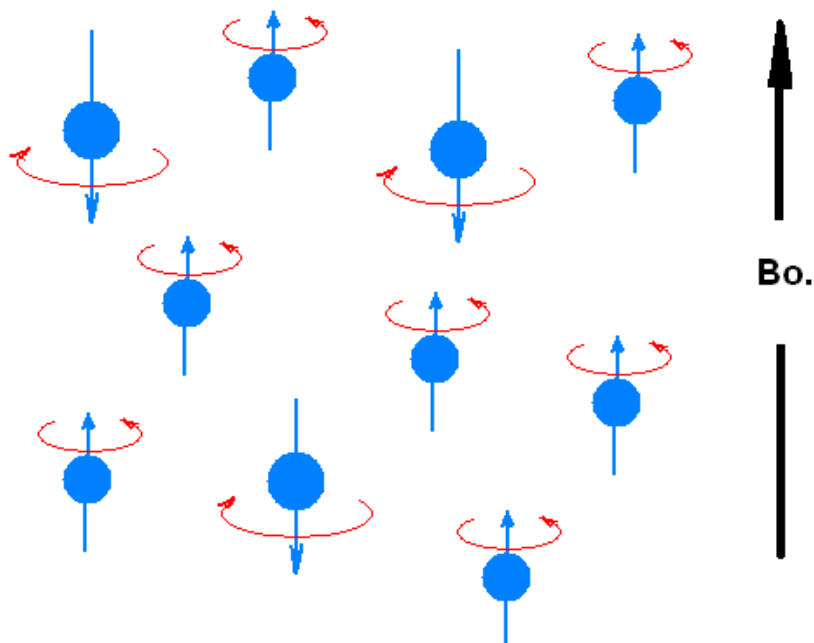


Fuente: Picker. Basic MRI. p. 14.

Los momentos magnéticos se distribuyen aleatoriamente sin presentar una dirección única. Sin embargo, si se le aplica  $B_0$ , hay una tendencia de los momentos magnéticos individuales, a alinearse con  $B_0$ , tal y como lo harían

imanes en forma de barra. El momento magnético nuclear puede adoptar dos posibles orientaciones y definir dos grupos de Spin. La mayoría de protones se alinean en la misma dirección de  $B_0$ . Los que se alinean en dirección opuesta es un pequeño grupo que se encuentra en un nivel más alto de energía y es por eso que pueden oponerse a  $B_0$ .

Figura 12. **Protones de hidrógeno alineados paralela y antiparalelamente (sentido contrario a  $B_0$ .) con un campo magnético externo aplicado  $B_0$ .**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 14.

El campo resultante será el campo producido por los protones alineados en la misma dirección de  $B_0$ , menos el que está alineado en la dirección opuesta. Debido a que un número más grande de protones están alineados en la misma dirección de  $B_0$ , el campo neto de la muestra estará en la misma

*dirección del campo magnético externo. También, ya que los que se oponen tienen un nivel de energía más alto, es preferible utilizar los de menor energía para poder trabajarlos con menos energía aplicada.*

*Los protones que se alinean en la misma dirección son los que producen la señal que se utiliza para crear imágenes por IRM. A campos externos más grandes mayor es el número de protones que se alinea; por lo tanto, el aumentar  $B_0$ . Aumenta la señal que recibe el equipo de IRM.*

### **1.3.5. Definición de relación giromagnética y de frecuencia de Larmor**

*Relación giromagnética es el término que se usa para describir la relación entre el momento magnético y el momento mecánico del núcleo y está representada por el símbolo  $\gamma$ . Esta relación varía en función de la masa y las características de cada átomo. La relación giromagnética es una constante para cada átomo, la siguiente tabla muestra algunos ejemplos:*

**Tabla III. Relación giromagnética para algunos átomos de interés**

<b>ELEMENTO</b>	<b>RELACION GIROMAGNÉTICA(<math>\gamma</math>) Hz/Gauss</b>
<i>Hidrógeno</i>	<i>4257</i>
<i>Fósforo</i>	<i>1723</i>
<i>Sodio</i>	<i>1126</i>
<i>Carbono</i>	<i>1070</i>

*Fuente: elaboración propia.*

Conociendo la relación giromagnética ( $\gamma$ ), es posible calcular la frecuencia de Larmor ( $\omega_0$ ). Ya que interesan los protones del hidrogeno, calcularla, para las tres distintas intensidades de campo magnético más usadas en IRM será de la siguiente forma:

Donde:

$$10T = 10000 \text{ Gauss y } (\omega_0) = -\gamma B_0.$$

Para 0,5T:  $\omega_0 = 4257 \text{ Hz/Gauss} \times 0,5T = 21,285 \text{ MHz}$ .

Para 1,0T:  $\omega_0 = 4257 \text{ Hz/Gauss} \times 1,0T = 42,570 \text{ MHz}$ .

Para 1,5T:  $\omega_0 = 4257 \text{ Hz/Gauss} \times 1,5T = 63,855 \text{ MHz}$ .

La importancia de la frecuencia de Larmor reside en que los equipos de IRM son construidos para trabajar con campos magnéticos fijos, como los mencionados anteriormente (0,5 T, 1,0T y 1,5 T) y esta frecuencia es la que se va a utilizar para excitar a los protones de hidrógeno, siendo que el campo magnético externo es fijo, para que entre en resonancia debe utilizarse la frecuencia correspondiente a la intensidad del campo.

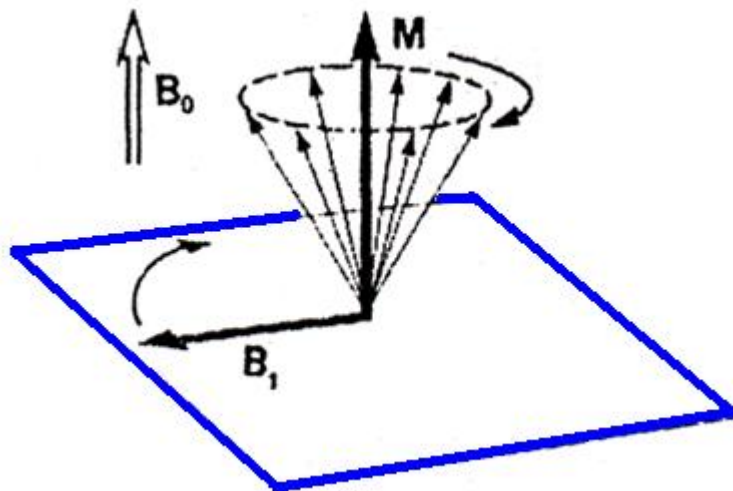
### **1.3.6. Aplicación de pulso de Radio Frecuencia para girar protones**

Para obtener la señal de IRM, los protones que se encuentran alineados con  $B_0$  son excitados con un pulso de radio frecuencia (RF) adecuado al campo  $B_0$ . Antes de que se aplique el pulso de RF, los protones están en posición de equilibrio y girando alrededor de su eje (Spin) mientras están

alineados con  $B_0$ . La energía del pulso de RF debe estar a la frecuencia de Larmor que coincide con  $B_0$ . Pulsos de RF a otra frecuencia no provocan ningún efecto.

El término resonancia implica absorción y disipación de energía alternativamente. La absorción de energía es causada por perturbación de la RF, y la disipación de energía es dada por el proceso de relajación de los protones. La radiación del pulso de RF, como todas las radiaciones electromagnéticas, posee componentes de campo magnético y eléctrico, por lo que se considera al pulso de RF como otro campo magnético ( $B_1$ ), perpendicular a  $B_0$ . Cuando se aplica la RF, el vector neto de magnetización que producen los protones se ve atraído por  $B_1$ , lo que hace que este vector empiece a inclinarse con respecto a  $B_0$ , manteniendo siempre su Spin, como se muestra en la siguiente figura:

Figura 13. **Las flechas menos intensas representan a los protones que empiezan a inclinarse  $90^\circ$  con respecto a  $B_0$ . debido a la atracción de  $B_1$ .**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 42.

*Si el pulso de RF solo se aplica por un corto período de tiempo, los protones se inclinarán cierto ángulo con respecto al eje de  $B_0$ .; este ángulo de inclinación es proporcional a la magnitud y duración del pulso de RF. Más adelante se muestra que este ángulo a  $90^\circ$  y a  $180^\circ$  es de especial importancia en IRM.*

#### **1.4.      *Cómo se desarrolla la señal obtenida para formar una imagen***

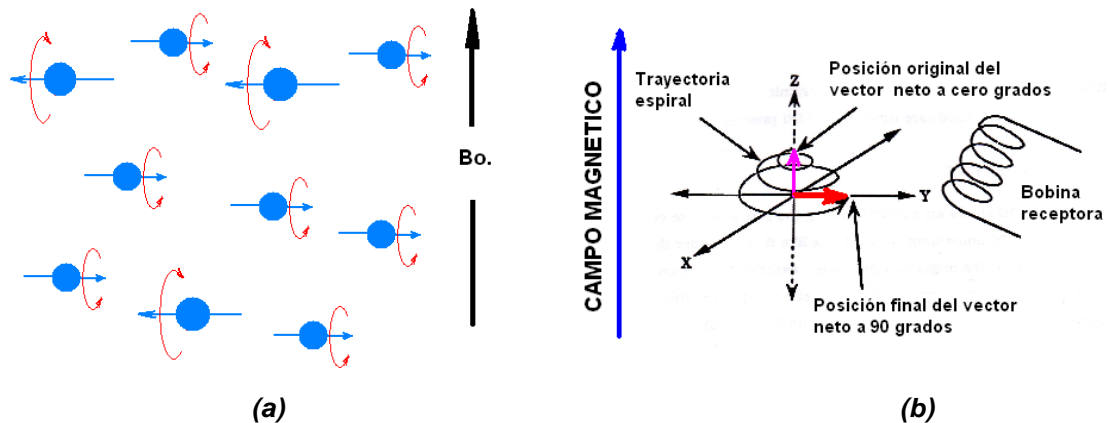
*Cuando el grupo de protones se relaja, emite una señal de radio frecuencia por disipación. Esta señal es recibida por una antena en forma de bobina. La magnitud y frecuencia de esta señal servirán para saber la densidad de protones de hidrogeno (es decir la cantidad de los mismo) y así poder interpretar el tipo de tejido del cuerpo que se está explorando.*

##### **1.4.1.      *Cómo se forma la señal amortiguada inducida (FID)***

*Se considera que al grupo de protones se le aplica un pulso de RF que los incline  $90^\circ$  con respecto al vector de  $B_0$ . Como se muestra en la figura 14.*

*Al retirar la energía de RF los protones tenderán a alinearse nuevamente con  $B_0$ . debido al proceso de relajación. La ley de Faraday dice que un campo magnético variable inducirá una corriente en una bobina de alambre. Como se muestra en a figura 13b la colocación de la bobina recibirá la máxima señal cuando el conjunto de protones este a  $90^\circ$  con respecto al campo magnético externo.*

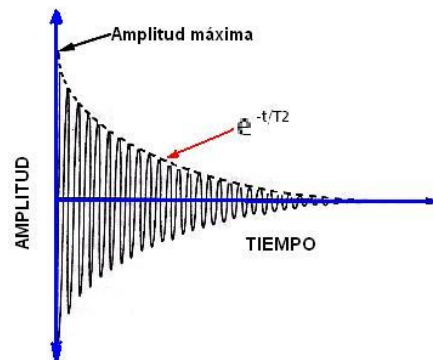
Figura 14. (a) **Protones inclinados a 90° de  $B_0$ .** (b) **Vector resultante de protones girando a 90° y bobina que recibe la señal**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 22.

Conforme vaya alcanzando la posición de relajamiento, la señal se irá debilitando. Esta señal que se induce es una señal amortiguada, y cae de forma exponencial. La señal es senoidal y su frecuencia es la frecuencia de Larmor, la cual se muestra en la figura 15.

Figura 15. **Señal que induce los protones al regresar a su posición de equilibrio: es máxima a 90° y disminuye exponencialmente conforme regresa a alinearse con  $B_0$ .**



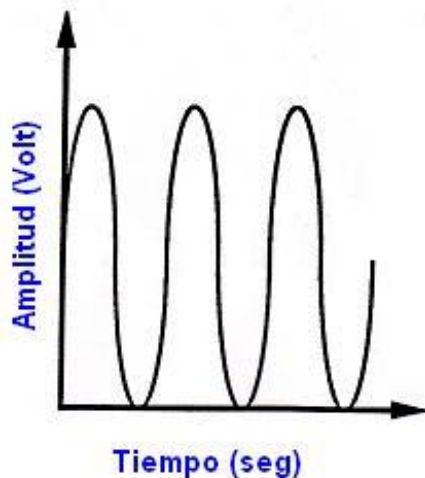
Fuente: Picker. Basic MRI. p. 32

Es importante notar que conforme los protones se relajan, también siguen rotando alrededor de  $B_0$ , teniendo el conjunto de protones un recorrido en espiral, al acercarse al eje X viniendo del eje Y en un sistema de coordenadas tridimensional. Esta idea ayudará a entender los parámetros que servirán para formar la IRM.

#### 1.4.2. **Aplicación de la transformada de la Fourier a la señal obtenida**

La señal amortiguada recibida por la bobina se procesa usando la transformada de Fourier. La transformada de Fourier es un proceso matemático que convierte una señal de formato amplitud- tiempo al formato de amplitud-frecuencia. Por ejemplo, una señal senoidal en formato amplitud- tiempo se vería en el osciloscopio así:

Figura 16. **Onda senoidal en el dominio del tiempo**

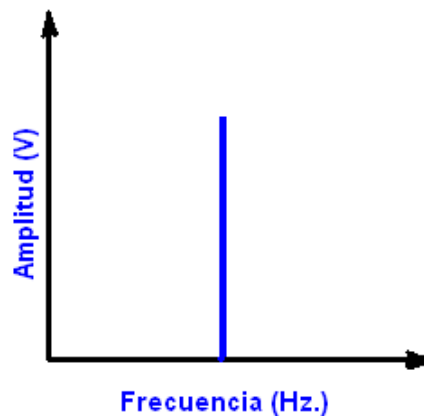


Fuente: elaboración propia, con programa de Paint.



Mientras que en dominio de la Frecuencia, el eje X se convierte en la frecuencia y el eje Y sigue siendo la Amplitud, como se muestra en la figura 17. La transformada de Fourier cambia la primera forma que corresponde a la figura 16, a la segunda forma que es la figura 17.

Figura 17. **Onda senoidal en el dominio de la frecuencia; transformada por Fourier**



Fuente: elaboración propia, con programa de Paint.

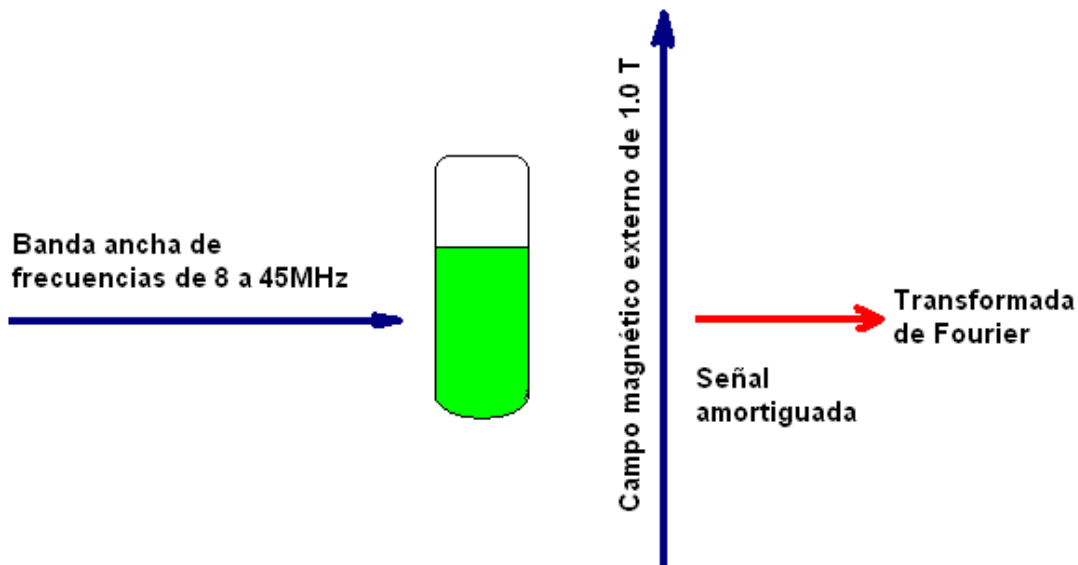
Cuando a una señal senoidal se le aplica la transformada de Fourier, el resultado es una línea vertical en el dominio de la frecuencia. La amplitud de esta línea, corresponde a la amplitud de la onda senoidal en el dominio del tiempo y su posición en el eje X depende de la frecuencia de la onda senoidal.

La base para la formación de una imagen es la respuesta de la magnetización transversal que depende de la frecuencia. Por eso es necesario transformar la señal al dominio de la frecuencia.

### 1.4.3. **Espectroscopía en Resonancia Magnética**

Se refiere a una forma de IRM que es usada por la industria química para determinar la composición química de una muestra. En la figura 18 se representa una muestra desconocida puesta dentro de un campo magnético de 1.0T. La muestra es excitada por una banda ancha de señales de RF que contiene un rango amplio de frecuencias.

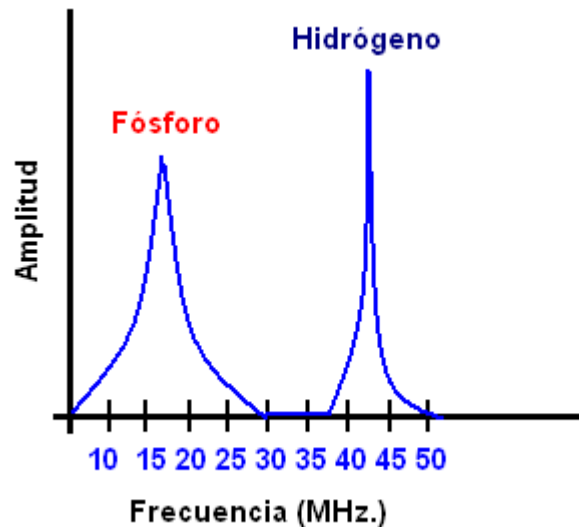
Figura 18. **Muestra desconocida colocada dentro de un espectrofotómetro**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 20.

La señal recibida, es una señal amortiguada que cae exponencialmente, la cual es transformada por Fourier para proporcionar la curva ploteada en el dominio de la frecuencia, como se muestra en la figura 19. La transformación por Fourier muestra dos picos que corresponden a la frecuencia de Larmor para el fósforo y para el hidrógeno.

Figura 19. **Ploteo de curvas en el dominio de la frecuencia para fósforo y el hidrógeno**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 20.

Como puede verse en la escala de la gráfica, la frecuencia del pico que representa al hidrogeno se encuentra entre 40 y 45 MHz. Es posible calcular la frecuencia de Larmor para ambos elementos con la ecuación anotada ( $\omega_0 = -\gamma B_0$ ) para 1,0 T y el valor de  $\gamma$  que puede verse en la tabla III de la sección 1.3.5.

Para el hidrógeno:  $\omega_0 = 4257 \text{ Hz/ Gauss} \times 10\,000 \text{ Gauss} = 42,57 \text{ MHz}$ .

Para el fósforo:  $\omega_0 = 1723 \text{ Hz/ Gauss} \times 10\,000 \text{ Gauss} = 17,23 \text{ MHz}$ .

La amplitud de cada pico indica la proporción relativa de los elementos en la muestra. La diferencia entre el uso de resonancia magnética es espectroscopía y obtención de imágenes es que en IRM también se usa toda la señal obtenida para evaluar el contenido de la muestra sin obtener información

espacial, en IRM se decodifica la posición de la muestra por medio de los campos magnéticos gradientes para producir imágenes.

#### **1.4.4. Conceptos de relajación en T1, T2 y T2\***

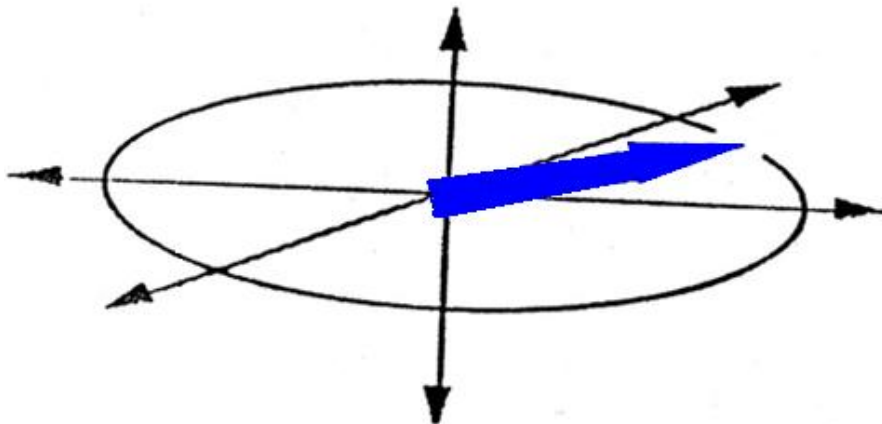
*Al aplicar el pulso de RF al conjunto de protones, estos son inclinados a 90° atraídos por la energía del pulso RF. Estos protones se inclinan en un solo grupo que forma un vector resultante. Cuando el pulso de RF se apaga, los protones tienden a ser atraídos por el vector del campo externo  $B_0$ . y también se da una interacción magnética dentro de los campos de cada protón, que se repelen mutuamente. Estas dos relajaciones (o equilibrio magnético) se dan en distintos tiempos; la duración de estos fenómenos son los tiempos que servirán a la IRM para analizar la señal de la muestra.*

*La relajación en T1 (tiempo 1) se define como la medida de tiempo que tarda un protón individual para relajarse, desde su estado de excitación a su posición de equilibrio. Este tiempo de relajación es característica de los protones. Los tiempos T1 y T2 han sido planteados para obtener curvas de varios elementos del cuerpo (sangre, materia blanca, materia gris, etc.). Estas curvas ayudan a los médicos a seleccionar protocolos que pueden resaltar ciertas áreas del cuerpo que sean de interés para el estudio.*

*La caída exponencial de la señal amortiguada es resultado de la interacción entre protones, y también resultados de la relajación de los mismos de regreso a su posición de equilibrio. Esta interacción entre protones es conocida como relajación en T2. T2 es el tiempo que tardan los protones entre sí, en distribuirse y separarse hasta estar en equilibrio magnético con respecto de la interacción de sus propios campos magnéticos, mientras que T1 es el equilibrio con respecto a  $B_0$ .*

La relajación en T2 de los protones, es entonces resultado de desfase entre protones de un mismo elemento. Mientras que el tiempo transcurre los protones empiezan a alejarse uno del otro, lo que resulta en un vector neto en dirección a la bobina que recibe la señal. La figura 20 muestra un vector magnético resultante cuando los protones están excitados por el pulso de RF y en la figura 21 se demuestra como empiezan a desfasarse por relajación los protones alejándose uno del otro hasta alcanzar el equilibrio.

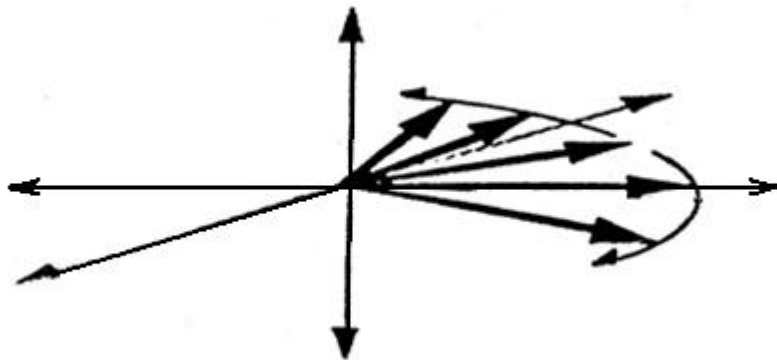
**Figura 20. Vector resultante de los protones que en este momento aún están siendo excitados por el pulso de RF**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 33.

Debido a que T2 mide la relajación entre el Spin de los protones, se le conoce como Magnetización Transversal o Relajación Spin-Spin. El tiempo de relajación en T2 es mucho más pequeño que de T1; es aproximadamente una décima de T1 para cada muestra. Los protones se desfasan en un período de tiempo mucho más corto comparado con el tiempo que tardan en relajarse a la posición final del equilibrio.

Figura. 21. **Interacción de los campos magnéticos de cada protón en la ausencia del pulso de RF**



Fuente: Picker. Basic MRI. p.33

La relajación en  $T2^*$  es similar a  $T2$ , excepto que  $T2^*$  no es característica de la muestra.  $T2^*$  resulta del desfase real entre protones, ya que el campo externo de la máquina no es perfectamente homogéneo y también interfieren los campos magnéticos gradientes, la relajación en  $T2^*$  es resultado del desfase de los protones en diferentes puntos de la muestra desfasándose a distintos tiempos, debido a los distintos campos magnéticos vistos por ellos. Esto hace a  $T2^*$  mucho menor aún comparado con  $T1$  y menor a  $T2$ .  $T2^*$  describe el decaimiento de la señal debido a la combinación de la relajación Spin-Spin y a la nohomogeneidad de  $B_0$ .

#### 1.4.5. **Definición de los tiempos TR y TE**

TR y TE son Tiempo a Repetir y Tiempo de Eco respectivamente. El Tiempo a Repetir (TR) es el tiempo que hay entre el principio de una secuencia de pulso de RF y el principio de la siguiente secuencia. Para obtener mejor información de la misma muestra se le envían varios pulsos de RF consecutivamente, el Tiempo de Repetir es el tiempo que se dará para repetir el

*siguiente pulso. Como se verá más adelante, al variar estos tiempos se obtiene la información deseada de la parte a explorar. El TR puede variarse de la forma que se puede dejar que los protones se relajen totalmente, o se pueden excitar nuevamente antes de que se relajen totalmente, lo que dará distintos resultados en la imagen obtenida.*

*El Tiempo de Eco (TE) es el tiempo que hay entre la mitad del pulso de RF a la mitad del tiempo de muestreo; es decir, el tiempo que hay desde que se da el valor máximo de transmisión de RF al momento en que se da el valor máximo de la señal de inducción o eco que retorna al relajarse los protones. Más adelante se verá un diagrama de tiempo para entender mejor el TE.*

#### **1.4.6. Efectos que produce el tiempo en que se toma la muestra de la señal inducida**

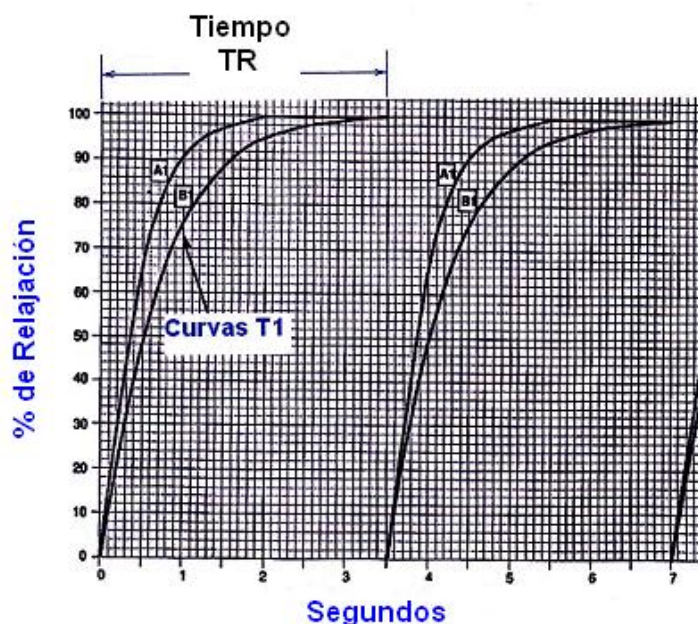
*A continuación se dan a conocer los efectos que se producen con la toma de muestra de la señal inducida.*

##### **1.4.6.1. Tiempo TR**

*Se asume que la muestra que se quiere convertir en imagen consiste en dos diferentes tipos de tejido (tejido A y tejido B) y que cada secuencia de pulsos de RF consiste en un único pulso de 90°. Considerando el caso en donde TR es lo suficiente largo para permitir que ambos tejidos se relajen hasta el equilibrio antes de empezar la siguiente secuencia de pulso de RF. En la figura 22 se muestra las curvas de relajación en T1 de ambos tejidos para un TR de 3.5 segundos.*

Las curvas A1 y B1 representan la relajación en T1 para los tejidos A y B respectivamente. El pulso de RF no se muestra en la gráfica. Después de 3,5 segundos (TR) otro pulso de RF es aplicado a la muestra; es decir, se repite el pulso. Las curvas que están entre 0 a 3,5 segundos, son las curvas de relajación en T1 al final del primer pulso de RF. Las curvas en el período de 3,5 segundos a 7 segundos son las curvas de relajación en T1 al final del segundo pulso de RF. Los datos de la muestra son tomados exactamente antes de que inicie el siguiente pulso de RF, a 3,5 segundos a 7 segundos y así consecutivamente. Se debe notar que ya los protones de ambos tejidos han alcanzado el equilibrio, las curvas para A y B en 3,5 segundos están en un mismo punto, por lo que la muestra es exactamente la misma, lo que da como resultado que no haya diferencia en contraste entre ambos tejidos.

Figura 22. **Curvas de relajación en T1. En el eje X el tiempo en segundos y en el eje Y el porcentaje de relajación**



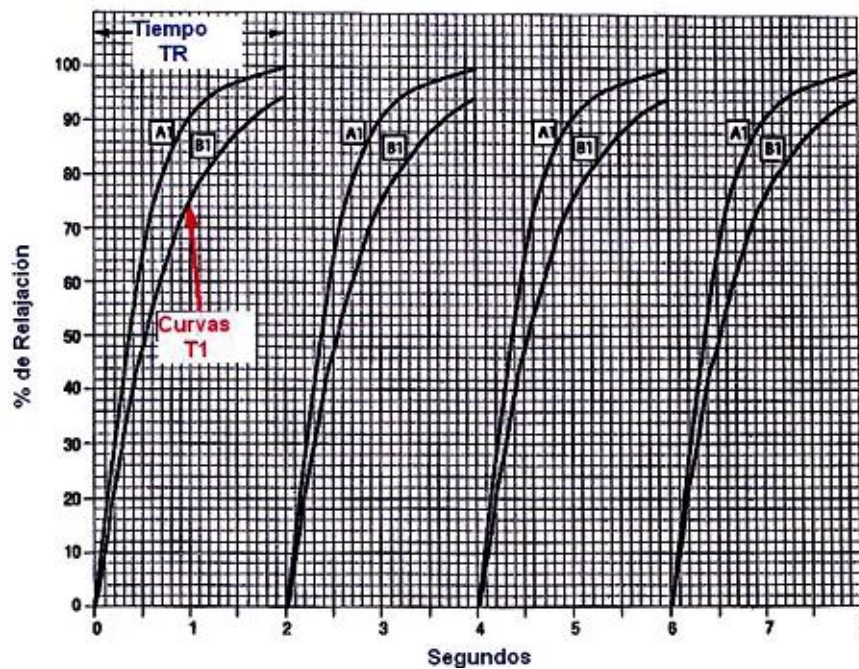
Fuente: Picker. Basic MRI. p. 42.



A continuación se describe el caso en que el Tiempo a Repetir (TR) es muy corto como para no permitir que ambos tejidos se relajen totalmente hasta alcanzar equilibrio.

En la figura 23 se muestran las curvas para la misma muestra con un TR de 2 segundos. Es importante notar que el tejido A es capaz de relajarse completamente en un TR de 2 segundos mientras que el tejido B no alcanza el equilibrio en el momento en que el siguiente pulso de RF es aplicado. En este caso, en el instante que se toma la muestra, hay una diferencia en la cantidad de señal recibida entre los dos tejidos, lo que resulta en una diferencia en el contraste de ambos tejidos.

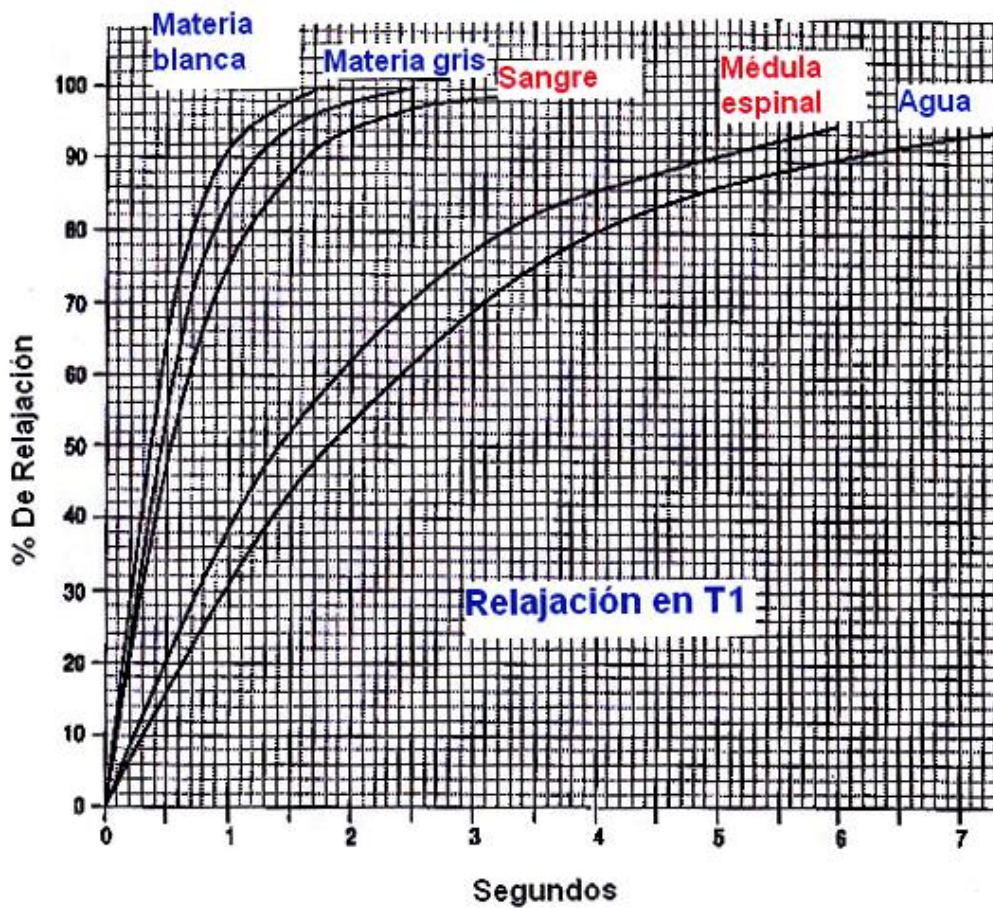
Figura 23. **Curvas de T1 para los materiales A1 y B1 con un TR de 2 segundos**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 43.

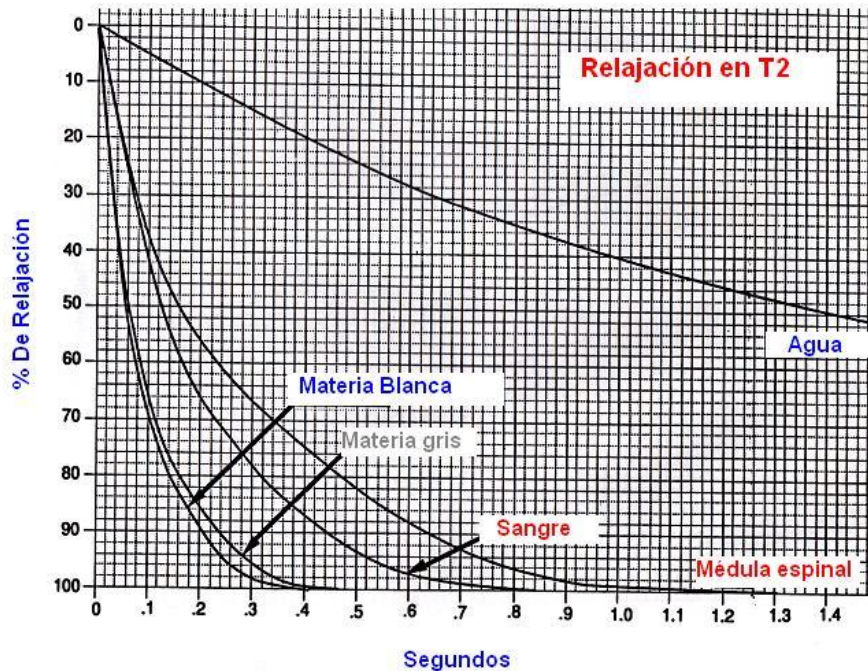
En las siguientes figuras se muestran las curvas de relajación en T1 y T2 para algunos tejidos del cuerpo con un campo externo de 0.5 T:

Figura 24. **Curvas de tiempos de relajación T1 para distintas materias en un campo de 0,5T**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 36.

Figura 25. **Curvas de relajación en T2 con un campo de 0,5T**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 37.

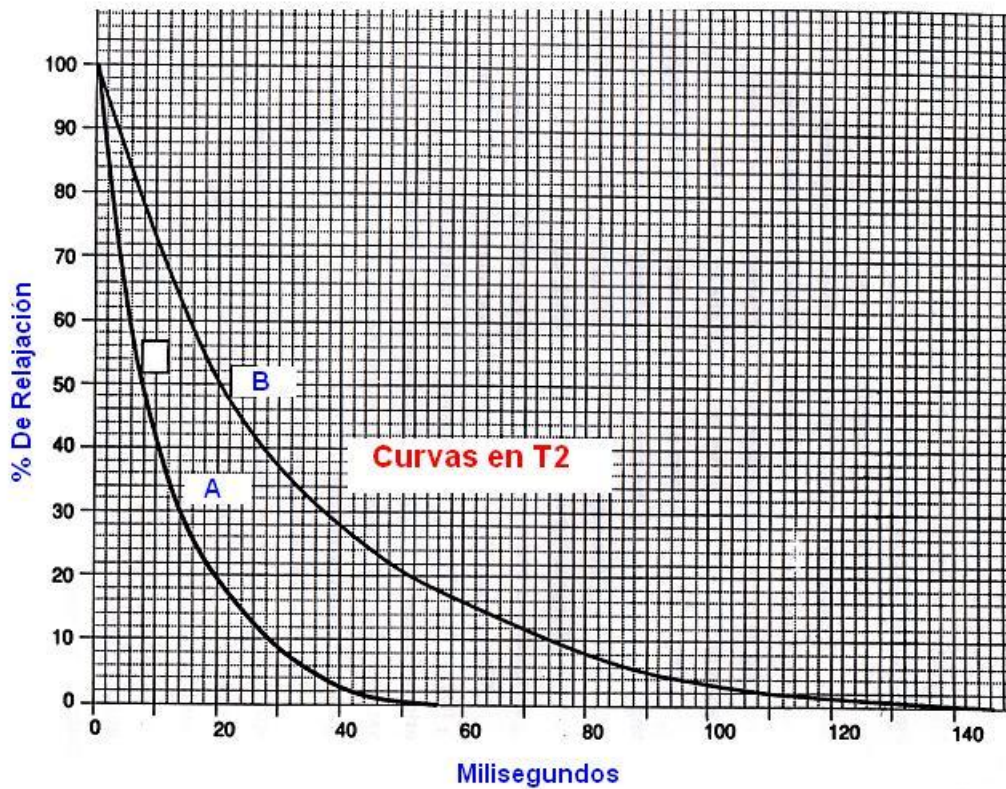
Según lo expuesto con anterioridad se puede ver que haciendo más pequeño el TR se obtiene mayor constante en las curvas de T1. El parámetro TR será variado de acuerdo al tipo de contraste que se quiera obtener para diferenciar los tipos de tejidos.

#### 1.4.6.2. Tiempo TE

A continuación se describe cómo afecta el variar el Tiempo de Eco al tipo de imagen que se obtendrá como resultado de la muestra que se tome. La figura 26 muestra las curvas en T2 para los tejidos A y B discutidos en la sección anterior.



Figura 26. **Curvas de T2 para los materiales A y B**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 51.

Debido a que  $T2 < T1$ , la escala del eje X en la anterior figura es en milisegundos. Dependiendo del tiempo en que se toma la muestra, habrá una diferencia en la señal obtenida de los tejidos A y B. Por ejemplo, si la muestra se toma a un TE de 5ms, la diferencia entre las señales recibidas de ambos tejidos será mucho menor si la muestra se toma a un TE de 20 ms. Esta diferencia en las señales variando TE, se relaciona entonces con el contraste en T2. Aunque hay una diferencia mayor a 20 ms, hay que notar también que la amplitud de las señales para ambos tejidos es significativamente menor que a 5 ms, ambos factores deben compensarse cuando se forman imágenes a diferentes valores de T2.

*Los médicos radiólogos describen las imágenes dependiendo de los valores de TE y TR que utilicen para obtenerlas. Para TE corto y TR largo la imagen obtenida se conoce como imagen de densidad de protones. El TR largo permite que todos los tejidos se relajen completamente entre secuencias de RF, y el corto TE permite muy poca relación de T2 en el momento de la muestra, dando como resultado una imagen que es representativa de la cantidad de protones de los distintos tejidos presentados en el área de la imagen.*

*Con un TE medio y un TR largo la imagen se conoce como imagen ponderada en T2 el TR largo permite que todos los tejidos se relajen antes de que la muestra se tome y el TE medio acentúa la diferencia en contraste de los tejidos en sus T2. Una imagen ponderada en T2 muestra mejor patología (tejidos cancerosos y tumores).*

*En TE corto y TR medio, la imagen obtenida se conoce como imagen ponderada en T1. El TR determinará la cantidad de relajación en T1 de los tejidos antes del próximo pulso de RF y el TE corto asegurará que la imagen no es muy afectada por las curvas de T2 de los tejidos. Las imágenes ponderadas en T1 muestran mejor anatomía o estructura de las partes del cuerpo que se están muestreando.*

*Dependiendo del área del cuerpo humano que se esté explorando, el médico radiólogo requerirá distintas combinaciones de estos tres tipos de imágenes antes de dar un diagnóstico. Ya que los radiólogos conocen las curvas de T1 y T2 para los distintos tejidos del cuerpo. Así como de tumores y tejidos cancerosos, ellos pueden elegir secuencias con valores particulares de TE y TR.*

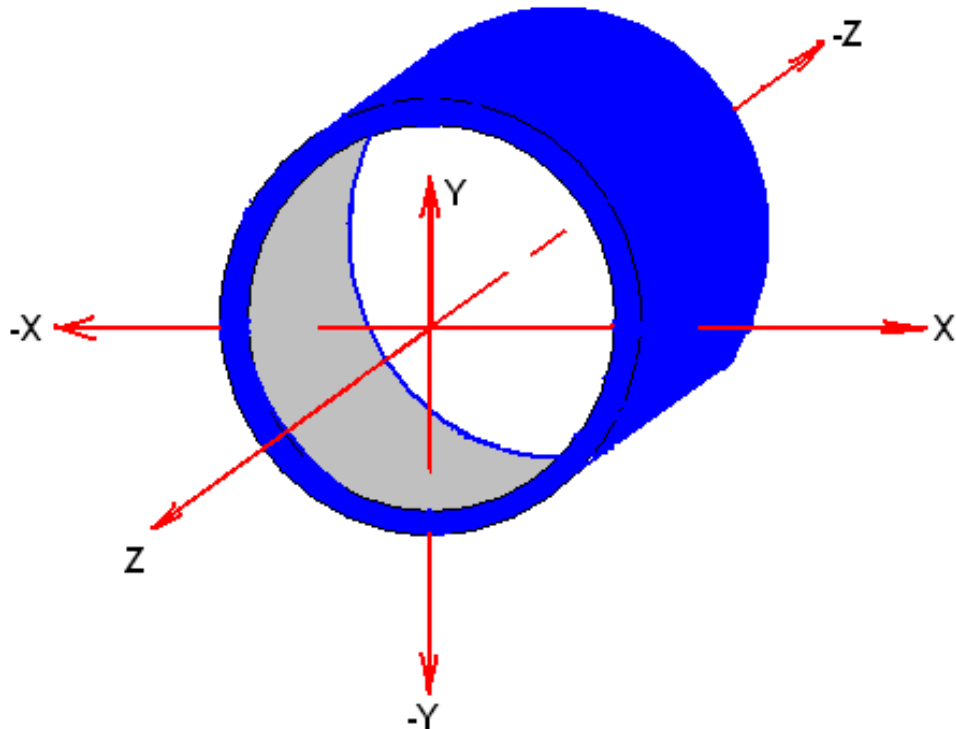
#### **1.4.7. Aplicación de un campo magnético externo llamado gradiente para determinar las coordenadas de posición de donde se origina la señal**

Como se observó anteriormente, un campo magnético gradiente simplemente se refiere a la variación espacial del campo magnético externo  $B_0$ . Si una persona se coloca adentro del núcleo del electroimán y se le aplica un pulso de RF, los protones de todo el cuerpo son excitados y la computadora no es capaz de diferenciar las coordenadas posicionales de donde se origina la señal que recibe.

En la figura 27 se muestra el sistema de coordenadas rectangulares con relación al electroimán en el cual se colocará a la persona; el eje Z está en la misma dirección en la que se encontrará el paciente, el eje Y está en la posición vertical (en dirección anterior posterior del paciente) y el eje X esta de derecha a izquierda. Durante la secuencia de obtención de la señal de IRM, el campo en el interior del núcleo es manipulado usando campos magnéticos gradientes. Gradientes se refiere al proceso de variar linealmente el campo magnético sobre el cuerpo del paciente.

Antes de que el gradiente sea aplicado, el  $B_0$  se asume uniforme. Cuando se aplica el gradiente, el campo es distorsionado en los extremos, con más líneas por centímetro en un extremo del electroimán donde la densidad de campo es mayor (debido a que se suma el campo gradiente) y menos líneas por centímetro en el otro extremo haciendo la densidad menor que  $B_0$ . (debido a la substracción del campo gradiente como  $B_0$ ).

**Figura 27. Eje de coordenadas con respecto al electroimán. El punto (0,0,0) está dentro del núcleo del imán y es el isocentro**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 55.

El mediante puede ser aplicado en combinación con los tres ejes cartesianos adentro del electroimán, el campo uniforme se presenta como una esfera de aproximadamente 45 centímetros de diámetro; esta esfera se localiza en el isocentro del núcleo del imán. Para obtener la imagen se posiciona la parte del cuerpo que se quiere explorar en el isocentro y allí se puede manipular el campo con los gradientes.

Con esto, la frecuencia de Larmor ( $\omega_0 = -\gamma B_0$ ) que depende del valor de  $B_0$ . Será diferente de acuerdo con la posición a lo largo de todo el eje que se elija. Ya que se puede medir las frecuencias y conocer la variación espacial

*(gradiente) que se impuso, la posición de los protones en resonancia puede determinarse a partir de sus frecuencias. Para definir el ancho, largo y espesor de la imagen que se desea obtener, se toma en cuenta cierto ancho de banda de frecuencias alrededor de  $\omega_0$ , así la computadora sabrá formar la imagen con la señal obtenida y dar los contrastes en ese punto.*

## **1.5. Secuencias básicas y protocolos**

*La operación de los gradientes y el pulso de RF son controladas por el software de la computadora. Las secuencias de pulsos de IRM se encuentran en el disco duro de la computadora en forma de tablas de software. Estas tablas describen el tiempo y la amplitud de los pulsos de RF y de las formas de onda de los gradientes. También determinan el tiempo y la relación de muestreo de la colección de datos.*

*Los protocolos consisten en una específica combinación de estas tablas. Los protocolos básicos son los que se describen a continuación. Estos protocolos controlan parámetros como: TE, TR, espesor del sector a explorar, campo de visión (es decir, el área de donde se colectan los datos), muestras por cada exploración y número promedio de señales.*

### **1.5.1. Protocolo Field Echo**

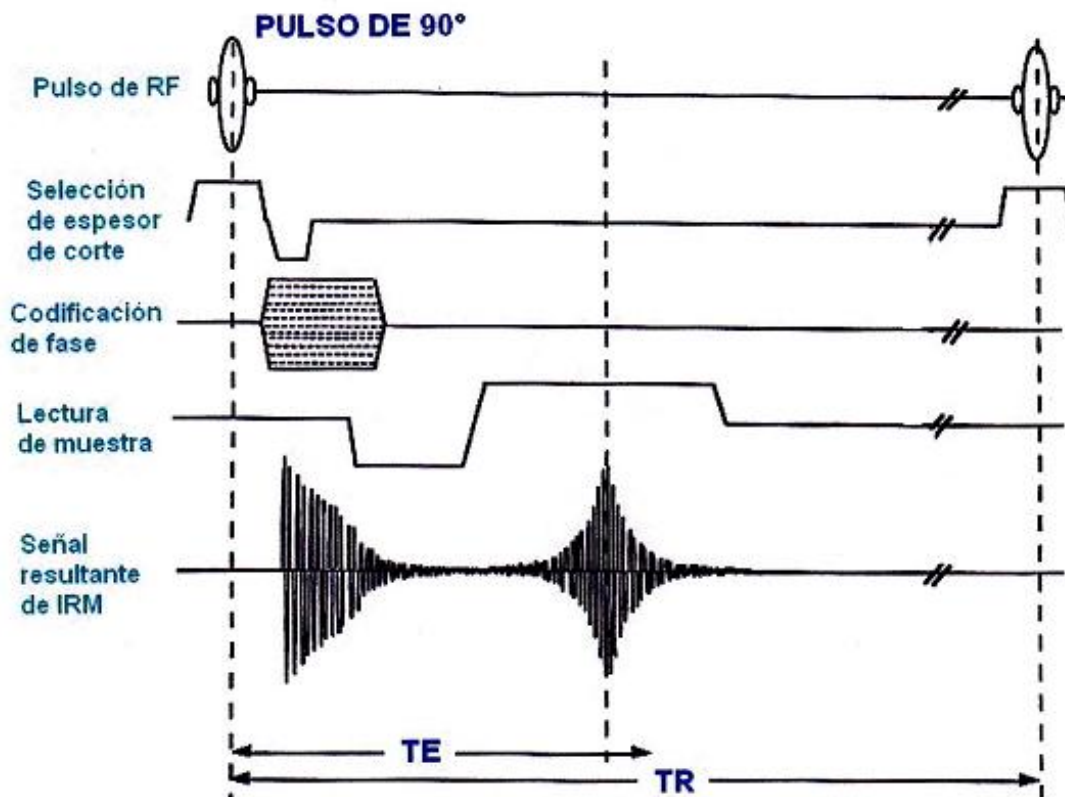
*El protocolo Field Echo (FE) también es conocido como protocolo gradiente. En la figura 28 se muestra el diagrama de tiempo para este protocolo.*



La primera línea muestra un pulso de RF de 90°. La forma especial de este pulso se conoce como una forma de onda sinc. Sinc es un término matemático que es equivalente a:

$$\text{Sinc } x = (\text{sen } x)/x$$

Figura 28. Diagrama de tiempo para la secuencia Field Echo



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 86.

La transformación de Fourier de esta función es un pulso cuadrado. Esta convierte la función del dominio del tiempo al de la frecuencia. El pulso cuadrado incluye un ancho de banda de frecuencia. Las siguientes tres líneas representan los campos gradientes aplicados a los tres ejes de coordenadas. El

*primer gradiente es la selección del espesor del corte (las imágenes en IRM se toman como cortes del cuerpo en cualquier dirección, determinando el espesor ancho y largo del mismo). El gradiente que selecciona el espesor del corte aplica un campo en el eje Z al mismo tiempo que se aplica el pulso de RF, con esto solamente los protones que se encuentran dentro de la frecuencia de Larmor van a inclinarse a esta frecuencia. Los otros actuarán a una frecuencia mayor o menor, ya que depende del campo magnético en el que se encuentra. Así por ejemplo para  $B_0 = 0.05 \text{ T}$  la frecuencia central es de 21.35 MHz. Solamente se toman en cuenta los protones que estén en el ancho de banda de 21.35 MHz  $\pm$  150 Hz, dependiendo del ancho de banda seleccionado.*

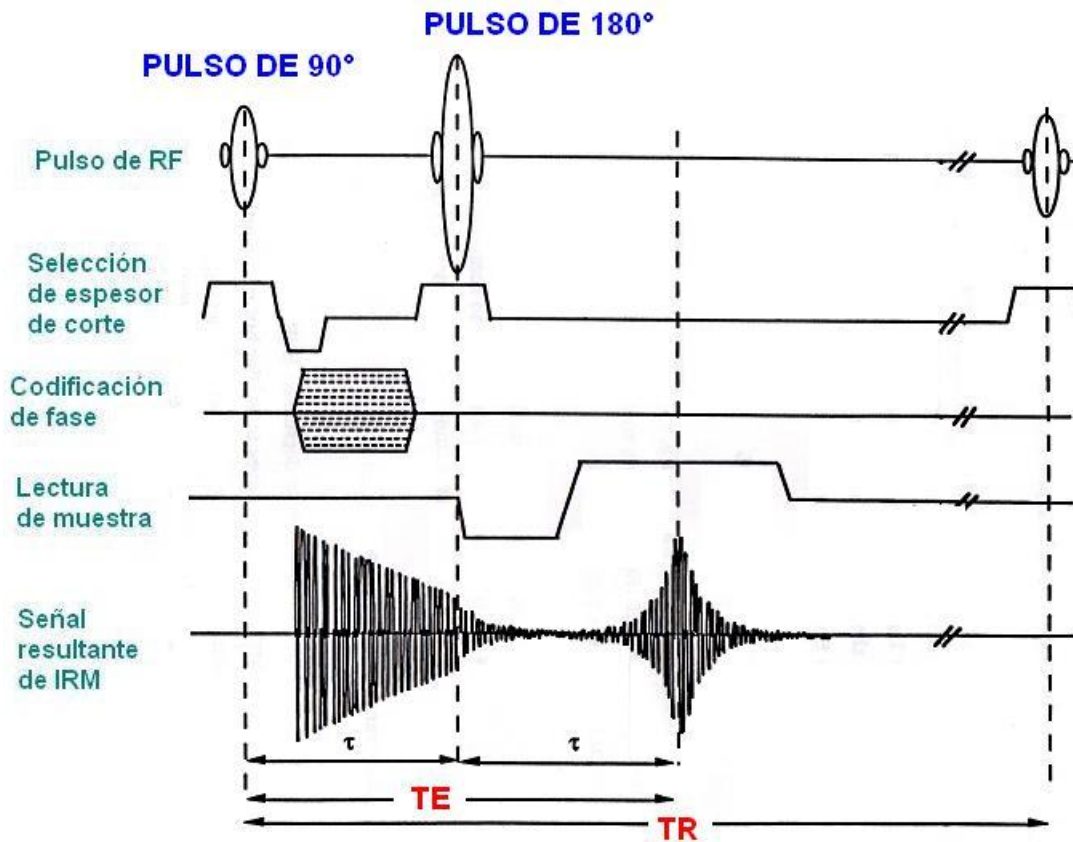
*Las otras dos líneas en el diagrama, representan las otras señales de los gradientes para los ejes X y Y. Algunas ventajas de este protocolo son: tiene tiempos de cortos de muestreo, provee imágenes pesadas en T2 con relación de señal a ruido alta y tiempos cortos. Algunas desventajas son: que es sensible a la falta de homogeneidad del campo externo, requieren un buen control de calidad en los campos gradientes ya que el eco que se forma depende de los gradientes; también es muy susceptible al movimiento del paciente.*

### **1.5.2. Protocolo Spin Echo**

*El término Spin Echo (SE) se relaciona con las secuencias que utilizan el desfase entre protones para producir el eco. La señal de IRM que se recibe es parecida a la del protocolo FE (ver figura 28), con la diferencia de que el eco se produce por el pulso de  $180^\circ$  en lugar del pulso del gradiente (ver figura 29). Esto da como resultado que el protocolo SE no sea muy susceptible a la nohomogeneidad del campo. El pulso de  $180^\circ$  se usa para poner nuevamente en fase a los protones en el plano transversal, lo que da como resultado una*

cancelación de los efectos de desfase de  $T2^*$ . El tiempo entre los pulsos de  $90^\circ$  y  $180^\circ$  es igual al tiempo que hay desde el punto final del pulso de  $180^\circ$  hasta el punto donde se forma el pico del eco; el tiempo para poner en fase a los protones que necesita el pulso de  $180^\circ$  es el mismo tiempo que se toma para desfazar la señal resultante.

Figura 29. **Diagrama de tiempo para el protocolo Spin Echo**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 89.

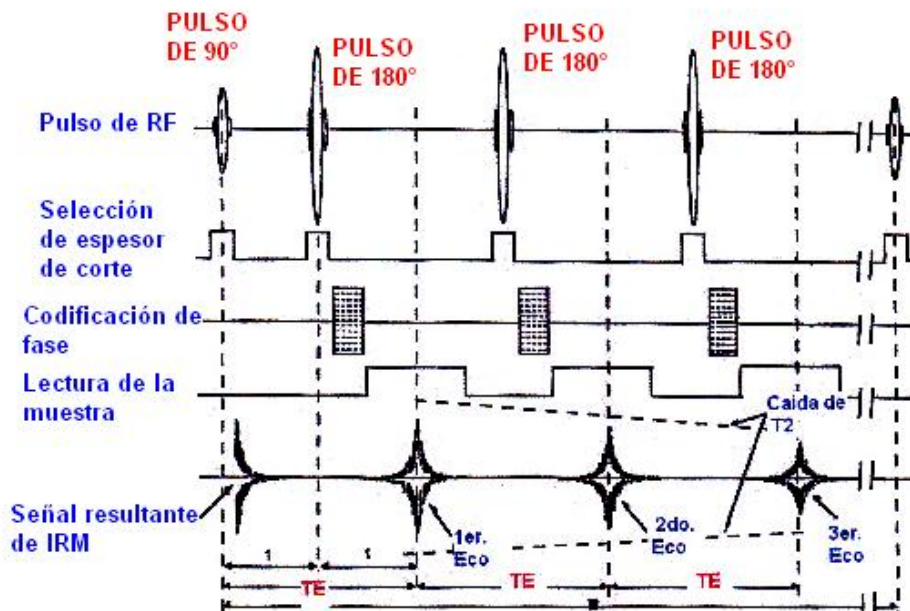
Algunas ventajas del protocolo SE son las señales que se despliegan tiene mayor intensidad para procesos patológicos como: edema cerebral, tumores,

flujo lento de la sangre. Usar tiempo largos en TE (60-240 ms) resulta muy efectivo para la localización de lesiones ya que se produce un buen contraste entre estructuras patológicas y tejidos normales. Es menos sensible a artefactos producidos por movimiento del paciente. El contraste en las imágenes, depende de las curvas de tejidos obtenidas en T2 para protocolos con tiempos largos de TR (2000 ms).

### 1.5.3. Protocolo Multi Echo

El protocolo Multi Echo (ME), se diferencia del protocolo SE en que usa pulsos de RF de 180° para provocar SE adicionales. La secuencia de tiempo se muestra en la siguiente figura.

Figura 30. Secuencia en el tiempo para el protocolo Multi Echo



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 91.

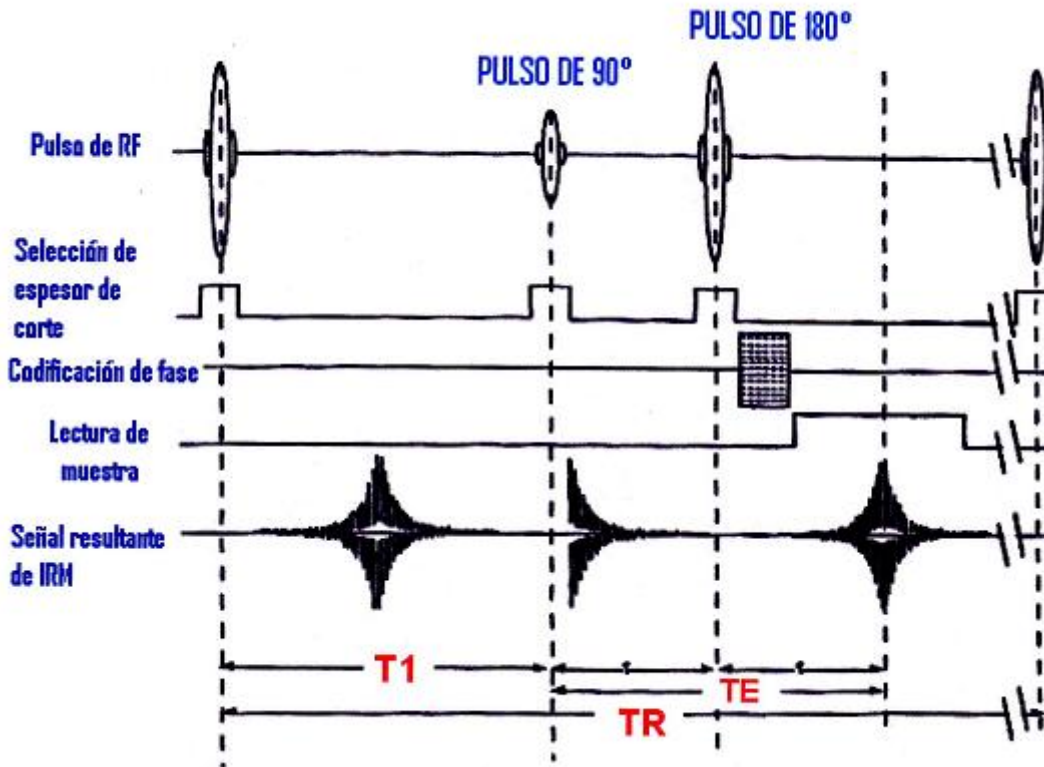
Una ventaja del protocolo ME es que se gana tiempo ya que se tarda casi el mismo tiempo que una exploración con un solo eco. Esto da como resultado

*el obtener cuatro imágenes en el tiempo que se obtiene solo una. La desventaja radica en que los últimos ecos muestran decaimiento en su relación de señal a ruido (SNR); del mismo modo la apariencia clínica es similar pero no idéntica al usar el protocolo de SE con los mismo parámetros.*

#### **1.5.4. Protocolo Inversión Recovery**

*Este protocolo (IR) utiliza un pulso de 180° seguido por una secuencia estándar del protocolo SE. El pulso de 180° invierte el Spin de los protones. Los otros ejes (elección de espesor y codificación de fase) tienen la misma función que se describió. Hay un período de espera entre la mitad del primer pulso de 180° y la mitad del pulso de 90° llamada el tiempo de inversión (TI). Durante este período los protones están tratando de alcanzar la posición de equilibrio. El tiempo TE (en este caso el tiempo de muestreo) es el tiempo entre el pulso de 90° y el tiempo cuando los datos de la muestra son obtenidos (que es cuando se da el pico del eco). El tiempo a repetir se mide desde el principio del primer pulso de 180° al principio de la próxima secuencia de pulso de IR. El diagrama de tiempo se muestra en la figura 30. La ventaja de este protocolo es que muestra excelente delineación de los límites entre materia gris y materia blanca. El protocolo IR permite supresión selectiva de ciertas señales de distintos tipos de tejido. Son especialmente utilizadas para eliminar señales de grasa. Este protocolo es muy usado para estudiar tejido blando. Las imágenes obtenidas por este protocolo dependen altamente del tiempo T1.*

Figura 31. **Diagrama de tiempo para el protocolo Inversion Recovery**



Fuente: Picker. Basic MRI. p. 93.

## 1.6. **Secuencias especializadas**

Por su característica de explorar en espacios reducidos en un orden nanométrico, estas secuencias pueden detectar cambios metabólicos, como pequeños infartos que pueden ser tratados con tiempo. Las secuencias especializadas han sido desarrolladas con el objetivo principal de reducir el tiempo que se necesita para realizar un estudio, evitando con esto que el paciente esté bajo exploración durante tiempos que excedan más de una hora, tratando siempre de tener un equilibrio entre el tiempo de adquisición y la calidad de la imagen. Las principales secuencias utilizadas comúnmente se describen a continuación.

### **1.6.1. EPI (Echo-Planar-Imaging)**

*Para formar una imagen final debe leerse la información que regresa en forma de eco después de haber aplicado un pulso de radio frecuencia al objeto en cuestión. La secuencia EPI recibe este eco el cual lo desfasa por medio de los gradientes, los cuales envían pulsos de muy corta duración que convierten un solo eco en un conjunto de pulsos, los cuales llenan el espacio para poder formar una imagen entera con un solo pulso de excitación de radio frecuencia. Los gradientes codifican la señal tanto en frecuencia como en fase, tomando información tanto de fase como de frecuencia, formando un plano de datos (líneas de espacio K), el cual es matemáticamente convertido en datos crudos por medio de la transformada de Fourier en 2D y también en 3D. Estos datos crudos posteriormente se convertirán en la imagen final.*

*El rasgo más característico de las secuencias EPI es que leen varias líneas K con solo enviar un pulso de excitación. En el momento en que se lee el eco, se toman lecturas desde distintos puntos a la vez, convirtiendo así una sola señal en un tren de ecos, para tomar las lecturas desde distintas posiciones se envían los pulsos de los gradientes. La lectura del eco debe ser tomada antes de que el pulso decaiga aproximadamente la mitad de su valor. Debido a que el tiempo de lectura es bastante bajo (debe ser menor que  $T_2^*$  el cual en órganos como el corazón es de 20-30 ms), para poder aplicar la secuencia EPI, fue necesario mejorar tecnológicamente el diseño de los gradientes.*

*Los gradientes actuales tienen intensidades de 20-50 mT/m y velocidades de subida de 100-150 mT/m/ms; mientras que los anteriores se fabricaban para intensidades de 10 mT/m y velocidad de subida era de 10 mT/m/ms. La secuencia EPI requiere de actualización del hardware en los equipos*

*construidos antes de 2002. Entre estas actualizaciones de hardware se debe tener: gradientes de alto rendimiento con velocidades rápidas de subida que sean mayores o iguales a 100 mT/m/ms, amplitudes pico mayores de 25 mT/m, conversión análogodigital rápida mayor de 2 MHz También debe ser diseñado para tener bajas corrientes de Eddy y muy buena homogeneidad del campo magnético fijo.*

*La ventaja que se obtiene con la secuencia EPI es que los tiempos de eco TE y el tiempo de adquisición se reducen considerablemente; esto también reduce casi totalmente los artefactos por movimiento, ya que el tiempo de exploración es menor de 1 segundo por imagen. Esta secuencia permite realizar estudios mientras el paciente sostiene la respiración por un tiempo corto. La desventaja de la secuencia EPI es el hecho de depender de la potencia de los gradientes, esto hace que las imágenes se vean afectadas por artefactos asociados con el desplazamiento químico y la susceptibilidad magnética (que se ve afectada por las corrientes de Eddy), o sea variaciones que deforman la homogeneidad del campo magnético fijo  $B_0$ .*

### **1.6.2. Difusión**

*La base de esta secuencia es medir la difusión de las moléculas de agua en el tejido biológico. La difusión es el movimiento de las moléculas en sentido aleatorio, este movimiento es resultado de las colisiones que se dan entre las partículas dentro del tejido. En un medio isotrópico, las partículas cambian de dirección al chocar entre sí, pero sus propiedades se mantienen (como sucede dentro de un vaso de agua por ejemplo). Dentro de un tejido biológico, la difusión puede ser anisotrópica, cambiando las propiedades de las partículas con el movimiento. Este movimiento (difusión) de las partículas, provoca un*



*flujo bajo y tenue, que es utilizado por la secuencia Difusión puede medir ecos y con ellos crear una imagen.*

*En la obtención de imágenes por resonancia magnética, el movimiento de las partículas por difusión dentro del campo magnético gradiente, produce una señal que decae rápidamente y es débil para poder interpretarse con la misma intensidad de campo de gradientes utilizado en las secuencias estándar. Conociendo la dirección de difusión en una sección particular, la secuencia de Difusión consiste en aplicar una fuerte codificación de gradiente en esta dirección, así la atenuación de la señal puede ser explorada para proveer información bastante útil sobre variaciones de la difusión en el tejido. Por ejemplo, cuando las células se hinchan debido a un golpe, la difusión es restringida dando como resultado una señal más brillante.*

*Esta secuencia resulta muy útil para detectar lesiones isquémicas, esclerosis múltiple, golpes agudos y otras lesiones cerebrales y del cuerpo. Usando la secuencia Difusión, el realce de lesiones se puede detectar de 5 a 10 minutos después de recibir un golpe, comparado con la tomografía computarizada que regularmente no detecta infartos agudos hasta 4 o 6 horas después.*

*Al igual que la secuencia EPI, esta secuencia necesita la actualización del hardware del equipo, el cual debe ser dotado de gradientes más potentes y rápidos para poder aplicar los parámetros que cumplan con la secuencia Difusión. Esta es una de las limitaciones que tienen los equipos de fabricación anterior a los diseños actuales. Además, las imágenes por Difusión pueden ser degradadas por artefactos causados por corrientes de Eddy, flujos con alta presión y movimiento del paciente.*

### **1.6.3. Perfusión**

*Perfusión se refiere a la circulación microscópica de sangre que se distribuye a los distintos tejidos del cuerpo. La secuencia Perfusión se encarga de medir el volumen de sangre en estos tejidos expresado en milímetros por 100 gramos del tejido por minuto. Hay dos maneras de medir la perfusión (micro-circulación de la sangre), empleando un agente de realce (por ejemplo el gadolinio como medio de contraste) o aplicando gradientes sensibles al movimiento; estos gradientes son los que la Perfusión utiliza para distinguir los ecos provenientes de espines estacionarios de los que están en movimiento, suprimiendo así los que están estacionarios y realzando los que están en movimiento para formar el contraste en la imagen obtenida.*

*Al pasar el medio de contraste por el área en exploración, causa una caída en la señal debido al efecto de la susceptibilidad magnética, la disminución de la señal en la región de interés es proporcional al flujo sanguíneo. En áreas isquémicas, donde el flujo sanguíneo es obstruido, la señal crece, por lo que en la imagen se nota más brillante. La característica de la Perfusión es poder explorar los flujos sanguíneos de la microcirculación en el tejido; utiliza básicamente la secuencia EPI formando un espacio K que diferenciará los ecos en movimiento con los estacionarios. Sabiendo que la secuencia EPI es ultra rápida, se obtendrá información de la irrigación en los vasos capilares con el medio de contraste en un tiempo mucho más corto, permitiendo así obtener información con una cantidad menor de gadolinio en el tejido (regularmente la dosis es de 0.2 mmol/kg mientras que con Perfusión la dosis puede reducirse a 0.1 mmol/kg) lo cual reduce los posibles efectos secundarios.*

*Con una secuencia estándar se detectaría un infarto cerebral hasta después de varias horas de su comienzo, hasta que se presentan señales*

secundarias como la presencia de edema. La secuencia *Perfusión* está basada en la rápida inyección de medio de contraste, el cual puede ser seguido rápidamente para identificar áreas de isquemia detectando anormalidades en vasos microscópicos, los cuales se ven afectados mucho antes de que se presente el edema. Pacientes con síntomas de accidente cerebrovascular agudo, pueden ser explorados obteniendo información importante con esta secuencia, ya que estos síntomas son dependientes del tiempo; no así en pacientes con tumores cerebrales, los cuales pueden ser explorados con secuencias menos rápidas.

### **1.7. Resonancia Magnética en tiempo real**

*Resonancia magnética en tiempo real*, se refiere a la filmación continua, en tiempo real, de imágenes de objetos en movimiento. Muchas estrategias para filmar objetos en movimiento se han desarrollado anteriormente, hasta que recientemente se ha desarrollado una técnica en tiempo real por resonancia magnética. Esta técnica está basada en la combinación de la secuencia de disparo rápido de ángulo bajo *FLASH* (*Fast Low Angle Shoot*), codificación radial y de la reconstrucción iterativa de imagen.

La secuencia *FLASH* es capaz de obtener hasta cincuenta imágenes por segundo, anteriormente solo era posible adquirir una imagen por segundo. La desventaja de esta secuencia es que tiene una relación señal a ruido más baja que la que se tiene con imágenes en estado estacionario. Esta secuencia requiere de esfuerzo extra de los gradientes, por lo que se utilizan los gradientes especializados para secuencias rápidas.

El principal mejoramiento en los equipos de resonancia magnética, para poder obtener imágenes en tiempo real, está en la aplicación de algoritmos

*iterativos. La computadora de reconstrucción de imagen, realiza un lazo o ciclo repetitivo de la información hasta obtener una imagen; este procedimiento resulta lento para una computadora que realice reconstrucciones estándar, es por eso que el hardware del equipo de resonancia magnética debe ser modificado, utilizando un microprocesador de mayor velocidad y también una ampliación de la memoria de acceso aleatorio (RAM).*

*Las aplicaciones para esta secuencia son más frecuentes en estudios del corazón y también en las articulaciones. Los artefactos por movimiento se reducen drásticamente.*

### **1.8. Radiología intervencionista usando Resonancia Magnética**

*Gracias a que la Resonancia Magnética no produce efectos dañinos tanto en los pacientes como en los operadores de los equipos, esta se adapta muy bien a la radiología intervencionista.*

*Con la nueva implementación de las secuencias rápidas especializadas, de la Resonancia Magnética en tiempo real y el uso de magnetos de núcleo abierto, las intervenciones en pacientes son cada vez más usadas con Resonancia Magnética. Una de las razones principales es su excelente contraste en imágenes del tejido blando y su habilidad para visualizar lesiones en alta resolución.*

*Para poder realizar las intervenciones se necesita de suficiente espacio para tener acceso al paciente. Los equipos de núcleo cerrado regularmente tienen un núcleo de 50 a 60 centímetros de diámetro, por lo que representan un reto en el diseño de los equipos para que sean útiles en Radiología Intervencionista. Los magnetos de núcleo abierto ofrecen un excelente acceso*

*al paciente, pero solamente son construidos para campos magnéticos menores de 0.23 Tesla y su diseño de imán resistivo, hace que la homogeneidad del campo sea menor, lo que compromete la calidad de la imagen. Algunas intervenciones que no requieren imágenes en tiempo real, se realizan en equipos de núcleo cerrado (campo alto, mayor de 1.0 Tesla), sacando al paciente cada cierto tiempo, poniéndolo nuevamente en el isocentro de exploración solo cuando se necesite saber la posición del dispositivo introducido. Actualmente se está desarrollando el uso de robots que sean comandados por el cirujano desde afuera del núcleo del magneto. Estos robots deben ser fabricados de materiales que no sean ferromagnéticos.*

*Es importante resaltar, que el equipo del cirujano no puede ser de materiales ferromagnéticos, por lo que debe usarse instrumentación de titanio, lo que resulta en un alto costo para poder brindar este servicio. A diferencia de los rayos X, en resonancia magnética se necesita aplicar una técnica para distinguir las herramientas intervencionistas introducidas en el tejido (como catéteres, agujas y guías o canales intravenosos). La técnica más comúnmente utilizada es usando materiales que provoquen una pequeña distorsión en la imagen; aunque no se ve claramente la posición precisa del dispositivo (contrario a la visibilidad precisa del dispositivo que se da con rayos X), la imagen produce un artefacto que es suficiente para realizar el procedimiento. Otra solución se conoce como visualización activa que consiste en instalar una pequeña antena de radio frecuencia en el dispositivo, la cual recoge una señal alta alrededor de la herramienta introducida. Con esta técnica la visualización del catéter es mucho más fácil, sin embargo ha sido criticada por la posibilidad de generar calor alrededor de la herramienta. Estudios actuales han desarrollado diseños de estas antenas que reducen este riesgo.*

*Los requerimientos para poder aplicar esta técnica son críticos en la actualización del software del equipo. Debe tener la opción de poder realizar Resonancia Magnética en tiempo real, lo que implica la optimización del hardware que incluye mejores gradientes y computadora de reconstrucción más rápida, con las mismas características que se utilizan en las secuencias descritas anteriormente.*

*Dentro de las intervenciones que se realizan están las biopsias de: hígado, senos, próstata, cerebro e incluso el corazón; también se han realizado intervenciones de la médula espinal.*

## **2. COMPONENTES BÁSICOS QUE CONFORMAN UN EQUIPO DE IMÁGENES MÉDICAS OBTENIDAS POR RESONANCIA MAGNÉTICA**

### **2.1. Imanes utilizados para crear el campo magnético externo**

*En equipos de Resonancia Magnética, se han desarrollado distintos diseños para los imanes que generan el flujo magnético  $B_0$ . El diseño de estos imanes debe tomar en cuenta dos características importantes: su valor económico y que sea confortable para el paciente, ya que el mismo será ubicado dentro del imán.*

*Para la obtención de imágenes médicas por Resonancia Magnética, es muy importante la densidad, homogeneidad e intensidad del campo magnético; esta última por ejemplo, es proporcional a la relación señal ruido (SNR), esta es determinante para definir el nivel de calidad de imagen, la cual será mejor al tener mayor campo magnético.*

#### **2.1.1. Electroimanes resistivos**

*Los electroimanes resistivos así como los imanes permanentes, son construidos para campos magnéticos no mayores de 0.3 Tesla, esto hace que la calidad de imagen sea baja comparado con un imán de mayor intensidad. Estos imanes se construyen tanto en forma de núcleo abierto como de núcleo cerrado, la razón por la que no se construyen a mayor intensidad arriba de 0,3 T, es porque, tanto el requerimiento de potencia, como el tamaño físico, representan una limitación para poder ser instalados en una clínica de*

*diagnóstico (ocuparían demasiado espacio). Una de las limitaciones en los electroimanes resistivos es que deben tener siempre una fuente de alimentación de energía eléctrica, lo que elevaría considerablemente el coste por consumo de energía eléctrica. Una de las ventajas es que se construyen con núcleo abierto, lo que ayuda a hacer exámenes que requieran intervención con el paciente; esto también ayuda a poder realizar exámenes en pacientes que padecen de claustrofobia.*

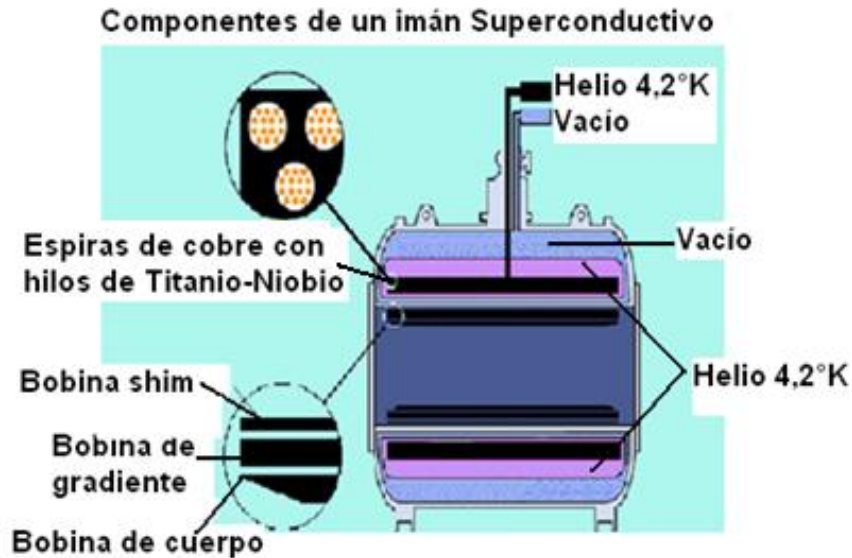
### **2.1.2. Electroimanes superconductivos**

*Este tipo de electroimán es el que más prevalece en los sistemas de Resonancia Magnética para la obtención de imágenes. El devanado de estos electroimanes es fabricado principalmente de materiales superconductivos, los cuales no presentan resistencia eléctrica cuando están a bajas temperaturas (4° Kelvin). El devanado está dentro de un anillo cilíndrico de acero inoxidable, este cilindro está sumergido dentro de un depósito de helio líquido (utilizando la propiedad del helio, que su temperatura de ebullición es de 4.2°K). Al devanado se le aplica una corriente eléctrica solamente al inicio de la instalación, el circuito se cierra retirando la fuente y queda un lazo cerrado donde circula la corriente que genera el campo magnético, esta corriente permanecerá indefinidamente circulando ya que el material superconductor no opone resistencia siempre que se mantenga frío a la temperatura del helio. Una de las ventajas de este tipo de electroimanes es que la estabilidad del campo es bastante alta y ya que se pueden construir para generar campos magnéticos altos (se han construido hasta de 4 Tesla), la calidad de imagen es mucho mejor, obteniendo más detalle para diagnóstico médico; también el tiempo de estudio se reduce considerablemente. El costo inicial de estos magnetos es alto, pero se compensa con el hecho de que no necesita una fuente de poder para mantener el campo magnético fijo.*



La siguiente figura muestra la sección interna del magneto superconductor:

Figura 32. **Corte transversal que muestra las capas internas de un electroimán superconductor**



Fuente: Magnetom Symphony. Manual del operador. p. 3.

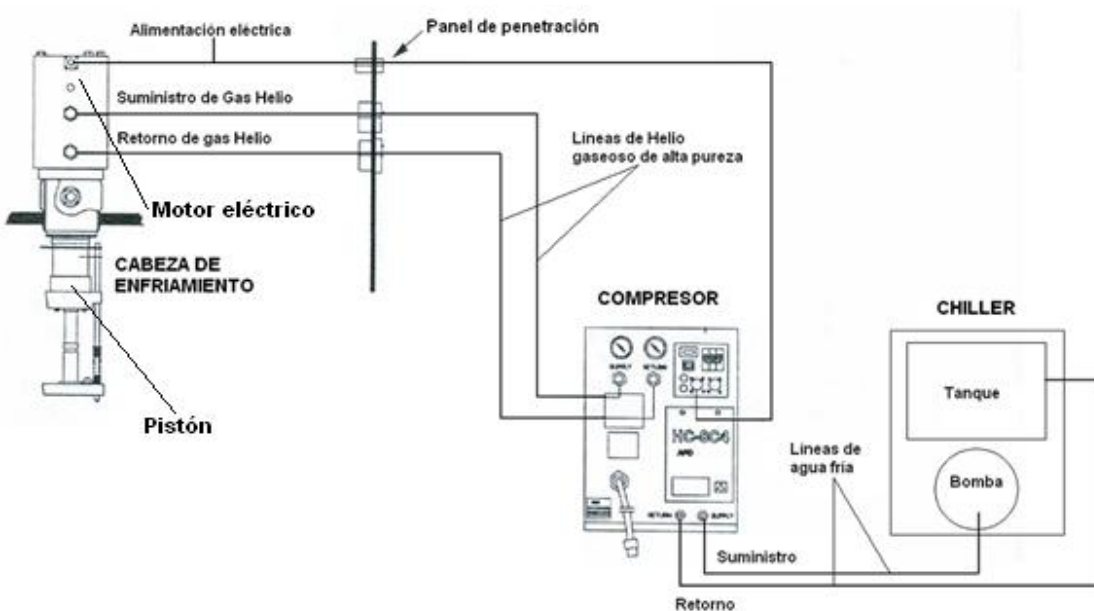
#### **2.1.2.1. Componentes utilizados para el enfriamiento del devanado: cabeza de enfriamiento, compresor y bomba de agua refrigerada (chiller)**

Como se ve en la figura 32, el anillo cilíndrico donde se deposita el helio líquido, está rodeado por una capa de blindaje térmico la cual a su vez está separada por una capa de vacío que la aísla de la parte exterior del magneto. Esta capa de blindaje es enfriada por un sistema criogenético, el cual le bombea helio gaseoso de alta pureza (99.999%) a través de un pistón que es empujado por un motor eléctrico; esta combinación es lo que se le llama cabeza de enfriamiento.

Para complementar la siguiente explicación, referirse a la figura 33. El helio que debe empujar la cabeza de enfriamiento es llevado a la misma a través de la conexión de dos líneas de cobre, las cuales están llenas de helio gaseoso a alta presión.

El helio gaseoso circula, desde y hacia el compresor, el cual se encarga de intercambiar calor con la línea que viene de la cabeza de enfriamiento. El compresor a su vez es enfriado por agua, la cual llega y retorna del chiller. El chiller es básicamente una bomba de agua fría, contiene un compresor que se encarga de enfriar el agua, la cual se mantiene en un depósito o tanque; el agua que regresa del compresor cae en este depósito y es enfriada para luego ser bombeada de vuelta al compresor.

**Figura 33. Conexión de líneas de gas y líneas de agua entre compresor, cabeza de enfriamiento y chiller**



Fuente: Philips Gyroscan. Manual de instalación. p. 37.

*El continuo funcionamiento de todo este sistema, es indispensable para mantener la evaporación de helio líquido en un porcentaje bastante bajo. El consumo de helio líquido es bastante crítico cuando se consideran los costos de operación.*

#### **2.1.2.2. Cabeza de enfriamiento con recondensación de helio**

*Los electroimanes superconductivos dependen básicamente de su sistema criogénico. El uso de helio líquido es indispensable para mantener el devanado superconductor a muy bajas temperaturas eliminando las pérdidas por efecto Joule (energía que se convierte en calor). La capacidad de los sistemas de mantener el helio en su estado líquido por más duración, es una de las preocupaciones que requieren de nuevos métodos debido al alto costo del mismo.*

*Actualmente se ha desarrollado un sistema que consta de una cabeza de enfriamiento con recondensación de helio. Esta cabeza puede alcanzar temperaturas menores a los 3,5 °K y en algunos modelos hasta menores a 3°K, como lo muestra la tabla IV.*

*La temperatura del helio en su estado líquido es de 4,2°K y su evaporación inicia con solo el 0,01% mayor a esta temperatura. La cabeza de enfriamiento con recondensación tiene su última etapa sumergida en el depósito donde se encuentra el helio líquido, alcanzando esta, temperaturas menores a los 4,2°K (menores de 3,5 °K como se muestra en la tabla IV) todo el helio que se evapora se condensará en esta parte, convirtiéndose nuevamente en líquido. Se formará líquido similar al sudor y goteará cayendo nuevamente*

al recipiente donde se encuentra sumergido el devanado del electroimán superconductor.

**Tabla IV. Etapas de enfriamiento de sistemas de recondensación de helio**

MODELO		RDK-101D	RDK-305D	RDK-205D	RDK-408D2	RDK-415D	RP-062B	RP-082B	CH-204N
PRIMERA ETAPA	50 Hz	3.0 W @ 60 K	15 W @ 40 K	3.0 W @ 50 K	40 W @ 43 K	35 W @ 50 K	30 W @ 65 K	40 W @ 45 K	–
	60 Hz	5.0 W @ 60 K	20 W @ 40 K	4.0 W @ 50 K	50 W @ 43 K	45 W @ 50 K	30 W @ 65 K	40 W @ 45 K	–
SEGUNDA ETAPA	50 Hz	0.1 W @ 4.2 K	0.4 W @ 4.2 K	0.5 W @ 4.2 K	1.0 W @ 4.2 K	1.5 W @ 4.2 K	0.5 W @ 4.2 K	1.0 W @ 4.2 K	2.5 W @ 10 K
	60 Hz	0.1 W @ 4.2 K	0.4 W @ 4.2 K	0.5 W @ 4.2 K	1.0 W @ 4.2 K	1.5 W @ 4.2 K	0.5 W @ 4.2 K	1.0 W @ 4.2 K	3.0 W @ 10 K
TEMPERATURA MÍNIMA		<3.0 K	<3.5 K	<3.5 K	<3.5 K	<3.5 K	<3.0 K	<3.0 K	6.5 K
TIEMPO DE ENFRIAMIENTO	50 Hz	<150	<120	<90	<60	<60	<100	<80	40
	60 Hz	<150	<120	<90	<60	<60	<90	<80	35
PESO		7.2 kg (15.9 lbs.) <sup>2</sup>	16.0 kg (35.3 lbs.)	14.0 kg (30.9 lbs.)	18.0 kg (39.7 lbs.)	18.5 kg (40.8 lbs.)	23.2 kg (51.2 lbs.)	26.0 kg (57.3 lbs.)	7.8 kg (17.2 lbs.)

Fuente: Catálogo de Sumitomo.

Con este nuevo sistema de enfriamiento se ha logrado hasta el doble de conservación de helio líquido; es decir, se evapora la mitad de lo que se daba en los sistemas con diseños anteriores.

### **2.1.2.3. Cabeza de enfriamiento con tubo de pulsos**

*La cabeza de enfriamiento descrita anteriormente, queda instalada directamente arriba del magneto, debido a que contiene partes mecánicas en movimiento (el motor que desplaza el helio gaseoso a las capas del blindaje) causa problemas de vibración que luego pueden afectar la calidad de la imagen. Para evitar esta vibración se ha diseñado la cabeza de enfriamiento con tubo de pulsos. Esta se compone de una válvula remota que además de reducir la vibración, también presenta la ventaja de que es más fácil realizar el mantenimiento ya que se encuentra fuera del área del campo magnético del electroimán.*

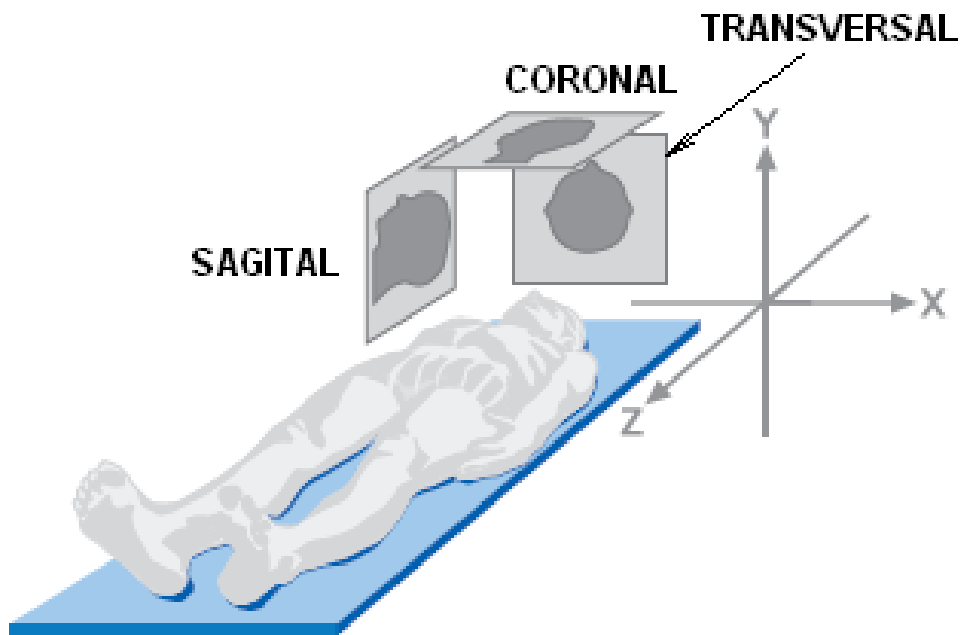
*Aunque aún no se utiliza en los equipos comerciales, es una buena opción; sin embargo no alcanza la función de recondensación, la cual es importante para la reducción de costos de mantenimiento.*

## **2.2. Amplificador y bobinas que forman los gradientes**

*La función principal de los campos magnéticos que generan los gradientes, es modificar el campo magnético principal  $B_0$ . para poder seleccionar un punto de exploración. El vector principal de  $B_0$ . varía en dirección al aplicarle otro campo en los extremos, con esto se logra que solo en el punto central del núcleo del magneto se tenga el campo magnético nominal, para hacerlo coincidir con la frecuencia que corresponda a esa intensidad de campo. Al momento de aplicar un pulso de radiofrecuencia en el paciente, todos sus protones de hidrógeno se excitarán, así que debe definirse un área de interés que se requiere explorar; para analizar solo la información de este punto, se aplican los campos magnéticos gradientes. La siguiente figura muestra los tres*

planos que se obtienen al recopilar información solamente desde el área de interés, la cual es definida por los tres gradientes: en el eje X, eje Y y eje Z.

Figura 34. **Imágenes en los planos transversal, sagital y coronal**



Fuente: Magnetom Synphony. Manual del Operador. p. 5.

Como lo muestra la figura, el eje Z es paralelo a la dirección del campo magnético principal, que quedará en la dirección de pies a cabeza del paciente. El eje X se ve de derecha a izquierda y el eje Y en dirección posterioranterior (es decir, de la espalda hacia el frente del paciente). Los tres ejes son formados por tres partes principales que forman el gradiente: las bobinas dentro del núcleo del imán, tres amplificadores de potencia para cada bobina y el sistema de enfriamiento de los devanados (bobinas) de cada eje.

*Las tres bobinas correspondientes a los ejes X, Y y Z, están instaladas dentro del núcleo del magneto (ver figura 31); estas bobinas forman un anillo cilíndrico que se encuentra en la superficie de la parte interna del túnel donde será posicionado el paciente.*

*Los controles electrónicos que manejan los amplificadores de gradientes deben ser bastante precisos, ya que el punto de exploración seleccionado desde la computadora principal, debe coincidir exactamente. Los amplificadores de gradientes son diseñados para manejar altas corrientes en cargas de baja impedancia (como lo constituyen las bobinas), también deben ser resistentes a conmutaciones bruscas ya que solamente se aplica este gradiente del campo magnético en el momento que se realiza la exploración, es por eso que la calidad de obtención de información para formar una imagen, depende mucho de los gradientes, los que a su vez trabajan junto con la excitación de RF.*

### **2.2.1. Sistemas de enfriamiento por aire**

*La temperatura en el tubo de bobinas de los gradientes debe ser controlada y mantenerse en 18°C. Existen dos sistemas de enfriamiento por aire:*

- *El ventilador de turbina*
- *Ductos de aire acondicionado*

*El sistema de ventilación directa por turbina, en la parte trasera del magneto, representaba muy poca eficiencia en el enfriamiento y además llegó a tener la desventaja de que cuando las partes mecánicas de la turbina sufrían desgaste, la vibración era tal que inducían ruido en las imágenes, reduciendo*

*así considerablemente el valor de SNR (relación señal a ruido). Este sistema ya no es usado actualmente.*

*Los ductos de aire acondicionado se instalan directamente en la parte superior trasera del magneto, aplicando aire frío directamente a las bobinas de los gradientes; este sistema sustituyó al ventilador de turbina. Sin embargo, en los sistemas más recientes que se han diseñado para realizar secuencias especializadas, el calentamiento de las bobinas de los gradientes es más rápido, por lo que este sistema no rinde con la velocidad necesaria. Actualmente este sistema se usa en equipos que tienen solamente las funciones estándar.*

### **2.2.2. Sistemas de enfriamiento por agua destilada**

*El sistema de enfriamiento por agua destilada es el más eficiente aplicado en la actualidad para el enfriamiento de las bobinas de los gradientes.*

*Este sistema consiste en bombear agua fría hacia un serpentín que enrolla en forma de espiral el tubo de bobinas de los gradientes. El agua es bombeada desde una unidad que cuenta con un intercambiador de calor, el cual es enfriado a su vez, por agua fría que es bombeada desde un chiller. Esta unidad es un gabinete más que es instalado en el cuarto de máquinas junto a los demás componentes del equipo de Resonancia Magnética.*

*El objetivo de utilizar agua destilada es que se necesita un líquido que carezca de minerales. El agua destilada tiene la característica de que su conductividad es casi nula por no tener impurezas. Este es un elemento muy importante, ya que el agua con minerales puede convertirse en un alterador de*



*la susceptibilidad magnética, provocando así ruido en la imagen y artefactos que degradan la calidad de la misma.*

*El enfriamiento por agua destilada requiere de nuevo hardware en el diseño de los equipos actuales comparados con los de anterior fabricación. Utiliza el serpentín, la unidad WCU (unidad de enfriamiento de agua por sus siglas en ingles) y el chiller.*

### **2.3. Amplificador de señal de Radio Frecuencia**

*El sistema de Radio Frecuencia (RF) toma de la señal digital, el ancho, período, amplitud, forma, frecuencia central, ancho de banda y potencia del pulso de RF y lo convierte en pulsos de RF análogos que son usados en el proceso de IRM. Ya que la señal de RF necesita una potencia alta para poder inclinar los protones a 90° y a 180°, el amplificador de RF se encarga de elevar esta potencia y transmitirla por medio de un sistema de Transmisión y Recepción, el cual utiliza una antena (conocidas como bobinas por la forma de su fabricación) que por medio de un sistema de conmutación, cambia de transmisión a recepción. El amplificador de RF está ubicado en un panel ubicado fuera del área del magneto, se debe transmitir la RF hacia el paciente por medio de una bobina (antena) de transmisión que se encuentra en el núcleo del magneto, instalada de forma concéntrica con el anillo cilíndrico donde se encuentra las bobinas de gradientes. El rango de frecuencias que se utiliza en IRM es el mismo que se utiliza en transmisiones de radio, es por eso que el sistema donde se produce la señal, debe estar dentro de una jaula de Faraday (que se describirá más adelante).*

*La cadena de RF va desde el amplificador hacia la bobina de transmisión y luego la información o ecos que vienen del paciente, son recogidos por otra*

*bobina de recepción, amplificando nuevamente la señal para ser interpretada en la computadora central.*

#### **2.4. Unidad de transmisión y recepción de señales**

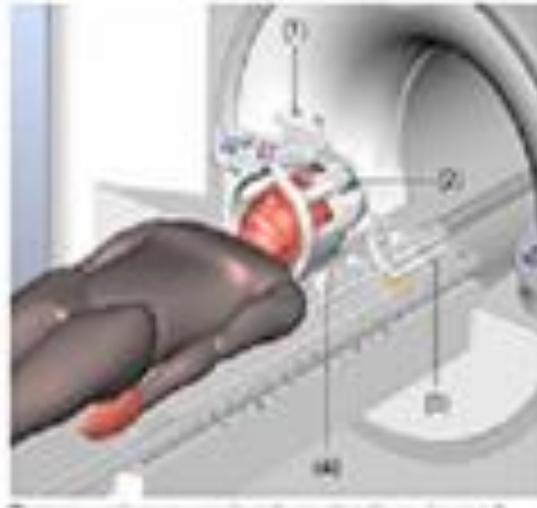
*Como se mencionó en la sección anterior, las unidades de transmisión y recepción son bobinas que se deben posicionar dentro del núcleo del magneto. La de transmisión se encuentra fija concéntrica con el núcleo del magneto, rodeando al paciente. La de recepción se posiciona en el área que se desea explorar. Estas bobinas (antenas) son de un diseño altamente especializado ya que deben detectar señales muy pequeñas sin inyectar ruido al sistema. Existen varios tipos de bobinas; normalmente la bobina que se usa para explorar el cuerpo en general (bobina de cuerpo), se usa para transmisión y recepción, esta es la que se encuentra dentro del núcleo del magneto (ver figura 31). También hay bobinas superficiales, como las que se muestran en las siguientes figuras:*

**Figura 35. Bobina de cerebro**



*Fuente: Magnetom Symphony. Manual del Operador. p. 68.*

**Figura 36. Posicionamiento de paciente para estudio de cerebro**



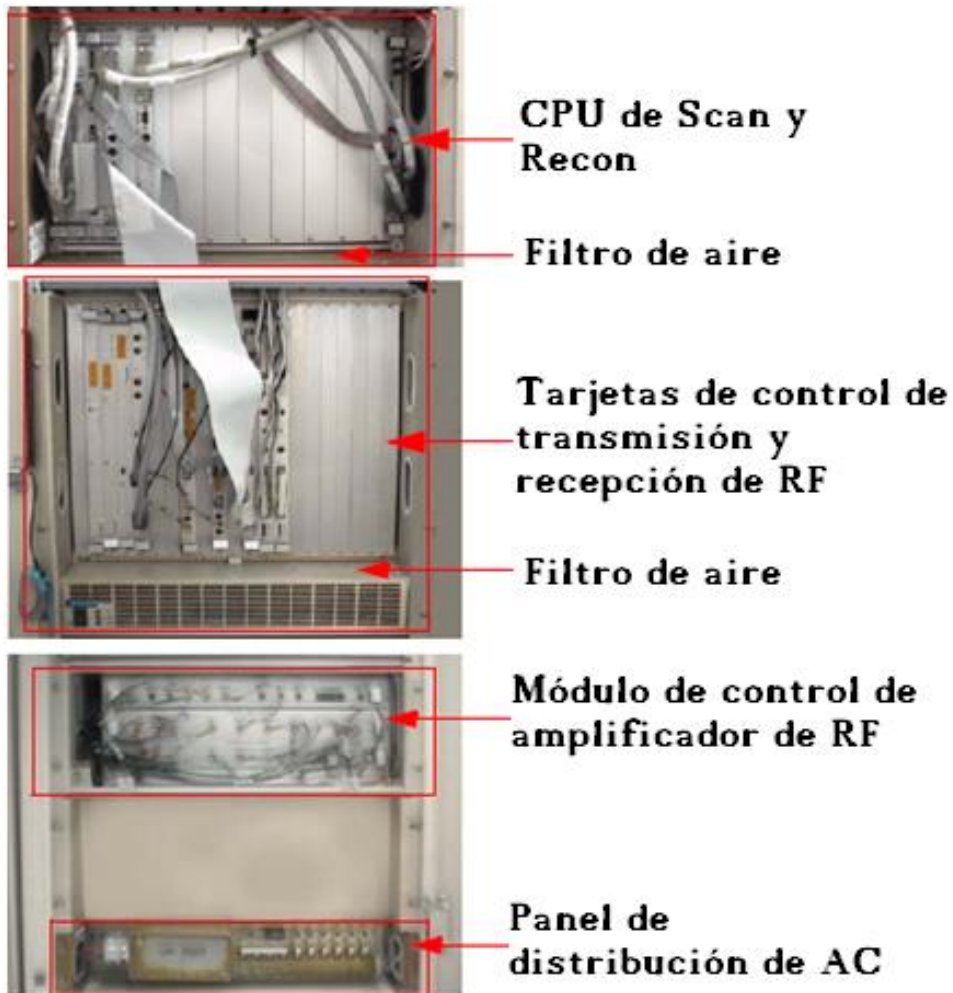
*Fuente: Magnetom Symphony. Manual del Operador. p. 69.*

## **2.5. Computadora de exploración y reconstrucción de datos crudos**

*La computadora de exploración y reconstrucción se conoce por su nombre en inglés como: Scan/Recon. Esta computadora se encuentra en un gabinete en el cuarto de máquinas junto al amplificador de gradientes y al de RF. La electrónica de este gabinete se encarga de codificar la señal de RF, modulándola para transmisión y luego demodulándola en la recepción de señal. Debe encargarse de controlar la frecuencia central (por ejemplo: 21,35 MHz. Para 0,5 Tesla), la amplitud y tiempo de los pulsos de RF así como de la intensidad de los campos magnéticos de los gradientes. En la etapa de reconstrucción, se utiliza la transformada rápida de Fourier (FFT) para organizar los datos que regresan en forma de ecos, y de esta forma ser enviados a la computadora de despliegue de imagen.*

Todos los valores como TE, TR, FOV, etc. Son seleccionados desde la computadora de operación para ser enviados al procesador central de la Scan/Recon para que se encargue de realizar la exploración deseada. La siguiente figura muestra la ubicación de los procesadores centrales que manejan la computadora Scan/Recon:

Figura 37. **Gabinete Scan/Recon**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 101.

## **2.6. Computadora de despliegue de imágenes**

*La computadora central de operación, realiza las siguientes funciones:*

- *Control del sistema de exploración*
- *Recopilación de datos provenientes de la Scan/Recon*
- *Procesamiento de la imagen*
- *Manejo de la base de datos de los pacientes*
- *Despliegue de imágenes*
- *Impresión de imágenes en cámara laser*
- *Archivo de imágenes en disco duro y dispositivos periféricos como Disco Óptico Magnético.*
- *Control de mantenimiento y programas de diagnóstico de fallas en todo el sistema.*
- *Comunicación interna del sistema y comunicación de red externa para transmitir imágenes en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine, por sus siglas en inglés).*

*El control del sistema de operación se encarga de definir la sincronización para las secuencias y protocolos elegidos para la exploración, este control incluye las características del pulso de transmisión de RF: amplitud, frecuencia central, ancho de banda, potencia, etc. Controla también los parámetros de los gradientes. Con estos valores, se define la selección del corte (espesor, campo de visión y número de cortes). Después de obtener una imagen, se despliega en el monitor pudiendo manipularla haciendo magnificaciones, cambios de contraste y brillo, mediciones, etc.*

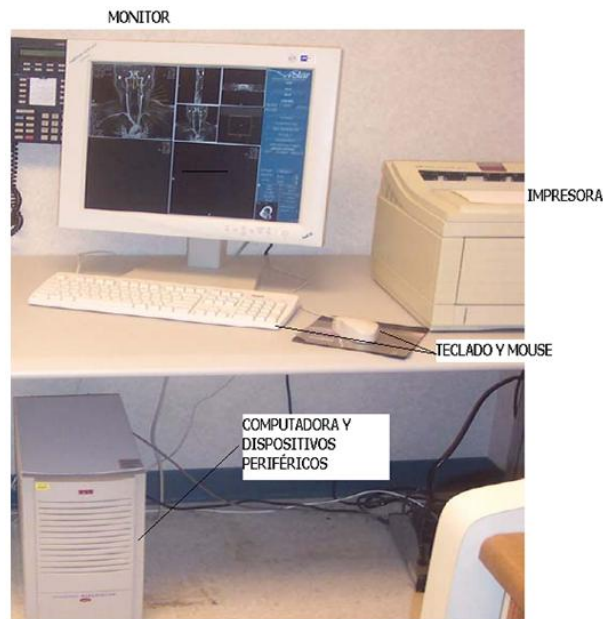
*Las computadoras modernas tienen la tendencia a ser mucho más rápidas en el tiempo de reconstrucción, además poseen mayores funciones de*

*reconstrucción (en 3D e incluso en tiempo real) Los avances en el software del equipo son con miras a reducir la duración del examen para reducir incomodidad en el paciente y además de poder explorar lesiones más leves como los infartos tempranos.*

*La capacidad de almacenamiento de imágenes le sirve al médico para futuras referencias, la transmisión de imágenes permite el diagnóstico remoto antes de que se impriman las placas que recibe el paciente; todo esto controlado por la computadora central del operador.*

*En la siguiente figura se muestra la consola de operación de un equipo de Resonancia Magnética:*

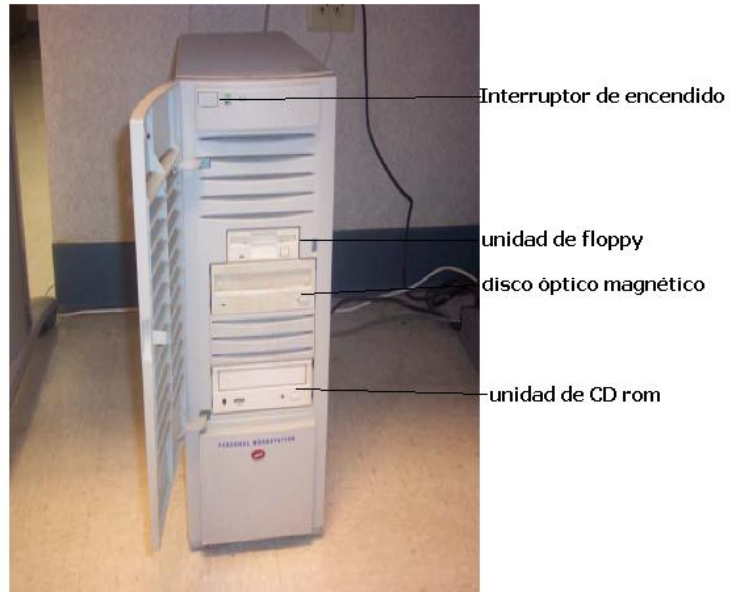
**Figura 38. Consola de operación del equipo de Resonancia Magnética**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 78.

A continuación se ve la computadora central y sus dispositivos periféricos:

**Figura 39. CPU de un equipo de Resonancia Magnética de 1,5 Tesla**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 79.

## **2.7. Equipo utilizado para la colocación y manejo del paciente**

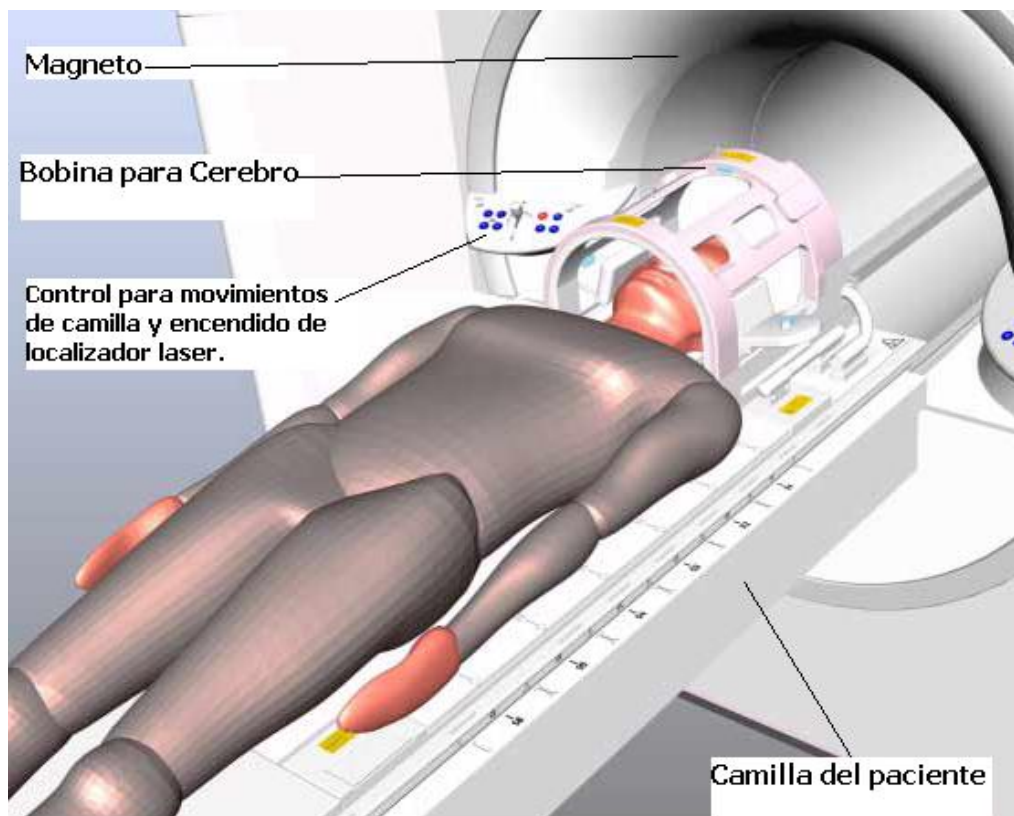
Para comodidad del paciente y debido a que el estudio a realizar tomará algún tiempo, el paciente es acostado en una camilla, la cual se desliza horizontalmente dentro del núcleo del magneto. La camilla tiene un control electrónico para activar dos motores, uno para el movimiento vertical y otro para el horizontal; la camilla es el único componente del equipo que no puede ser manipulado desde la consola de operación, esta es una medida de seguridad para evitar lesiones accidentales en el paciente. El sistema también permite mover la camilla manualmente, en dirección horizontal, liberando un freno mecánico, en caso de emergencia. En el tablero que se encuentra en la parte



frontal del magneto, se controla la posición del paciente para que quede en el isocentro del núcleo del magneto, posicionándolo antes del ingreso por medio de un localizador laser. La camilla también tiene el conector donde se colocan las bobinas de recepción de RF.

A continuación se muestra al paciente posicionado en la camilla para realizar un estudio de cerebro; el paciente se posiciona con el localizador laser antes de ser ingresado al núcleo del magneto.

**Figura 40. Colocación del paciente para un estudio cerebral**



Fuente: Magnetom Symphony. Manual del Operador. p. 79.



## **2.8. Unidad de distribución de potencia**

*Llamada PDU por sus siglas en inglés (Power Distribution Unit) consiste en un gabinete con interruptores termomagnéticos cada uno dedicado a los distintos componentes que conforman el sistema de IRM, con excepción del sistema de enfriamiento para el magneto, el cual es alimentado directamente del tablero principal de la acometida eléctrica general; también se encuentra aquí la fuente de voltaje para el magneto en el caso de los sistema de campo mayor o igual a 1 Tesla. Dentro del PDU está ubicada la fuente de DC que alimenta la electrónica que está dentro del cuarto de exploración (donde está el magneto y posicionamiento del paciente).*

*El PDU tiene un sistema de protección contra voltajes transientes y picos que pueden llegar al sistema por medio de descargas electroatmosféricas o por conmutaciones internas del equipo. En el PDU se encuentran fusibles que actúan como protecciones contra cortocircuito. El interruptor termomagnético principal, tiene una bobina que lo autorretiene, alimentada por un circuito cerrado de corriente continua; a este lazo o circuito cerrado se le denomina E-stop. Cuando este lazo se abre, la bobina que sostiene al interruptor principal se dispara, como protección para desenergizar todo el sistema. Los pulsadores del E-stop se encuentran ubicados en los distintos ambientes donde se instala el equipo de IRM, para ser activados en caso de que se dé la emergencia de tener que desenergizar todo el sistema. El gabinete del PDU se encuentra en el cuarto de máquinas junto a los gabinetes anteriormente descritos.*

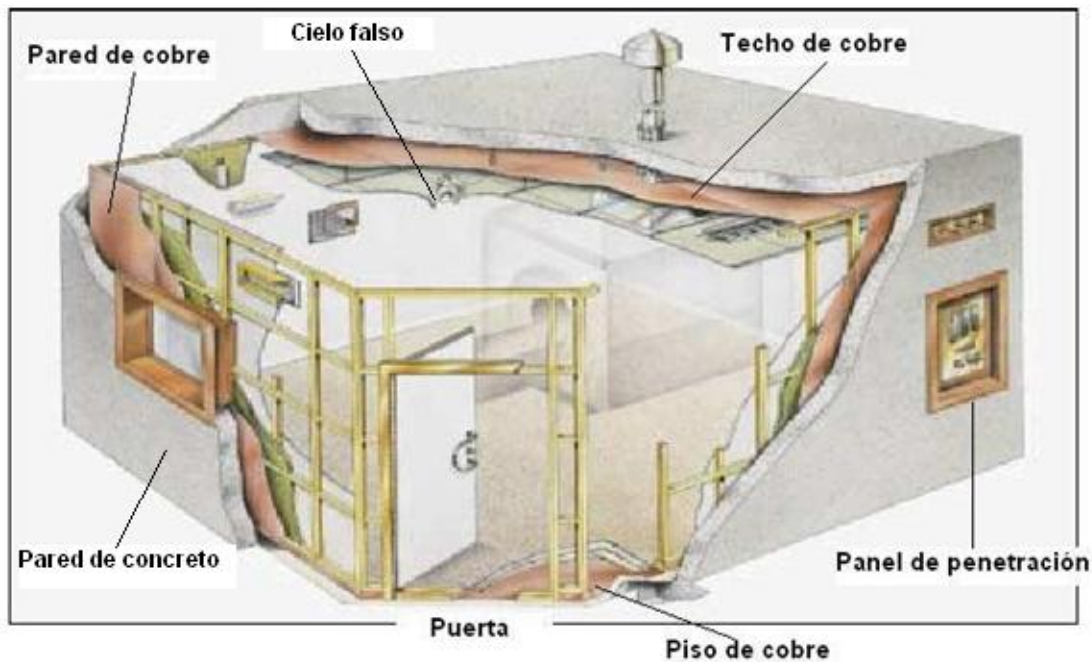
## **2.9. Jaula de Faraday**

*Un blindaje extremadamente efectivo es necesario para aislar las bobinas (antenas) que reciben la señal de RF, ya que esta señal es muy*

pequeña y que el sistema de recepción es altamente sensible a las ondas de RF. Para prevenir interferencias provenientes de otras señales externas, la bobina de recepción debe estar encerrada dentro de una cubierta metálica, la cual debe ser completamente cerrada, es por eso que el área de exploración (magneto y camilla del paciente) debe estar dentro de la jaula de Faraday.

La figura 41 muestra un ejemplo de cómo se construye un cuarto con la jaula de Faraday, mostrando también las capas que la recubren con sus respectivos acabados.

Figura 41. **Secciones de un ambiente con jaula de Faraday**



Fuente: Philips Layout.

La Jaula consiste en cuatro paredes, techo y piso de cobre unidos eléctricamente entre sí. El piso es formado con láminas de cobre, soldadas con estaño en sus traslapes, luego se levantan los paneles de cobre que formarán

las paredes y los del techo. La puerta de ingreso debe tener clips de cobre alrededor para quedar debidamente sellada al cerrarse la puerta (esta debe estar cerrada durante la exploración al paciente). Toda la jaula es aterrizada en distintos puntos para que las señales externas sean drenadas a tierra y no penetren al área de exploración.

La siguiente figura muestra la parte interna de la jaula, donde puede notarse las soldaduras con estaño entre las planchas de cobre.

**Figura 42. Jaula de Faraday en proceso de construcción**



*Fuente: Instalación de Lindgreen.*

Las conexiones eléctricas entre los componentes del equipo dentro y fuera de la jaula, son llevadas a través de un panel de penetración. Éste es un panel

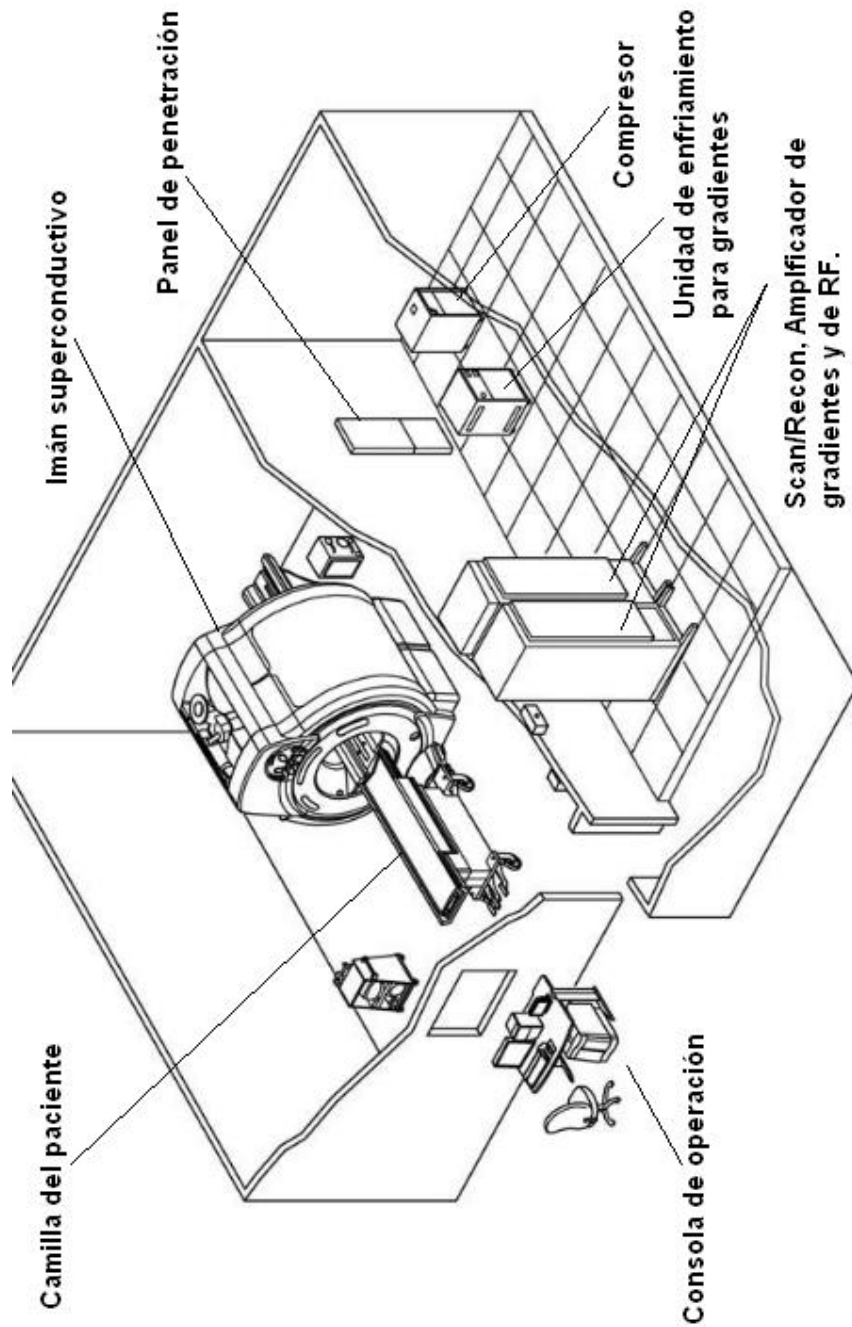
*con componentes electrónicos, el cual tiene filtros pasa banda, los cuales solo permiten ingresar las frecuencias que estén fuera del ancho de banda de frecuencias permitidas por la frecuencia central del equipo, la cual dependerá de la intensidad del campo magnético principal. Las frecuencias son: 21,285 MHz para 0,5 Tesla, 42,570 MHz para 1,0 Tesla y 63,855 MHz para 1,5 Tesla; todas con un ancho de banda de +/- 15 KHz. Las señales que estén fuera de este rango, no afectarán la imagen resultante ya que estas no serán tomadas en cuenta por el sistema. Por el contrario, si otras señales externas son recogidas por la bobina de recepción, que estén dentro del rango de frecuencias nominales, la computadora Scan/Recon las tomará en cuenta y por ende las reconstruirá, convirtiéndose en imágenes no deseadas (artefactos) sobrepuestos a la señal médica, provocando también ruido en la imagen resultante.*

*La Jaula de Faraday también tiene una ventana para tener visibilidad al paciente; esta ventana tiene una malla de cobre que trabaja como trampa de frecuencias que no permite la penetración de las ondas de radio externas.*

*La instalación de la jaula de Faraday es crítica ya que un solo agujero provocado por un tornillo o un clavo puede ser suficiente para que penetren señales de radio nocivas para la calidad de imagen. Al terminar de realizar la instalación, debe probarse que quedó completamente blindada usando un analizador de espectro para certificar la buena instalación.*

*A continuación se muestra una vista isométrica de una instalación típica para un equipo de IRM:*

Figura 43. Ejemplo de distribución de un servicio de RM



Fuente: General Electric Layout.



### **3. TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO**

#### **3.1. Técnicas preventivas que deben tomarse en cuenta desde la instalación del equipo**

*Las preinstalaciones son un factor importante que debe ser tomado en cuenta para la elección del equipo. Debe tenerse claro que si se utiliza un equipo de IRM de mayor intensidad de campo magnético para tener mejor calidad de imagen y tiempos cortos de exploración, debe considerarse que en el lugar donde se instale, el campo magnético afectará también los otros equipos que puedan estar alrededor, por lo que se necesitará más espacio, lo que a su vez, genera más costos.*

*Las fallas más reportadas por los equipos de IRM están relacionadas con la calidad de imagen, fallas que son causadas por diversos factores, algunos de los cuales pueden prevenirse desde la instalación ya que resolverlos posteriormente, resulta muy complicado, costoso y difícil de corroborar con un simple diagnóstico. Por ejemplo, la jaula de Faraday debe estar debidamente sellada, de lo contrario se filtrarán señales de RF y esto provocará artefactos en la imagen; también debe instalarse una buena tierra física desde el inicio, para evitar fallas y daños en el equipo.*

##### **3.1.1. Pruebas de blindaje efectivo de RF en la jaula de Faraday**

*El blindaje de RF es primordial para obtener un buen estudio de IRM. La bobina o antena receptora es muy sensible ya que las señales que vienen del*

*cuerpo humano del paciente son bastante débiles, esto hace que la bobina capture cualquier señal de radio que se encuentre en el ambiente, al combinar la señal que proviene del cuerpo humano con alguna otra señal ajena a la señal de interés, dará como resultado una imagen engañosa en el monitor de la consola de operación. Estos elementos ajenos a la señal deseada son conocidos como artefactos.*

*Uno de los artefactos que afectan la imagen sucede cuando se filtra una señal de RF en la jaula de Faraday; este artefacto aparece en la imagen como una línea en forma de zipper sobrepuesta en la imagen. Para evitar este artefacto es necesario que la Jaula esté debidamente sellada y que tenga conducción eléctrica entre cada módulo (paredes, piso y techo).*

*Existen dos maneras de probar el blindaje: utilizando un analizador de espectro y también usando un radio de frecuencia modulada. Ambas pruebas deben realizarse con la puerta debidamente cerrada.*

*La primera consiste en un transmisor de RF, el cual puede graduarse al ancho de banda deseado, este ancho de banda se selecciona entre +/- 15 KHz como máximo, alrededor de la frecuencia central del equipo (63,8 MHz para equipos de 1,5 Tesla). El transmisor de frecuencia se deja fuera del cuarto donde está la jaula de Faraday y la antena receptora se desplaza por cada punto interno de la jaula, cubriendo uniones y esquinas hasta verificar que la antena no recibe ninguna señal de las que está emitiendo el transmisor desde afuera del cuarto. Esta prueba debe certificarse y darle certeza a quien adquirió el equipo de que el control de calidad ha sido realizado con éxito.*

*La segunda prueba es más sencilla y menos costosa pero útil para fines prácticos, con la desventaja de que no se puede definir el ancho de banda de*



frecuencias en cuestión. Se debe sintonizar una emisora de radio en FM afuera de la jaula, asegurándose de tener una señal muy clara, luego se entra a la jaula de Faraday y se cierra bien la puerta. Al estar dentro de la jaula, la señal de la emisora debe perderse por completo, se procede a explorar cada rincón de la habitación para asegurarse de que no existe señal alguna que esté entrando a la habitación. Es una prueba certera, aunque dependiendo el diseño de la jaula, algunas emisoras pueden ser claramente sintonizadas dentro de la jaula sin que signifique una alteración en la imagen; esto se debe a que las frecuencias que sintoniza el aparato de radio no se encuentran dentro del ancho de banda de la frecuencia central del equipo.

### **3.1.2. Medición de continuidad a tierra de jaula de Faraday**

La jaula de Faraday debe estar aterrizada con un sistema dedicado y debe ser equipotencial a todo el sistema de tierras. Todas las señales inducidas a las paredes de cobre de la jaula, serán conducidas a tierra; también se conducirá a tierra la carga electrostática alrededor de la jaula. La medición de la red de tierras debe hacerse con el Megger, midiendo la resistencia entre la tierra física y el conductor que se utilizará para la red de tierras. El valor de resistencia debe ser igual o menor que  $1\Omega$ .

### **3.1.3. Instalación de red de tierra física**

Para alcanzar una buena instalación de tierra física es necesario ubicar un área verde o de jardín que esté lo más cercano posible al lugar donde se instalará el equipo de IRM.

Donde se ubique el punto de referencia de tierra (área verde) se debe formar un pozo donde se incrustan dentro de la tierra por lo menos cuatro

*varillas de cobre; las varillas de cobre son conectadas (unidas) eléctricamente entre sí por medio de cable sin aislante (desnudo), las uniones deben hacerse con soldadura tipo exotérmica.*

*Los materiales recomendados para hacer la tierra física son:*

- *Varillas de cobre de 3/8" de diámetro por 2.44 m. de largo*
- *Cajas cuadradas de registro*
- *Soldadura tipo exotérmica*
- *Cable de cobre desnudo calibre 2/0 AWG*
- *Quibacsol gel. Compuesto mineral mejorador de la conductividad del terreno.*

*En cada unión que se haga con la soldadura, se dejará una caja rectangular de registro, esta servirá para futuros mantenimientos de tierras. El tratamiento con Quibacsol gel aumenta la conductividad del conductor de cobre a tierra física.*

*Al completar la red de tierras y confirmar las especificaciones midiendo con el Megger, se debe formar una barra de tierras, que no es más que una barra de cobre donde se conectarán todos los cables de tierra (los cuales deben identificarse con forro aislante de color verde) con sus debidas terminales para asegurar un buen contacto.*

### **3.1.3.1. El por qué de una buena tierra física para prevenir fallas**

*Las tierras físicas tienen una importancia vital para proteger los equipos y a las personas que lo operan, de cualquier descarga eléctrica producida interna*

*o externamente donde quede instalado el equipo. Su principal función es drenar al terreno las intensidades de corriente que se puedan originar por sobrecargas, cortocircuitos, inducción o alguna descarga atmosférica. También ayudan a eliminar interferencias en equipos de RF.*

*Se ha comprobado, en numerosas instalaciones, que al mejorar una tierra física ya existente, reduciendo el valor de resistencia del conductor o hilo de tierra con respecto a la tierra física, las fallas en el hardware del equipo son menos frecuentes.*

*La red de tierras tiene varias funciones: sirve como punto de referencia para el balance de los voltajes en los sistemas trifásicos, sirve como drenaje de señales de RF no deseadas o interferencias (eliminadas al aterrizar la jaula de Faraday), también se llevan a tierra por este cable las descargas electro atmosféricas que son descartadas por los supresores de picos y de transientes.*

#### **3.1.4. Procedimiento que se lleva a cabo para energizar el electroimán superconductor durante la instalación**

*El procedimiento de energización del magneto se conoce como ramping y normalmente se dice levantar el campo. Ya que el electroimán es superconductor, el procedimiento solamente se realiza una vez cuando se hace la instalación, cuando el magneto ya está instalado físicamente en el sitio donde operará el equipo. Solamente será necesario bajar o subir el campo si se desea trasladar el sistema o si se tiene que presionar el pulsador de seguridad para bajar el campo abruptamente en caso de emergencia.*

*Para levantar el campo magnético se necesita de los siguientes componentes: fuente de voltaje para el magneto, puntas de alta corriente para conectar al magneto, cables de alta corriente y cables de control.*

*La función de la fuente de voltaje, es suministrar alta corriente (hasta 500 Amp) a bajo voltaje (regulado desde 12 a 0 VDC). El control es automático y básicamente lo que hace es abrir y cerrar interruptores. Primero el lazo o devanado del electroimán está cerrado, como una espira de material superconductor, luego se abre un interruptor en el devanado que permite conectar la fuente de corriente continua. Al conectarse la fuente, se empieza a inyectar la corriente de una forma exponencial muy lenta, hasta alcanzar el valor de corriente que producirá el campo magnético deseado (en algunos diseños de electroimanes se utilizan 410 amperios para alcanzar 1.0 Tesla). Conforme la corriente aumenta, el voltaje va cayendo hasta alcanzar el valor cero; en este momento nuevamente se cierra el interruptor que cierra la espira del embobinado y desconecta la fuente automáticamente.*

*El diseño especial de las puntas que van conectadas al magneto, tiene un revestimiento de oro para lograr una mejor conducción. Debe evitarse al máximo resistencia en la conexión, ya que por efecto Joule, un valor de resistencia que provoque una caída de tensión de 20 mV, es suficiente para generar calor y esto provocará que las protecciones para mantener el devanado frío dentro del helio, se disparen y se pierda todo el helio líquido que está en el depósito donde el devanado superconductor está sumergido. En la siguiente imagen se muestran estas puntas:*

**Figura 44. Punta de conexión para energizar el electroimán superconductor**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 160.*

*Como puede notarse en la figura anterior, la punta que entra a la torre de servicio del magneto cuenta con un tubo de ventilación, este es necesario ya que al ir incrementando la corriente dentro del electroimán, se producirá un pequeño calor que será suficiente para evaporar parte del helio líquido que está adentro.*

*La siguiente figura muestra la torre de servicio donde se conecta la punta que hará la conexión entre la fuente de voltaje y el devanado superconductor. Esta torre está ubicada en la parte superior del magneto.*

**Figura 45. Torre de servicio para conexión eléctrica hacia el devanado superconductor**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 160.*

#### **3.1.4.1. Homogenización del campo magnético para garantizar la calidad de imagen por medio del método conocido como Shimming**

*Debido a la susceptibilidad magnética el campo magnético se verá distorsionado por la presencia de metales alrededor del lugar donde se instale el magneto; estos metales pueden ser por ejemplo, el hierro usado en la construcción del edificio, estacionamiento de vehículos cercanos al sitio, etc.*

*El procedimiento que se utiliza es conocido como shimming, que consiste en compensar las deformaciones del campo magnético aplicando otros campos*

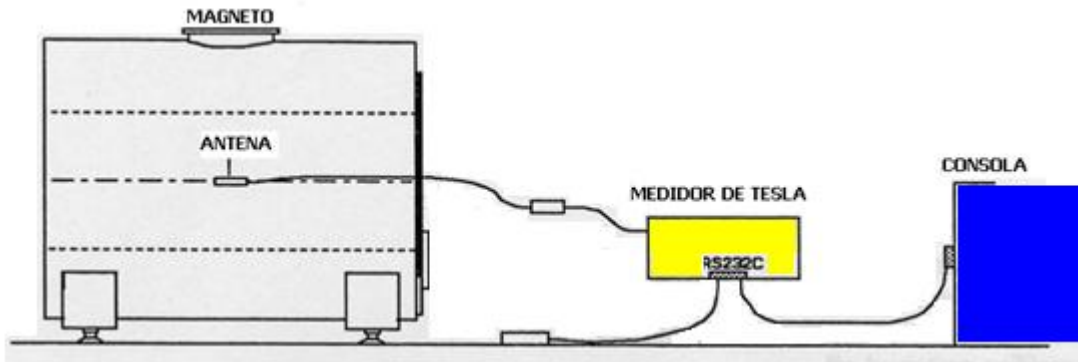
*muy pequeños o introduciendo láminas de metal para contrarrestar el efecto producido por otros metales. Las líneas de flujo magnético se ven deformadas por la proximidad de metales, lo que se logra con introducir láminas de metal es deformar el campo en el sentido contrario del que ha sido deformado por metales externos.*

*Los procedimientos son dos: shimming activo y shimming pasivo. El activo es controlado vía software y se encarga de aplicar campos muy pequeños por medio de bobinas conocidas como bobinas de shim; normalmente estas variaciones vía software no son suficientes es por eso que también hay que realizar el shimming pasivo.*

*Previo a realizar el shimming pasivo, se conecta un medidor de tesla con una antena en el isocentro del magneto. Se mide la intensidad del campo en cada punto del núcleo alrededor de los 360° de la circunferencia; se tabulan todos los valores, luego se utiliza un programa de servicio desde la consola de operación que indica el lugar donde el campo debe ser compensado ya sea positiva o negativamente. Al determinar estos puntos de compensación, se procede a hacer el shimming pasivo. La figura 46 muestra como se instala la antena dentro del magneto y la posición del medidor de tesla para que los valores sean obtenidos y tabulados por la consola de operación.*

*Alrededor de la circunferencia interna del magneto se encuentran posicionadas 36 bandejas paralelas al eje Z del magneto (paralelo a la posición del paciente). Estas bandejas tienen varios espacios donde se colocan láminas de metal de distinto espesor, las cuales serán utilizadas para distorsionar el campo magnético en dirección opuesta a la distorsión provocada por los metales externos.*

Figura 46. **Medición de intensidad de campo magnético para realizar el *shimming* pasivo**



Fuente: Philips Gyroscan. Manual de Calibración. p. 54.

Para definir cuantas láminas y donde instalarlas, el software del equipo consta con un programa de Calibración del Magneto, el cual indica el número de bandeja y la posición donde se debe colocar las láminas; el programa también indica cuantas y de que espesor deben ser las láminas.

Con estos procedimientos se logra homogeneizar el campo magnético, con el objetivo principal de conseguir una esfera uniforme de por lo menos un metro de diámetro en el isocentro del electroimán.

### **3.2. Precauciones que deben tomarse para evitar accidentes al dar mantenimiento**

La parte más crítica que debe tener un alto grado de concentración para tener seguridad en el trabajo, es cuando se maneja el sistema criogénico. Los accidentes más frecuentes se dan cuando se realizan las transferencias de



*helio. Debido a que el helio es altamente frío, puede provocar quemaduras severas en la cualquier parte del cuerpo. Cuando se dispone a hacer una transferencia de helio es absolutamente necesario tener al alcance guantes, lentes de protección, careta, pistola de calor y gabacha. Debe tomarse en cuenta antes de empezar a trabajar con helio, que el lugar debe tener suficiente ventilación (mantener la puerta abierta o conectar un extractor de aire en algunos casos), debe verificarse que el equipo tenga instalado un tubo de escape que dé al techo del inmueble donde se instalará el equipo, en caso de que haya una pérdida abrupta de helio. La ventilación es muy importante ya que el helio tiende a expandir el oxígeno, por lo que la persona simplemente perderá el conocimiento sin darse cuenta, se desplomará y podrá perder la vida si no se auxilia a tiempo. La presión interna del magneto debe controlarse regularmente para evitar que alcance el valor de rompimiento liberando todo el helio en forma de gas.*

*Nunca debe ignorarse la presencia del campo magnético dentro del cuarto de exploración. El campo tiene una fuerza suficiente como para arrebatarse cualquier objeto ferromagnético que se tenga en la mano; por eso, para el uso de herramienta dentro del área que cubre la línea 5 de Gauss, solamente debe ingresarse estrictamente la herramienta que se utilizará en el momento, es absolutamente prohibido dejar objetos sueltos dentro de esta área. Un destornillador atraído hacia el núcleo del magneto puede atravesar a cualquier persona que se encuentre a su paso, causando la muerte del individuo. La herramienta recomendada debe ser de material no magnético: titanio, acero inoxidable, cobre, etc.*

*Cuando se realiza alguna reparación en la electrónica de los gabinetes del cuarto de máquinas, es necesario portar una muñequera antiestática: esta consiste en una banda que se sujeta a la muñeca y se conecta por medio de un*

*cable a algún punto de tierra (al chasis del equipo por ejemplo). Con esta medida, la carga electrostática que tenga el cuerpo será drenada a tierra, protegiendo así los circuitos integrados de la electrónica del equipo, los cuales son altamente sensibles a la misma.*

### **3.3. Servicios periódicos que deben dársele a un electroimán superconductor**

*El cuidado que requiere un electroimán superconductor se concentra en la capacidad de mantener las temperaturas internas del magneto a temperatura cerca de la temperatura de ebullición del helio, que es 4.2°K que equivale a - 268.98°C (o 268.98°C bajo cero).*

*Por eso los procedimientos periódicos que deben darse al sistema de enfriamiento (descrito en el capítulo anterior) son los que mantendrán al electroimán en su estado superconductor, ya que al perder la temperatura del helio (es decir, si se calienta) el devanado del electroimán pasará a ser resistivo.*

#### **3.3.1. Transferencia de helio líquido hacia el electroimán**

*El período en que se realice la transferencia de helio en el equipo, dependerá de la eficiencia del sistema de enfriamiento (cabeza de enfriamiento, compresor, etc.). El nivel de helio se mide en porcentajes desde la consola de operación. La capacidad en litros de cada magneto varía con cada fabricante. Los valores que se toman para realizar una transferencia de helio se advierten desde la consola cuando alcanzan el valor crítico. Cuando el valor llega al 50% se muestra el aviso de que el magneto debe ser llenado al 100%. El valor mínimo permisible de operación es del 35%; al bajar menos del 35% el equipo*

*se bloqueará automáticamente, no permitiendo realizar estudios hasta que se supere el nivel más arriba del 35%. Abajo del 30% se corre el riesgo de que se provoque un quench (protección que se activa para no permitir que siga fluyendo corriente eléctrica en el devanado superconductor a temperatura ambiente porque se destruiría inmediatamente).*

*El helio líquido se envasa en cilindros que están aislados térmicamente por un espacio de vacío que se forma entre la parte exterior y el termo interno en el que se encuentra el helio. Los cilindros los distribuyen en presentaciones de 250 y 500 litros. Para la transferencia de helio también se necesitará de helio gaseoso; este gas servirá para presurizar el líquido de manera que al entrar el gas empujará hacia afuera el líquido.*

*El líquido es transferido desde el cilindro al magneto a través de una línea de transferencia, que consiste en una manguera que también es aislada de la temperatura ambiente por un espacio al vacío entre la parte externa de la manguera con la manguera interna de menor diámetro. Esta línea de transferencia, se introduce en el cilindro en un extremo y el otro se introduce en el magneto a través de la torre de servicio. En la torre de servicio se abre una válvula de bypass la cual permitirá el escape del helio que se gasifique cuando el líquido esté ingresando en el magneto.*

*Para presurizar el líquido se utiliza un regulador de presión con sus respectivos manómetros, este regulador se conecta en la botella de helio gaseoso y en la salida del regulador se conecta una manguera que entra a una de las válvulas del cilindro del líquido. La presión de transferencia no debe exceder los 4 psi.*

*La transferencia de helio para 500 litros normalmente dura aproximadamente unos 75 minutos, dependiendo a que presión se realice. La señal que determinará que ya el helio fue transferido, será una señal audible que saldrá del cilindro de helio, este sonará como silbido cuando solamente esté sacando gas, como indicio de que ya no hay más líquido. Es importante notar que se debe cerrar las válvulas inmediatamente al escuchar este silbido ya que no se debe introducir gas al magneto. La temperatura del gas es mucho más alta que la del líquido, por lo que fácilmente se puede provocar un quench.*

*Dependiendo del fabricante del magneto, se puede determinar la eficiencia de la transferencia. Por ejemplo para un magneto OXFORD de un equipo de 1,5 Tesla, se espera que el 100% sea de 2100 litros; entonces, al transferir 500 litros, se espera que el nivel aumente en un 24% aproximadamente.*

### **3.3.2. Procedimiento a seguir al cambiar la cabeza fría**

*Para todo procedimiento de mantenimiento preventivo deben tomarse en cuenta los siguientes puntos:*

- Desenergizar completamente todo el sistema, desconectando el interruptor termomagnético principal; indicando con una etiqueta en él, que no debe activarse ya que el equipo se encuentra en mantenimiento preventivo. El trabajar con voltaje en el sistema, puede causar serios daños a la persona o al equipo.*
- Utilizar siempre la muñequera aterrizada para evitar descargas electrostáticas a los componentes electrónicos.*

- *Despejar el área completamente, quitando las tapaderas que obstruyan el acceso a los componentes a los que se les dará el servicio.*

*La cabeza fría o cabeza de enfriamiento se encuentra ubicada en la parte superior del magneto, continua a la torre de servicio, como se muestra en la siguiente figura:*

**Figura 47. Localización de la cabeza de enfriamiento arriba del magneto**



*Fuente: Philips Gyroscan. Manual de Servicio. p. 108.*

*La cabeza de enfriamiento es una de las partes del sistema que no debe apagarse en ningún momento, debido a que su trabajo es continuo, se recomienda cambiarla cada 18 meses según especificaciones del fabricante. El deterioro de la cabeza se notará cuando el rendimiento para enfriar las capas de blindaje térmico del magneto empiece a bajar, siendo notorio cuando las temperaturas empiezan a subir gradualmente. El primer indicio de problemas con la cabeza de enfriamiento será la acelerada evaporación de helio,*

*evaporación que normalmente se comporta de manera lineal; es decir, se evapora la misma cantidad en un período determinado. Cuando en este período la evaporación sea mayor, es una muestra de que la cabeza ya no rinde como debiera.*

*La cabeza de enfriamiento no solo está sujeta al magneto por tornillos, también es succionada por vacío que se forma con una bomba de vacío al ser instalada. La sección donde entra la cabeza de enfriamiento debe ser limpiada eliminando cualquier residuo de humedad, usando helio gaseoso de alta pureza (99.999%). Es muy importante que no se permita ningún grado de humedad ya que esta puede formar hielo al aplicar el bombeo de la cabeza de enfriamiento; este hielo será un aislante térmico y no permitirá que el helio gaseoso entre en las capas de enfriamiento, lo que dará como resultado un inútil trabajo por parte de la cabeza de enfriamiento.*

### **3.3.3. Cambio de la trampa de aceite en el compresor**

*El cambio de la cabeza de enfriamiento implica cambiar la trampa de aceite del compresor. El compresor y la cabeza de enfriamiento tienen el mismo tiempo de vida útil y deben cambiarse juntos; no debe cambiarse solamente uno a la vez, ya que esto puede resultar en una contaminación del sistema (con aceite por ejemplo) echando a perder todo el circuito de enfriamiento.*

*Para el cambio de la trampa de aceite se debe realizar los siguientes pasos:*

- *Desconectar el cable de alimentación eléctrica.*
- *Desenroscar la tubería de entrada de aceite y la de salida.*
- *Limpiar los conectores para eliminar residuos de polvo.*

- *Instalar la unidad nueva verificando que las terminales queden bien enroscadas.*

*En la siguiente figura se muestra el compresor, la trampa o filtro de aceite se encuentra en la parte posterior.*

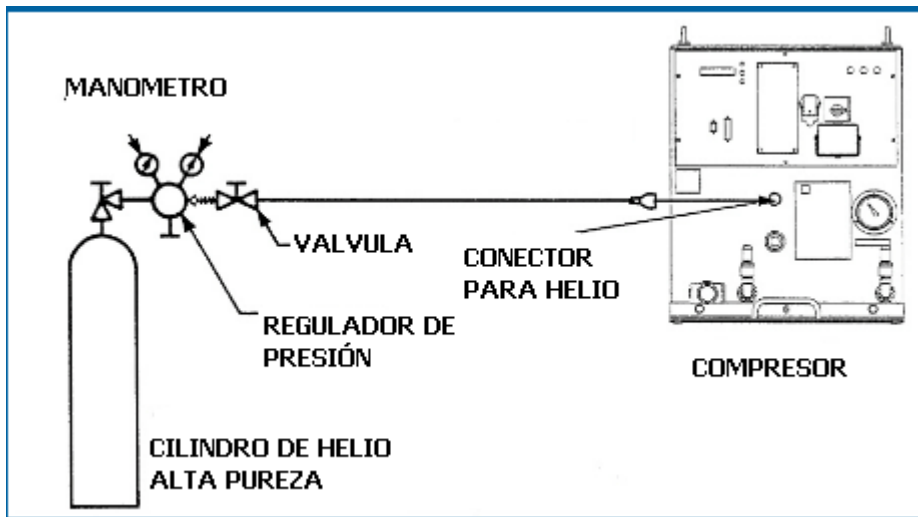
**Figura 48. Compresor**



*Fuente: Leybold. Manual de Servicio. p. 8.*

*La presión del compresor debe ser de 14 bar en estado estático (el compresor apagado) y de 21 bar en dinámico (compresor encendido). Es parte del mantenimiento preventivo controlar que la presión esté dentro del rango, para corregirla debe llenarse con helio de alta pureza. Esto se hace utilizando un regulador de alta presión e inyectándole helio gaseoso de alta pureza. El compresor tiene una entrada donde se conecta la manguera directamente desde la botella de gas a través del regulador. La siguiente figura muestra el esquema de cómo debe conectarse.*

**Figura 49. Como conectar el sistema para levantar la presión de helio en el compresor**



Fuente: Leybold. Manual de Servicio. p. 14.

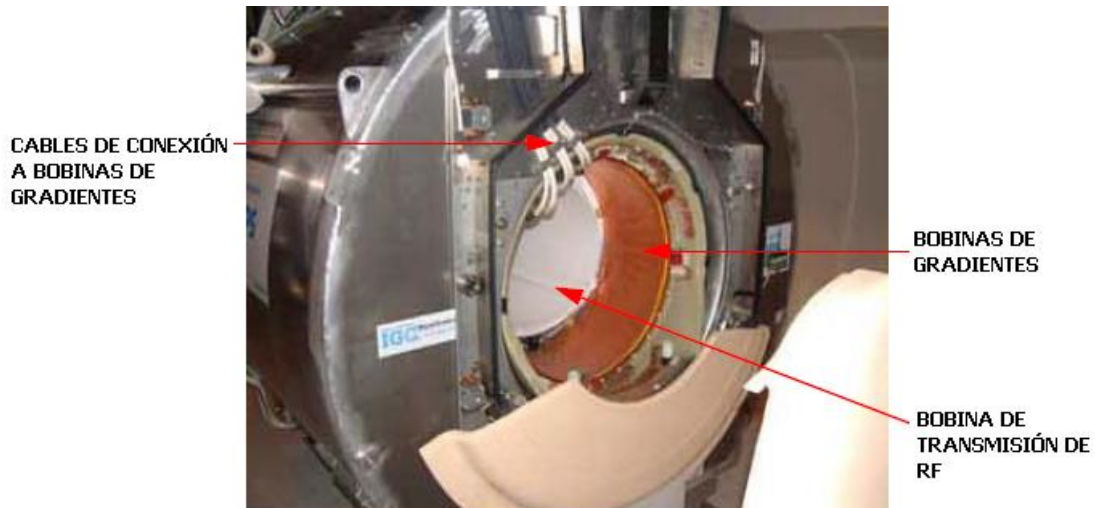
### **3.4. Monitoreo de temperaturas en las bobinas de los gradientes y servicio a los amplificadores**

Como las bobinas de los gradientes se encuentran dentro del núcleo del magneto y es allí donde se debe enfriar el sistema, ya sea por ventilación o por circulación de agua a través de una tubería; ambos sistemas tienen sensores de temperatura internos. La figura 50 muestra la ubicación de las bobinas de gradientes:

El enfriamiento por aire, debe ser con aire acondicionado, ya sea que se guíe por un ducto o que se utilice el aire acondicionado de la habitación.



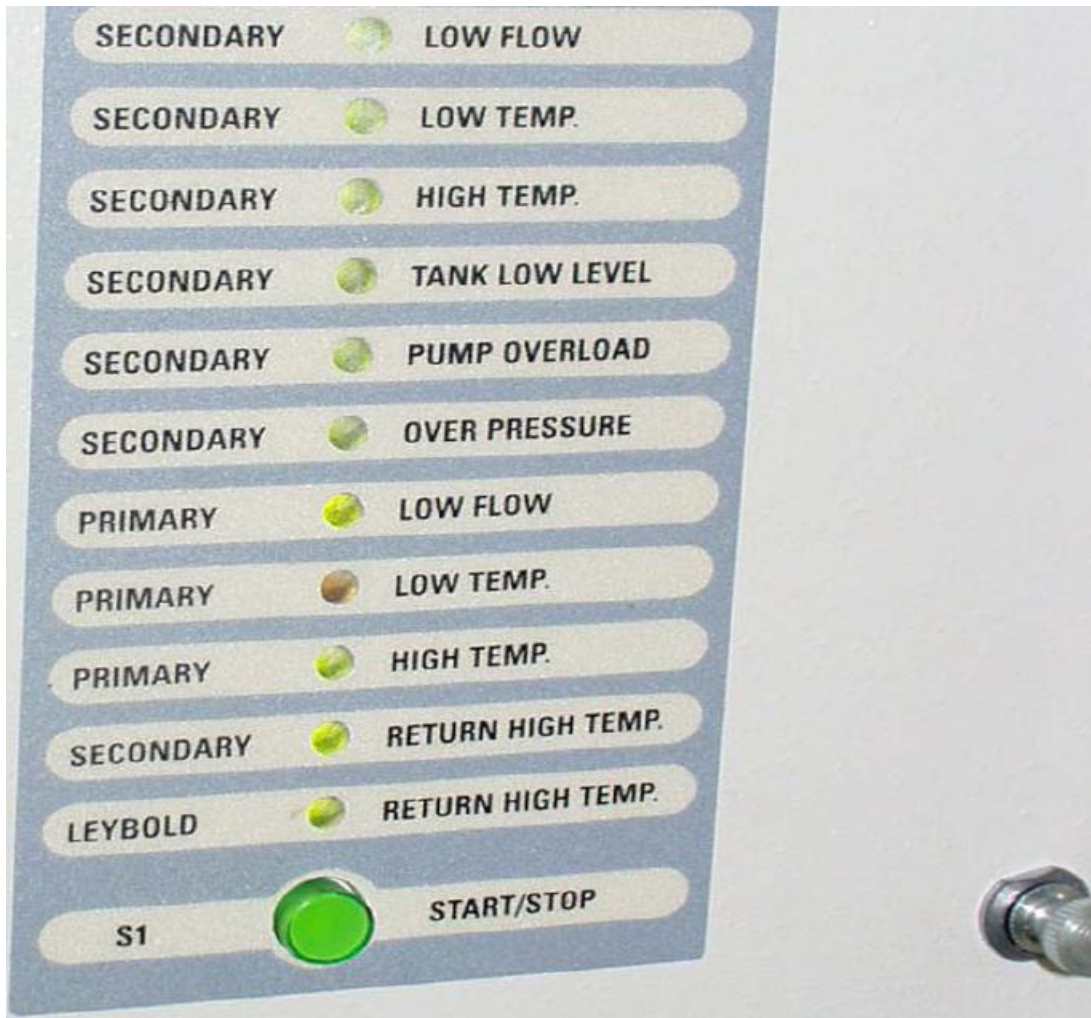
**Figura 50. Núcleo del magneto donde se encuentran las bobinas de gradientes y de transmisión de señal de RF**



*Fuente: Philips Gyroscan. Manual de Servicio. p. 119.*

*Las temperaturas de las bobinas deben oscilar entre 16 y 20 grados centígrados, no debe salirse de este rango. Los sensores de temperatura servirán para dar una señal de advertencia cuando la temperatura alcance los 24°C, para que el operador sepa que el sistema de enfriamiento no está rindiendo bien. Si la temperatura alcanza los 30°C, el equipo se bloqueará automáticamente y en la consola aparecerá un mensaje diciendo que se debe dar el servicio correspondiente por el ingeniero encargado. En la siguiente figura se observa el panel de leds que se encuentra en el gabinete WCU, encargado de enfriar las bobinas usando agua destilada, fría y bombeada por esta unidad:*

Figura 51. **Indicadores de estado del sistema de enfriamiento por agua WCU**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 259.

Como en la figura anterior, el sistema indica tanto las temperaturas como las presiones. Indica el estado del agua tanto de suministro como de retorno. Con estos datos se puede determinar cuál puede ser la falla si se presentara.

*Como medida preventiva, debe controlarse el nivel del agua periódicamente (cada trimestre) y llenarse con agua destilada para mantener el nivel especificado.*

*Se utiliza agua destilada ya que carece de minerales que resultan ser conductivos, estos minerales pueden influenciar la homogeneidad del campo magnético e interferir en la calidad de la imagen. En los sistemas enfriados por aire, debe cambiarse los filtros de aire que protegen los ventiladores, esto ayudará a que el rendimiento de los mismos sea mayor. La ubicación de estos filtros depende del diseño del fabricante, ya que los ventiladores pueden ser de tipo turbina, los que tienen los filtros de aire a los lados de la turbina, mientras que los otros filtran directamente en la dirección del flujo de aire.*

#### **3.4.1. Control de flujo de aire de ventiladores de bobinas**

*Los sistemas enfriados por aire, aplican el aire directamente hacia el núcleo del magneto. Algunos sistemas lo hacen desde la parte superior del magneto y otros desde abajo. Estos sistemas tienen además del sensor de temperatura, un sensor de flujo de aire, el cual advertirá desde la consola de operación, que no está fluyendo aire. Si el flujo de aire no se restablece pronto, el equipo se bloqueará impidiendo la operación del mismo para evitar daños en las bobinas.*

*La siguiente figura muestra la ubicación del ducto de aire, en este caso en la parte superior trasera del magneto:*

**Figura 52. Ductos de aire para enfriamiento de bobina de gradiente**

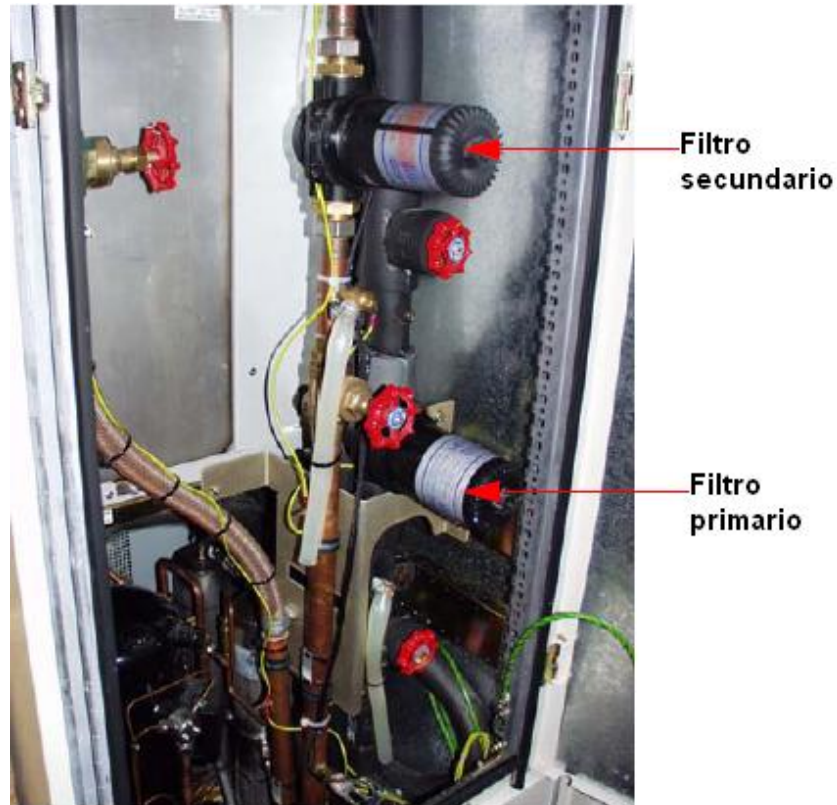


*Fuente: Philips Gyroscan. Manual de Servicio. p. 110.*

### **3.4.2. Control de enfriamiento por agua destilada**

*Los tres componentes básicos del sistema de enfriamiento por agua son: serpentín, WCU (Water Coolin Unit) y chiller. El serpentín se encuentra dentro del núcleo del magneto, por lo que el mantenimiento no es requerido en esta parte. En la unidad de enfriamiento del agua WCU, se debe realizar cambio de filtros de agua trimestralmente, al igual que en el chiller. El equipo cuenta con la llave para cambio de filtros, la cual debe tenerse siempre dentro de la unidad, para hacer los cambios preventivos y correctivos. La siguiente figura muestra la ubicación de los filtros en la unidad WCU:*

**Figura 53. Filtros de agua en la unidad WCU**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 116.*

*También debe nivelarse el agua a su mínimo nivel requerido (cuando sea necesario). La siguiente figura muestra el lugar donde se deposita el agua, puede verse en la figura el embudo que se usa para llenar el depósito y también la bomba de agua que se encuentra al fondo:*



**Figura 54. Vista de la unidad WCU. Muestra el depósito de agua destilada**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p.117.*

*Para el llenado de agua se debe seguir el siguiente procedimiento:*

- *Apagar la bomba de agua. Es necesario desenergizar toda la unidad de WCU.*
- *Drenar el agua existente por medio de abrir la válvula de drenaje. Cerrar al terminar el drenado.*
- *Colocar un embudo en la parte superior del tanque de agua y llenar con agua destilada.*
- *Arrancar la bomba durante 5 minutos para eliminar burbujas de aire*
- *Volver a llenar a través del embudo para dejar el nivel de agua donde indique la marca.*

- *Retirar el embudo y tapar el tanque. Energizar nuevamente el sistema*

#### **3.4.2.1. Verificación de temperaturas del rango de 16°C a 18°C**

*En la unidad WCU se encuentra el panel electrónico de control de temperaturas. Como mantenimiento preventivo debe tomarse nota en una tabla (la cual será pegada en el dorso de la puerta de acceso al panel) donde se tabularán las siguientes temperaturas y presiones:*

- *Temperatura y presión del agua de salida de suministro hacia el serpentín (a los gradientes).*
- *Temperatura y presión del agua de retorno del serpentín (que viene de los gradientes).*
- *Temperatura y presión de entrada del agua que viene del chiller*
- *Temperatura y presión del agua de retorno al chiller*

#### **3.4.2.2. Verificar contaminación del agua destilada**

*El agua destilada no contiene minerales, si por alguna razón se utilizó agua del servicio municipal para el enfriamiento, el agua estará contaminada. Esto provoca ruido en la imagen, bajando el valor de SNR, es por eso que se necesita hacer una inspección del agua.*

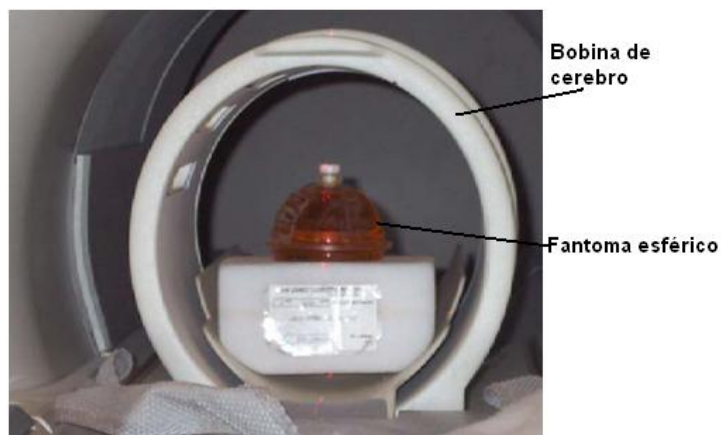
*Debe tomarse trimestralmente una muestra del agua en una botella, basta con observarla a trasluz para detectar visualmente si hay partículas*

extrañas o si el agua tiene color. El agua destilada es incolora, por lo que al observar algún color turbio, debe cambiarse por agua sin contaminación.

### **3.4.3. Corrección de valores offsets en el convertidor análogo digital de los gradientes**

El ajuste de los valores offsets de los gradientes es una sintonización fina de la corriente offset de DC que es aplicada a cada uno de los gradientes (X, Y, Z) respectivamente. Esta pequeña corriente mejora la homogenización del campo magnético principal; la optimización de este ajuste mejorará la amplitud de la señal de recepción de RF. El ajuste se realiza con un programa de calibración que está en el software de la consola de operación. Para realizar este ajuste se utiliza la bobina de cerebro, ubicando dentro de ella un fantoma esférico y colocando esta combinación en el isocentro del magneto. La siguiente figura muestra la posición del fantoma:

**Figura 55. Fantoma esférico instalado dentro de la bobina de cerebro en el isocentro del magneto**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 117.

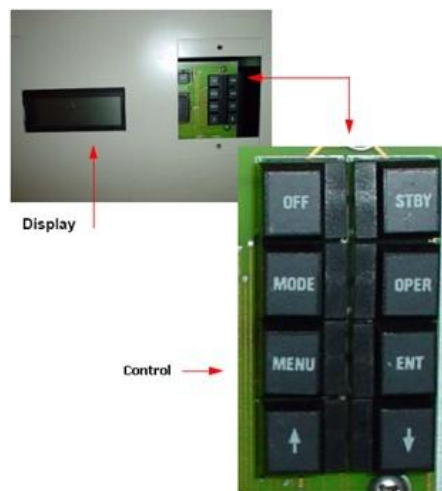


*El fantoma es una esfera rellena de una solución de cobre disuelta en agua; la posición de la esfera es bastante crítica, ya que debe estar bien centrada en los tres ejes para hacer una corrección de offsets muy certera en cada eje. Esta calibración debe realizarse como control de calidad en las imágenes. Al finalizar la calibración los valores son grabados en las tablas de calibración del equipo.*

### **3.5. Verificación de potencia de salida en el amplificador de Radio Frecuencia**

*La potencia de RF siempre es calibrada por el fabricante antes de ser despachada al mercado; sin embargo se tiene acceso a la calibración en caso de que se cambien partes como el tubo de vacío por ejemplo. En la siguiente figura se muestra el acceso al panel de control para calibración de un amplificador de un equipo de 1,5 Tesla:*

**Figura 56. Panel de control para calibración de amplificador de RF**

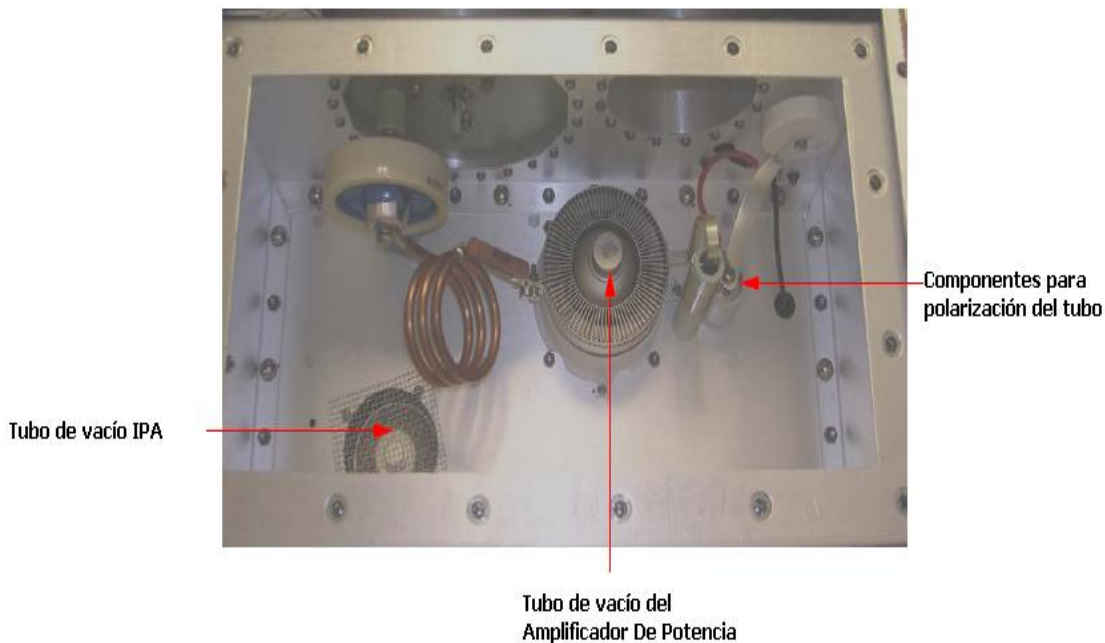


Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p.128.

La verificación de potencia se hace anualmente, esto es necesario ya que el amplificador tiene un tubo de vacío, el cual tiene un tiempo de vida útil de operación de 5,000 horas.

Ya que la vida útil del tubo de vacío es de 5 000 horas, se debe planificar el cambio del mismo antes de que esta se cumpla. Aunque el tubo sigue siendo útil después de las 5 000 horas de uso (esto claro si no se ha dañado completamente), el deterioro del mismo se reflejará en la calidad de imagen; es por eso que debe cambiarse como parte del mantenimiento preventivo. La siguiente figura muestra la vista superior del amplificador de potencia de RF de un sistema de 1,5 Tesla (63.8 MHz):

Figura 57. **Vista desde arriba del amplificador de potencia de RF**

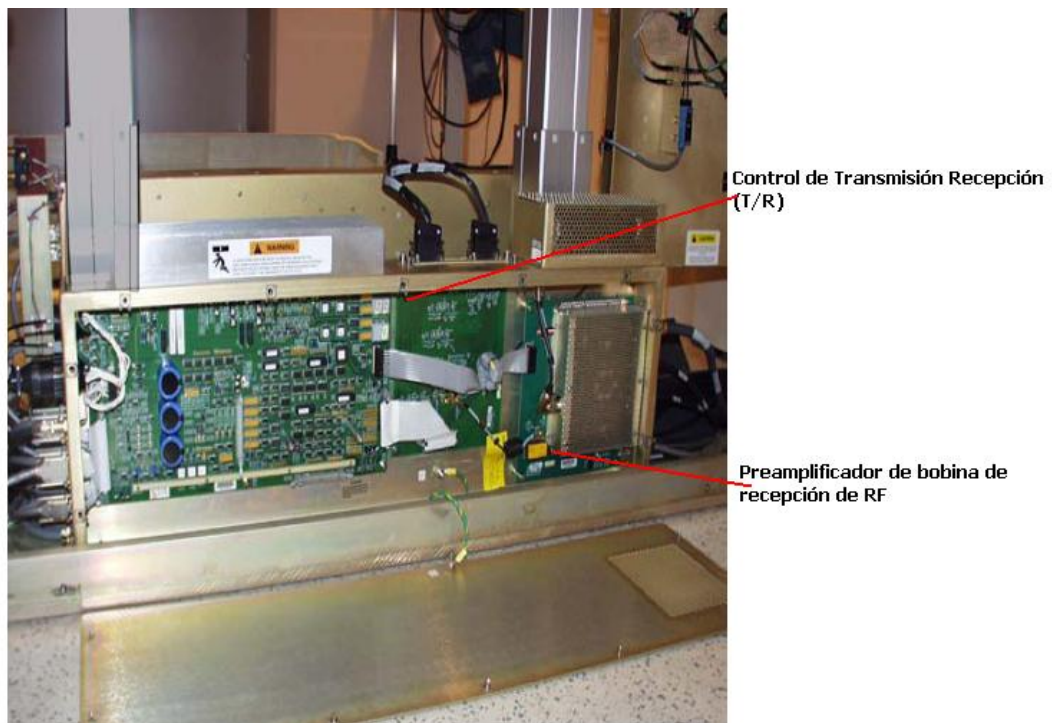


Fuente: Philips Gyroscan. Manual de Servicio. p. 146.

### 3.6. Servicio a la unidad de transmisión y recepción de señal de Radio Frecuencia

La siguiente figura muestra como luce la unidad de transmisión y recepción de RF para un equipo de 1,5 Tesla (63,8 MHz):

Figura 58. **Unidad de Transmisión Recepción (T/R) para un equipo de 1,5 Tesla**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 505.

En este equipo la unidad de T/R está ubicada debajo de la camilla. Dentro de esta unidad se encuentra un preamplificador de señal de recepción de RF.

*Debido a que la señal de recepción es extremadamente pequeña, necesita ser preamplificada antes de llegar a la computadora de Scan/Recon para su análisis.*

*Como mantenimiento preventivo a esta unidad, se recomienda cambiar este circuito integrado (el preamplificador) cuando la relación de señal a ruido (SNR) caiga por debilidad en la señal. Este cambio del chip se debe dar cuando se nota una caída en la calidad de imagen. El cambio de este circuito integrado no puede planificarse en cierto período, ya que está diseñado para no deteriorarse con el uso, es decir, no se especifica un tiempo de vida útil del mismo; sin embargo, ha sucedido que muchas veces la caída del valor de SNR (y como resultado la caída de la calidad de imagen) se debe a la ineficiencia de este preamplificador, es por eso que debe considerarse la posibilidad de cambiarse en algún momento dado.*

### **3.7. Cambio de filtros de aire a computadora de exploración**

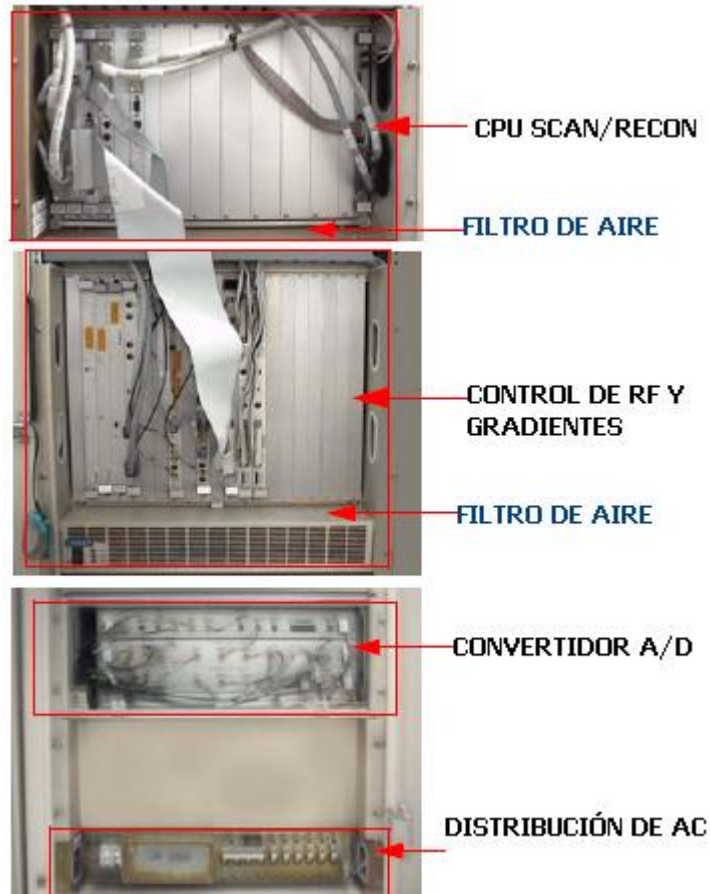
*El procedimiento básico para el cambio de los filtros es el siguiente:*

- Desenergizar todo el sistema desconectando el interruptor termomagnético principal, colocando sobre el mismo una etiqueta que indique que el equipo está bajo mantenimiento preventivo para evitar que lo conecten accidentalmente. Trabajar con el equipo energizado puede causar serios daños al personal o al equipo.*
- Quitar las tapaderas de acceso. El gabinete de la computadora de exploración tiene una puerta de acceso que está unida con bisagras, quitar la puerta totalmente por medio de retirar los pines que unen dichas bisagras.*

- *Retirar la pequeña tapa que cubre el acceso a la ubicación del filtro*
- *Retirar el filtro a cambiar, notando siempre la dirección del flujo de aire, el cual debe estar identificado con una flecha.*
- *Utilizar una aspiradora para limpiar el área donde se instalará el filtro*
- *Aspirar los ventiladores para retirar el polvo acumulado en los mismos*
- *Aspirar la superficie que hace contacto entre el filtro de aire y las tarjetas electrónicas.*
- *Instalar el filtro nuevo, siempre corroborando la dirección del flujo de aire*
- *Reinstalar las tapaderas de los filtros y del gabinete*
- *Energizar el sistema, verificando que el funcionamiento de los ventiladores quede libre de cualquier obstrucción y que el flujo de aire circule a través de los filtros.*

*Los filtros de aire que se utilizan en el gabinete de Scan/Recon son los mismos que se utilizan en equipos de aire acondicionado comercial. La siguiente figura muestra la ubicación de los filtros en el gabinete:*

**Figura 59. Ubicación de los filtros de aire en el gabinete de Scan/Recon**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 105.

Los filtros se deslizan hacia el frente para extraerlos. Al igual que todos los filtros de aire instalados en el sistema, estos filtros deben cambiarse en un período no mayor de 3 meses; es decir, que el cambio de filtros es parte del programa trimestral de mantenimiento preventivo.

### **3.8. Mantenimiento a consola de despliegue de imagen**

*Para el efectivo mantenimiento es necesario considerar la información que a continuación se detalla.*

#### **3.8.1. Limpieza de sus distintos componentes**

*Últimamente las computadoras están siendo diseñadas para ser libre de mantenimiento del hardware, sin embargo, es necesario mantenerlas libre del polvo.*

- *Retirar las tapaderas de la consola*
- *Retirar una por una las tarjetas conectadas a la mother board*
- *Limpiar con limpia contactos tanto los conectores de las tarjetas como de la parte de recepción de la mother board.*
- *Utilizar aire comprimido para limpiar la fuente de DC de la consola*
- *Limpiar el ventilador y filtro (si lo tuviese) de la fuente de DC*
- *Limpiar conectores externos e internos de la consola*
- *Reinstalar las tapas de la consola*

*Se debe utilizar aire comprimido y limpia contactos en spray; es muy importante saber seleccionar el tipo de limpia contactos que se utilice: debe ser libre de grasa y de humedad, no deben dejar una capa aceitosa encima de los componentes ya que esto provocará que se adhiera el polvo a los mismos.*

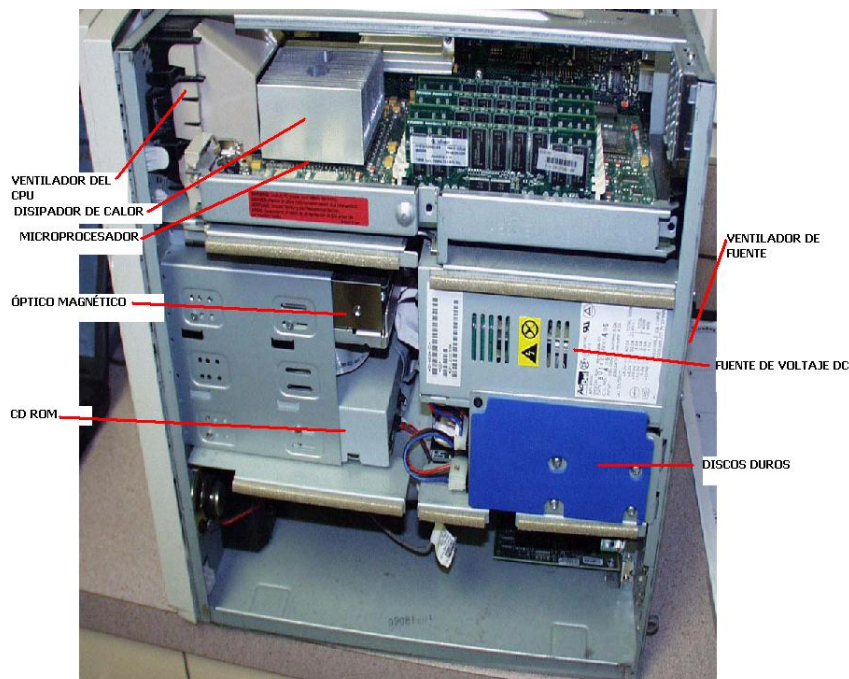
*Los dispositivos periféricos como el drive óptico magnético y el CD ROM, deben ser limpiados cuidadosamente, en especial al limpiar el diodo emisor de rayos laser. El uso de la unidad de CD ROM no es muy frecuente*

(regularmente solo se usa cuando se instala software) es por eso que su mantenimiento debe ser riguroso para evitar fallas inoportunas.

### 3.8.2. Verificación de buena ventilación y cambio de filtros de aire

Actualmente se utilizan microprocesadores de alta velocidad para procesar las imágenes en los equipos de IRM, es por eso que deben tener muy buena ventilación para mantenerlos a temperaturas que no superen los 24°C. El microprocesador cuenta con un ventilador y un disipador de calor como se muestra en la siguiente figura:

Figura 60. Vista interna de la consola de operación y de manejo y despliegue de imágenes



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 57.



*En la figura se muestran dos de los tres ventiladores que tiene la consola (el tercero no logra verse ya que está en la parte inferior de la misma). Durante el mantenimiento preventivo debe limpiarse cualquier obstrucción al paso del aire que empuja el ventilador. Evitar que el microprocesador se caliente, ayudará a que el programa del software no se trabe frecuentemente, lo que al final puede provocar un daño en el mismo así como también en los discos duros.*

*La fuente de voltaje tiene incorporado su propio ventilador; por ser un dispositivo de suministro de potencia, los componentes de la fuente tienden a calentarse fácilmente después del encendido. Debe limpiarse esta área y siempre verificar que los ventiladores sean eficientes, revisando que empujen el aire con fuerza como es debido.*

### **3.8.3. Limpieza de archivos corruptos en disco duro**

*El sistema operativo que más se utiliza en los equipos de IRM es el UNIX. El sistema UNIX tiende a generar unos archivos conocidos como core files. Estos archivos se generan cuando el sistema se apaga repentinamente y no se sigue el procedimiento normal, el cual consiste en salirse del programa vía software para bajar el programa antes de apagar el sistema. Estos archivos core files se van acumulando lo que provoca que el sistema sea más lento y que su capacidad de almacenaje sea menor. Los programas de aplicaciones varían dependiendo del fabricante del equipo de IRM; todos tienen incluido un programa de servicio para distintas funciones.*

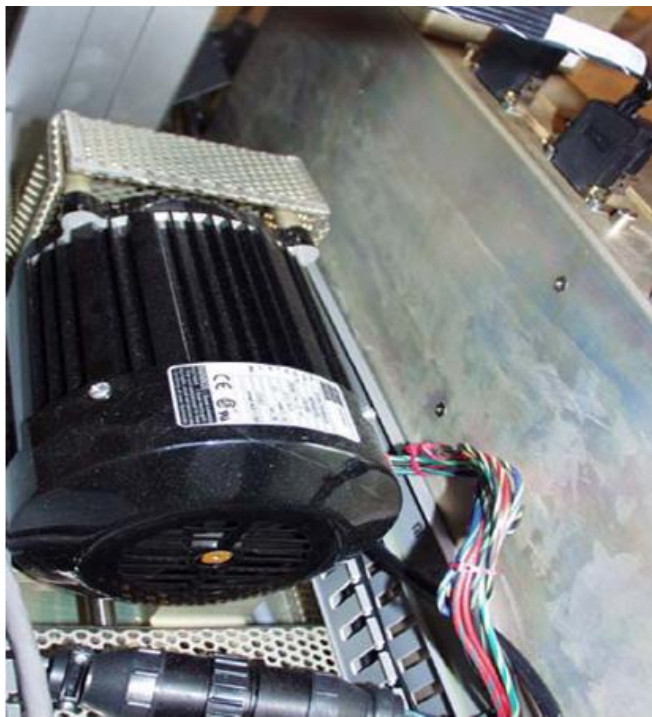
*Para eliminar los archivos core files, existe un programa que en algunos equipos es conocido como housekeep; este programa se encarga de limpiar el sistema de software de los archivos core. Simplemente se selecciona la función*

desde la consola de operación y luego el programa es corrido automáticamente. Este es un procedimiento que debe realizarse trimestralmente.

### **3.9. Lubricación de partes mecánicas en camilla del paciente**

La camilla del paciente solamente tiene dos movimientos: horizontal y vertical. Ambos movimientos son realizados por un motor eléctrico. A continuación se muestra el motor y el mecanismo del movimiento vertical:

Figura 61. **Se muestra el motor de movimiento vertical de la camilla**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 508.

El movimiento vertical de la camilla utiliza un motor más potente ya que es el que levanta al paciente. Normalmente se diseñan para soportar un máximo

de 450 libras. El mecanismo que utiliza este movimiento es en forma de tijera impulsado por un sistema hidráulico. Debe verificarse el nivel de aceite hidráulico trimestralmente.

El mecanismo del movimiento horizontal es hecho de engranajes de plástico (debido a que está cerca del campo magnético principal), este debe ser lubricado con una grasa especial para engranajes de plástico. El mecanismo se encuentra en la parte superior de la camilla; el tablero donde se recuesta el paciente se posiciona sobre este mecanismo para ser movido. A continuación se muestra el mecanismo con engranajes de plástico. En la siguiente figura se muestra el área a lubricar:

Figura 62. **Mecanismo del tablero de la camilla del paciente**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 511.

En la parte interna de la camilla, por debajo de donde se desliza el tablero, se encuentra el eje que hace girar el engranaje plástico que mueve el tablero donde se recuesta el paciente. La siguiente figura muestra este eje:

**Figura 63. Parte baja interna de la camilla del paciente. Se muestra el eje de movimiento horizontal**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 512.

*Este eje debe lubricarse con aceite hidráulico. Debe tenerse cuidado de no aplicar aceite en exceso, ya que esto provoca que se acumule el polvo sobre el eje. Este mantenimiento debe realizarse trimestralmente.*

### **3.10. Verificación de voltajes y limpieza de unidad de distribución de potencia**

*Los voltajes en la unidad de distribución de potencia PDU, se componen de interruptores termomagnéticos, como se muestra en la siguiente figura:*

**Figura 64. Interruptores termomagnéticos del panel PDU**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 332.*

*El gabinete del PDU debe ser limpiado internamente con una aspiradora de mano. El acceso al gabinete es por la parte trasera. El panel es puramente una distribución del voltaje trifásico de entrada, se reparte la carga para exista*

*un balance de cargas así la potencia de entrada del suministro de energía, es debidamente distribuido.*

*Para el mantenimiento debe tomarse en cuenta los siguientes pasos:*

- *Desconectar el interruptor termomagnético principal que viene de la acometida eléctrica del lugar.*
- *Quitar los pines de las bisagras que sostienen la puerta de acceso al gabinete.*
- *Desconectar los cables de tierra que unen las tapaderas al chasis del equipo.*
- *Utilizar muñequera conectada a tierra al manipular los componentes electrónicos para evitar descargar electrostáticas en los mismos.*
- *Apretar todos los contactos eléctricos que estén fijados con tornillos*
- *Identificar los interruptores termomagnéticos que carezcan de etiqueta que indique a que unidad corresponden.*
- *Organizar y fijar los cables a sus ductos con cinchos plásticos*
- *Reinstalar las tapaderas del gabinete PDU*
- *Energizar el sistema*

- *Verificar que los ventiladores del gabinete estén libres de cualquier obstrucción para su libre funcionamiento.*
- *Medir los voltajes distribuidos en el panel, tanto de corriente alterna como de corriente directa.*
- *Verificar el funcionamiento del circuito E-stop*

### **3.11. Cronograma de actividades de mantenimiento preventivo**

*A continuación se listan las actividades principales que deben realizarse periódicamente como parte del plan de mantenimiento preventivo.*

*Trimestral:*

- *Software: ejecutar el programa housekeep o cleanup (el nombre depende del fabricante).*
- *Software: calibración del sistema, offsets, SNR de las bobinas de recepción. Calibración de imagen.*
- *Software: realizar backup en disco óptico magnético; es decir, hacer una copia del software de aplicaciones del sistema, esto incluye: tablas de calibraciones, protocolos del cliente, valores de network, etc.*
- *Limpieza o cambio de filtros de aire en los distintos gabinetes: RF, Gradientes, PDU, Scan/Recon y también en la consola de operación.*
- *Limpieza o cambio de filtros de agua en la unidad WCU y en el chiller*
- *Revisión de conectores de bobinas de recepción*

- *Mantenimiento a unidades de aire acondicionado*
- *Cambio de clips en la puerta de jaula de Faraday que pudieran estar dañados.*

*Anual:*

- *Cambio de agua destilada en sistema de enfriamiento de gradientes*
- *En la camilla revisar sistema hidráulico por posibles fugas y llenar el depósito de aceite de ser necesario para tener el nivel especificado.*
- *Revisión de cables en general: conexiones seguras especialmente en cables en movimiento de la camilla.*
- *Posible cambio de tubos de vacío en amplificador de RF y de cables de transmisión de RF en bobina de cuerpo.*
- *Limpieza interna en el núcleo del magneto, retirando clips o ganchos de pelo que algunas veces llegan al núcleo accidentalmente y pueden crear artefactos.*

*Cada 18 meses:*

- *Revisión de compresor y cabeza de enfriamiento. Planificar el cambio aunque aún estén en su óptimo rendimiento.*

#### **4. TÉCNICAS DE MANTENIMIENTO CORRECTIVO**



#### **4.1. Qué hacer cuando el electroimán superconductor alcanza temperatura ambiente**

*La forma más común que se da para que el electroimán llegue a la temperatura ambiente en su parte interna, es decir donde se encuentra el devanado superconductor, es cuando se produce un quench.*

*La palabra quench, traducida del inglés, puede compararse con la acción de presionar fuertemente una lata hasta expulsar su contenido a una presión muy alta. Se refiere a una pérdida súbita del estado de superconductividad del magneto, provocada por las protecciones internas que se activan por alguna razón. Al activarse estas protecciones, la corriente eléctrica que circula por el superconductor, pasará a conducirse por el material resistivo enviando la corriente eléctrica directamente a tierra, este paso de corriente creciente provocará mucho calor, el cual evaporará el helio repentinamente.*

*Después de ocurrido un quench, el campo magnético se pierde inmediatamente y la evaporación de helio provoca un escape voluminoso de helio que se gasifica al contacto con la temperatura externa. Esta explosión escapa a través de una válvula de seguridad, la cual es respaldada por un disco de presión, el cual se destruirá si la válvula de seguridad no se activa para poder liberar la presión interna del magneto. Al escaparse todo el helio del magneto, la temperatura interna vuelve a temperatura ambiente, por lo que es necesario enfriar el interior del magneto con nitrógeno líquido antes de poner helio para evitar que este se evapore fácilmente.*

*Antes de empezar a enfriar el magneto, se debe verificar que no se ha perdido la cámara de vacío que se encuentra entre la parte exterior y la parte*

*donde se encuentra el devanado superconductor. Esta verificación se hace utilizando una bomba de vacío.*

*Es necesario entonces aplicar nitrógeno líquido antes de poner el helio. Esto se hace ya que la temperatura de ebullición del nitrógeno es más alta que la del helio; se consigue primero enfriar el magneto a temperatura de Nitrógeno para que al poner el helio, este no se evapore tan fácilmente como lo haría si estuviera a temperatura ambiente. Después de llenar el depósito donde se encuentra el devanado con nitrógeno, este se deja reposar por un día. Pasado este tiempo, se procede a sacar el nitrógeno del magneto. El procedimiento para retirarlo es usando helio gaseoso, el cual al introducirlo a presión, expulsará el líquido hasta dejarlo vacío pero frío a temperatura de nitrógeno (77°K que equivalen a -196°C {196°C bajo cero}).*

*Después se empieza a transferir helio líquido al magneto. Normalmente tomará varios litros antes de que empiece a coleccionar. Es necesario alcanzar como mínimo el 90% del nivel en el magneto para poder proceder a levantar el campo magnético, de lo contrario esta operación puede provocar nuevamente un quench.*

*Esta medida correctiva resulta ser la más costosa en un sistema de IRM, ya que se debe comprar bastante nitrógeno líquido y helio, el cual en el mercado tiende a subir de precio; es por eso que los diseños actuales del sistema de enfriamiento son fabricados para mantener el helio líquido con un porcentaje de evaporación cada vez más bajo. El ingeniero de servicio debe estar siempre alerta para evitar fallas en el sistema de enfriamiento, especialmente los que obligan a detener el funcionamiento de la cabeza de enfriamiento.*

#### **4.2.      *Cómo detectar un quench y medidas a tomar antes de levantar el campo magnético***

*El primer rasgo de que se ha dado un quench es que el campo magnético en el electroimán superconductor ya no está presente. Basta con ingresar algún objeto metálico y notar que no es atraído por el magneto para saber que se perdió el campo magnético. Otro indicador es el manómetro de presión interna del magneto que se encuentra en la parte superior del magneto. Este medirá presión cero debido a que no está evaporándose ningún líquido internamente; en algunos casos puede medir presión negativa, esto significa que está entrando aire del exterior hacia el interior del magneto. La siguiente figura muestra la lectura de un manómetro en un magneto después de haber sufrido un quench:*

**Figura 65.      *Lectura del manómetro debajo de cero PSI***



*Fuente: Imán Oxford.*

*La medida inmediata a tomar cuando se da un quench, es reemplazar el disco de explosión que se encuentra en la tubería de escape del helio. Este disco se rompe cuando la presión interna supera los 10 psi; está diseñado para romperse en una única dirección, no permite que entre presión de ningún tipo al magneto. Es muy importante reemplazarlo inmediatamente ya que si entra aire*

*en la parte interna del magneto, se forma hielo, el cual es muy difícil de retirar; además se corre el riesgo de que el devanado interno se dañe permanentemente, lo cual implicaría que se debe reemplazar el magneto, lo que es equivalente a decir que se debe cambiar todo el equipo.*

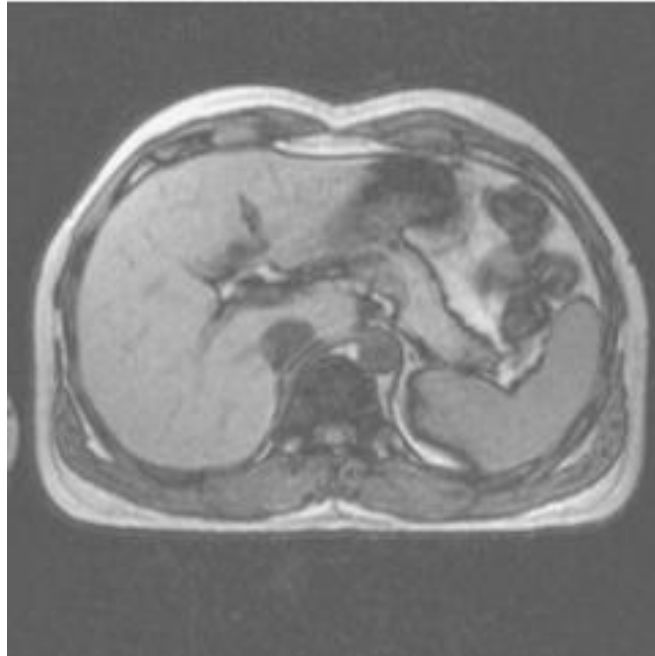
#### **4.3. *Cómo afecta a la imagen en pantalla la falta de uno de los campos magnéticos producidos por los gradientes***

*Como los gradientes sirven para ubicar la imagen en sus tres dimensiones en el espacio, formando así los ejes X, Y y Z. Al perderse totalmente uno de los gradientes el sistema lo detectará y no permitirá el funcionamiento de los equipos; pero si uno de los ejes no está totalmente dañado, la imagen se reconstruirá y lo que debería ser un círculo en el monitor se vería en forma de óvalo.*

##### **4.3.1. *Aislamiento de la falla***

*La primer prueba que se hace es por medio de ejecutar el programa de valores offsets de los gradientes. Durante los mantenimientos preventivos estos valores debieron ser tabulados y en el registro de servicio del equipo. Al restablecer los valores offsets, puede notarse si alguno de los ejes está fuera de valor específico para el equipo en cuestión. Otra calibración que afecta la simetría de la imagen es la llamada sizing, la cual al estar fuera de calibración, afectará la forma de la imagen y también reducirá la relación SNR. En la siguiente figura se muestra una imagen de un corte abdominal hecha con los tres ejes de gradientes funcionando correctamente:*

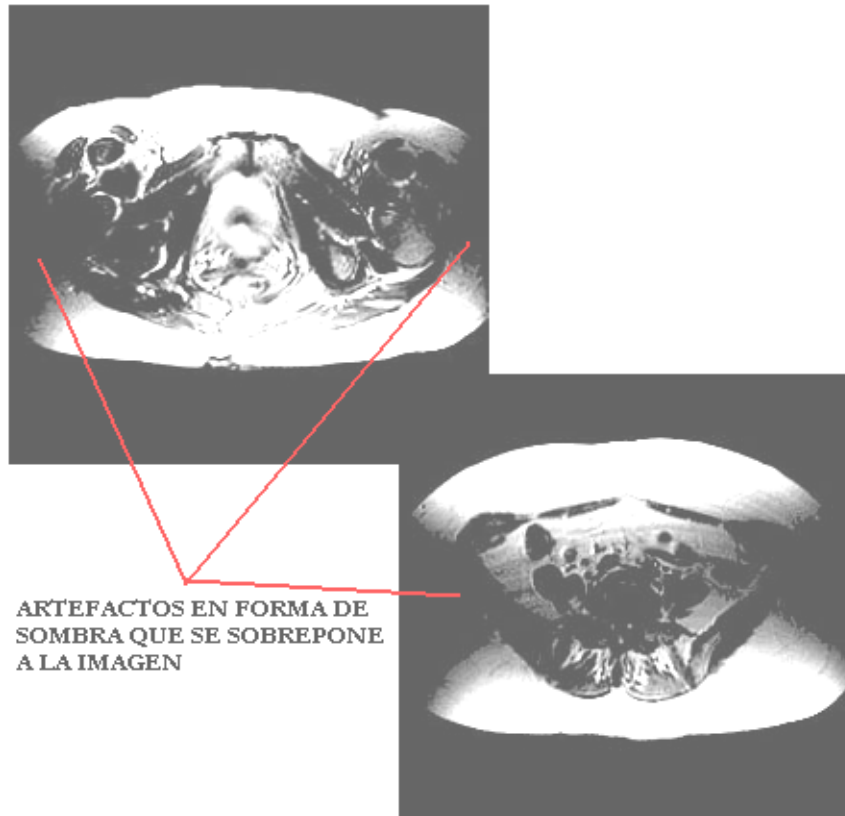
**Figura 66. Se muestra una imagen de abdomen en corte transversal con los tres ejes de gradientes funcionando correctamente**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 541.*

*La siguiente imagen muestra cómo afecta la distorsión geométrica al presentarse un problema en el eje X de los gradientes. Note las sombras que se superponen en la imagen del abdomen.*

**Figura 67. Efecto causado por distorsión geométrica debida a falla en gradientes**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 545.*

*Los artefactos en la imagen son las fallas más reportadas en equipos de IRM. Sucede con frecuencia que la mayoría de veces no son fallas en el equipo; en el anterior ejemplo se representa una falla en los amplificadores de gradientes, pero antes de indicar que la falla es en el hardware se deben analizar los parámetros de exploración utilizados por el operario del equipo, para formar sus secuencias y protocolos, ya que este artefacto también puede presentarse al elegir un incorrecto campo de visión o tamaño de la imagen.*

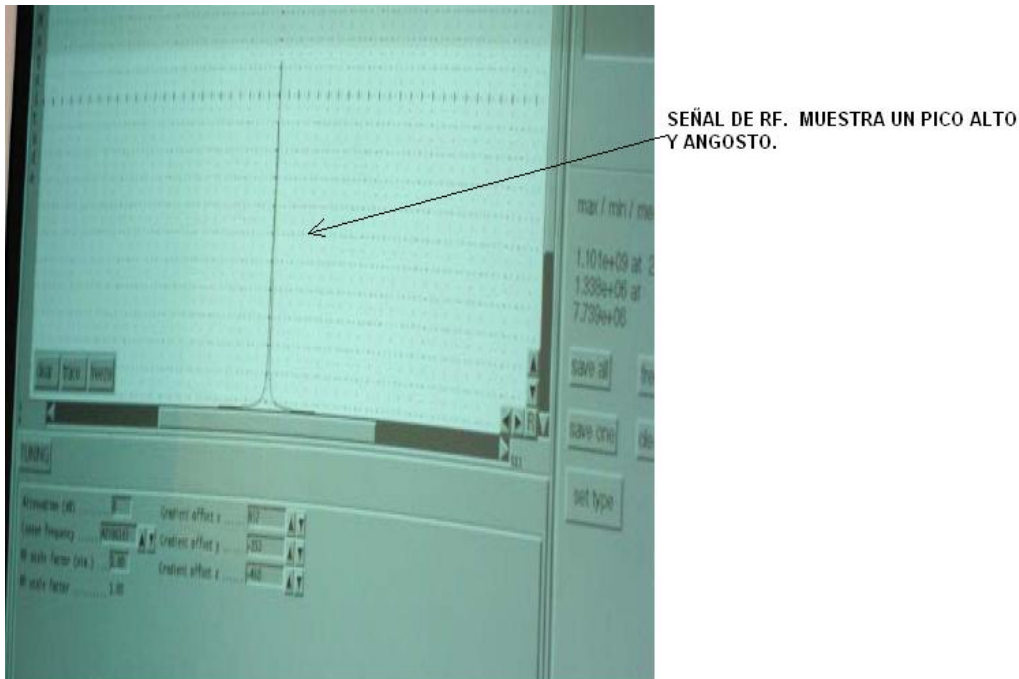
#### **4.4.      *Cómo detectar la falta del pulso de Radio Frecuencia que envía el amplificador***

*Al iniciar el estudio en un paciente, debe de ejecutarse desde la consola de operación el procedimiento de localización de la frecuencia central del equipo y luego debe sintonizarse dicha frecuencia con la señal del paciente. Cuando el equipo no detecta la señal que proviene del paciente por medio de la bobina de recepción, reportará un mensaje en la pantalla y no permitirá que se realice el estudio.*

*La señal puede ser vista en el monitor de la consola de operación o en un osciloscopio. Para captarla desde el osciloscopio se construye una bobina de dos espiras con un cable de cobre, este se suelda a un cable coaxial conectando la espira entre el blindaje del cable y el conductor central, luego se suelda en el otro extremo del cable coaxial un conector tipo BNC, el cual va conectado al osciloscopio con una terminación de 50Ω.*

*La señal en el osciloscopio debe lucir igual a la que aparece en el monitor de la consola. La ventaja en analizarla desde la consola es que se puede usar la transformada de Fourier para cambiar las variables en los ejes entre amplitud, frecuencia y fase. La señal vista desde el monitor se presenta en la siguiente figura.*

Figura 68. **Señal de RF vista en el monitor de un equipo de 1,5 Tesla**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 587.

*Es importante que el objeto en exploración se encuentre en el isocentro del magneto; por eso cuando se mide la señal de RF con el osciloscopio, hay que asegurarse que la bobina quede dentro del magneto bien posicionada en el isocentro.*

*Muchas veces esta falla se corrige calibrando nuevamente la frecuencia central del equipo. El valor de frecuencia central solamente será exacto en el isocentro del magneto (por el efecto que producen el gradiente en el campo magnético). La calibración de RF y la calibración de la camilla para posicionar el isocentro, forman parte de la solución al problema que se reporta cuando no se puede localizar la frecuencia central o cuando reporta que es incapaz de calibrar RF.*



#### **4.5. Diagnóstico de falla cuando la computadora de reconstrucción no recibe datos crudos**

*Los datos crudos son las ondas o ecos de RF que llegan a la computadora Scan/Recon para ser procesados, con estos datos la computadora construirá una imagen; cada eco corresponderá a un pixel en el plano de despliegue de la imagen. Estos datos crudos son el resultado del lazo de RF; es decir, la transmisión y recepción de la misma.*

##### **4.5.1. Comprobación de que la señal de transmisión llega a la bobina**

*Para verificar porqué no se recibe eco de RF de regreso desde la bobina de recepción, se debe primero corroborar que se está transmitiendo señal. La mejor forma es como se describió anteriormente utilizando el osciloscopio. Si en caso no hay transmisión de RF deben evaluarse los elementos en cuestión.*

*Primero debe confirmarse que el amplificador de RF ha pasado la prueba de autodiagnóstico. Al encender el equipo, la unidad de RF tiene una secuencia de autodiagnóstico y si pasa la prueba se encenderá un led verde que indica que el sistema está listo para transmitir. En la siguiente figura se muestra un ejemplo de cómo luce un amplificador de RF visto de frente; el indicador de operate enciende hasta que el sistema ya pasó la prueba de autodiagnóstico. Puede notarse que también hay un indicador que dice wait; este led se enciende por un período de aproximadamente seis minutos. Este es un tiempo de espera que sirve para precalentar el tubo de vacío que está dentro del amplificador de potencia de RF. Si en caso no se ilumina el led de operate, al pasar más de 10 minutos, es una indicación de que el amplificador de RF tiene una falla interna, que también será reportada por la computadora central al*

no lograr establecer la señal de que el sistema a encendido correctamente. Cada amplificador de RF tiene su propio código de errores, los cuales son evaluados para determinar la falla. Las fallas más comunes son relacionadas con los tubos de vacío, los cuales tienen una vida útil predeterminada.

**Figura 69. Leds o luces indicadoras en el panel frontal del amplificador de RF**

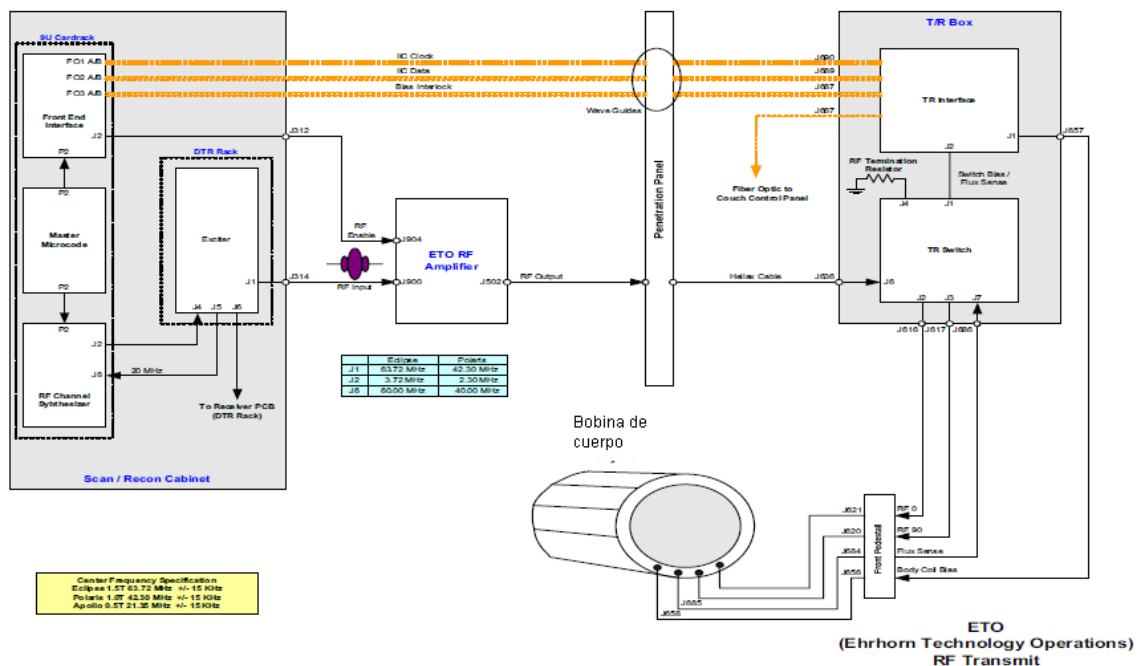


Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 84.

Luego se debe revisar la bobina de transmisión de señal. La bobina de transmisión se encuentra dentro del núcleo del magneto y además del embobinado de la antena, también tiene algunos dispositivos como diodos y

capacitores que, aunque poco frecuente, son posible causa de la falla. La siguiente figura muestra el flujo de la señal de RF, desde su generación, hasta llegar a la bobina de cuerpo. La transmisión sale del amplificador de RF siendo sincronizada por la electrónica del gabinete Scan/Recon y manipulada por la unidad de T/R box para así llegar a la bobina de transmisión, en cuyo núcleo se encuentra reposado el paciente.

Figura 70. Diagrama de bloques de transmisión de RF



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 138.

#### 4.5.2. Comprobación de que la señal que viene del paciente es tomada por la bobina de recepción

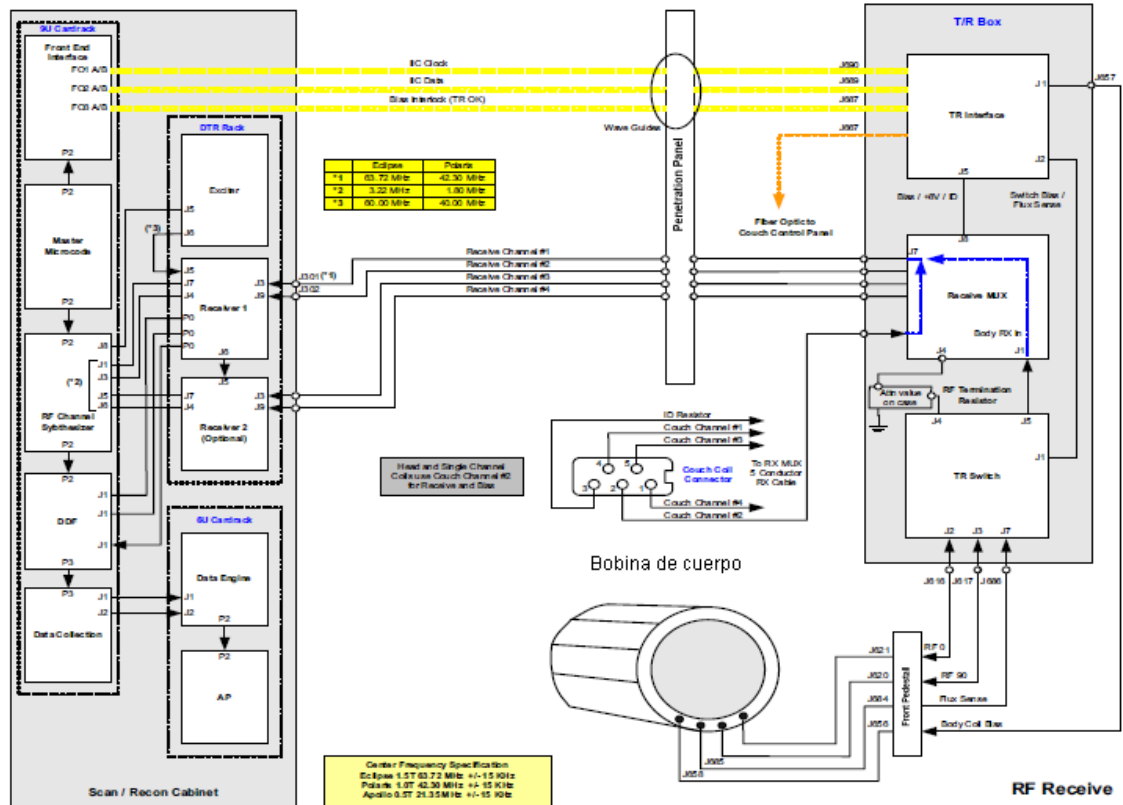
Confirmando que existe señal de RF en la transmisión, prosigue verificar el lazo de recepción de señal, el cual inicia con la bobina o antena de recepción.

*Desde la consola de operación debe ejecutarse el programa que calcula la relación de señal a ruido (SNR). Cuando se ejecuta este programa, se obtienen dos imágenes independientes utilizando uno de los fantomas de diagnóstico. De las dos imágenes obtenidas se tiene una que corresponde a la señal y otra que corresponde al ruido. La imagen de la señal será evaluada como la señal pura de RF y la imagen de ruido será el resultado de lo que lee la bobina receptora sin señal alguna.*

*Las bobinas de recepción son distintas para el área que se desea explorar. Si hay un problema en la recepción, primero se debe determinar si el problema es en todas las bobinas de recepción (algunas son opciones, pero cada sistema cuenta con por lo menos dos bobinas: una para cuerpo y otra para cerebro). Si se define que es solo en una bobina en particular, se elimina la posibilidad de que la falla esté en el sistema, ya que la falla se aísla y apunta a que el problema es la bobina en cuestión, así que solo se resuelve el problema en la bobina. Estas bobinas tienen un circuito integrado que funciona como preamplificador, este chip está montado sobre una base y es idéntico para cada bobina. Para efectos de diagnóstico se puede intercambiar el integrado de una bobina a la otra y así identificar el que está dañado para ser cambiado.*

*Si la falla es común en todas las bobinas de recepción, se debe analizar el sistema de transmisión recepción, que es la unidad de T/R.*

Figura 71. Diagrama de bloques de recepción de RF



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 139.

En la figura anterior se demuestra el diagrama de bloques de recepción; la señal parte de la bobina que recibe la señal proveniente del paciente, pasa por la electrónica de la T/R box, hasta llegar a la computadora de Scan/Recon para luego desplegar la imagen en el monitor de la consola principal.

#### 4.5.3. Medidas en la unidad de transmisión y recepción de señal

La unidad de transmisión y recepción de RF se encuentra debajo de la camilla en algunos equipos, como se muestra en la figura 52. Esta unidad

funciona como un interruptor que selecciona transmisión o recepción, de acuerdo con los tiempos definidos. En esta unidad hay ciertos puntos de prueba donde se pueden medir valores de voltaje y frecuencia que son útiles para determinar si la falla está en la electrónica de la unidad de T/R. La siguiente figura muestra la ubicación de estos puntos de medición:

**Figura 72. Puntos de medición en la unidad de T/R ubicada debajo de la camilla**

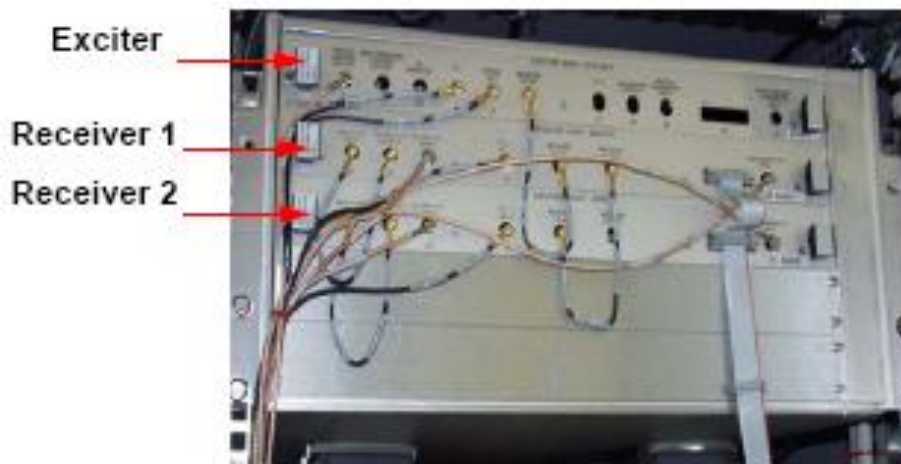


Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 252.

La unidad de T/R maneja cuatro canales de RF, los cuatro utilizan distintos circuitos en su secuencia electrónica, estos circuitos son idénticos; es decir, las tarjetas electrónicas son idénticas, permitiendo poder intercambiarlas entre los distintos canales para aislar la falla y así definir cuál es el componente dañado.

La unidad de T/R envía la señal a las tarjetas electrónicas llamadas transceiver y receiver. Estas tarjetas están ubicadas en el gabinete de Scan/Recon como lo muestra la siguiente figura:

**Figura 73. Muestra la electrónica para la recepción de señal de RF**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 529.

Los equipos actualmente tienen un programa de diagnóstico, el cual se ejecuta desde la consola de control. Estos programas normalmente deben ser comprados al fabricante; con estos programas de servicio se ejecutan pruebas a cada una de las tarjetas y con esa herramienta se aísla la falla y de esa manera se posibilita ordenar la parte que corresponda.

#### **4.6. Señales ajenas que se superponen en la imagen desplegada, conocidas como artefactos**

Los artefactos son deformaciones que se ven en la imagen que se despliega en el monitor de la consola de operación. Estos se deben a

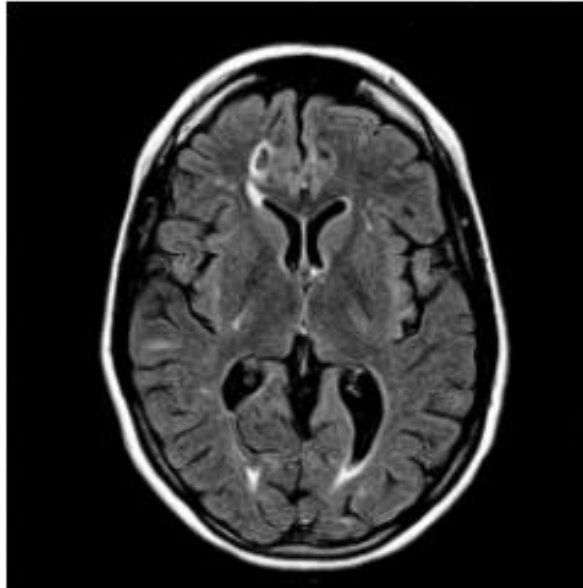
*diferentes causas pero básicamente son provocados por señales que la bobina de recepción convierte en imagen y por los parámetros que se seleccionan desde la consola. Los tiempos T1 y T2 afectan el contraste de la imagen y depende de lo que el operario esté explorando para definir estos parámetros. En algunas imágenes el tejido blando saldrá blanco en otras saldrá negro dependiendo la secuencia que se elija; es por eso que los parámetros de exploración también pueden introducir artefactos en la imagen. Artefactos en la imagen es la falla que más se reporta en equipos de IRM, muchas veces son corregidos al variar los parámetros de exploración, es por eso que el técnico que operará el equipo debe recibir un curso de entrenamiento lo suficientemente extenso para conocer bien el equipo.*

*El mayor riesgo que se corre con esta falla es que la interpretación del médico sea errónea al confundir un artefacto con una lesión en el paciente. A continuación se muestra una imagen de un corte axial o transversal de cerebro, esta imagen es como debería salir sin artefactos.*

*En la figura se muestra un corte axial de cerebro utilizando la secuencia Flair, conocida como Imágenes de Fluidos Oscuros. El contraste entre tejido blando y tejido óseo, se diferenciará dependiendo de la secuencia elegida. La siguiente imagen servirá de referencia para distinguir cuando se presenta un artefacto en los ejemplos que se darán más adelante.*



**Figura 74. Corte axial de estudio cerebral usando la secuencia FLAIR**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 550.*

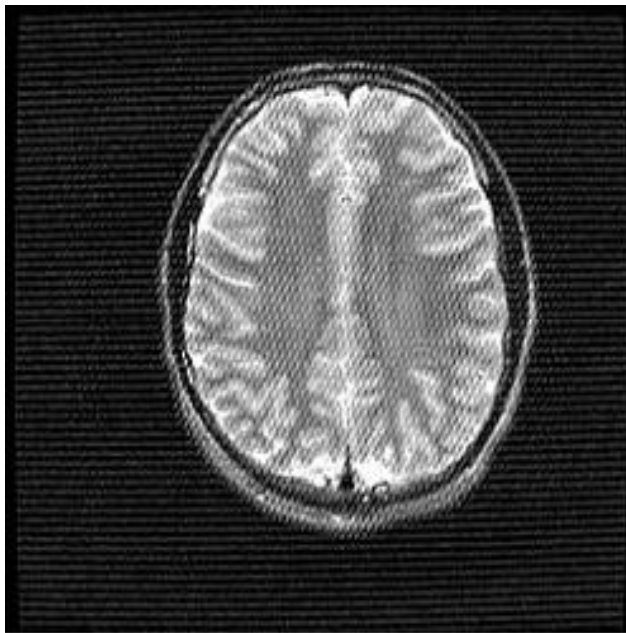
#### **4.6.1. Ruido producido por vibración mecánica**

*La vibración mecánica puede provenir de las partes en movimiento que hay en el cuarto de exploración. Esto incluye: la cabeza de enfriamiento, ventiladores que utilizan algunos diseños para enfriar las bobinas de gradientes y el movimiento que se da cuando los gradientes son energizados y su campo magnético interactúa con el campo fijo  $B_0$ . Este efecto produce un sonido en el momento de la exploración provocado por la vibración; tal y como sucede con una bocina, tiene un imán permanente y luego se le aplican ondas de radio a una bobina para que se dé la vibración.*

*Las vibraciones mecánicas pueden llegar a agitarse a la misma frecuencia central del equipo, haciendo que la bobina de recepción las interprete como*

señales que están dentro del ancho de banda de exploración, es por eso que son transmitidas hasta la computadora de reconstrucción, dando como resultado una imagen como la que se muestra en la siguiente figura:

**Figura 75. Artefacto producido por vibración mecánica conocido como efecto Corduroy**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 550.*

*Puede notarse el artefacto sobrepuesto en la imagen; este artefacto es conocido como efecto Corduroy por su similitud con la tela que se usa para prendas de vestir.*

*Entre las posibles situaciones que provoca este artefacto está la vibración del movimiento mecánico de la cabeza de enfriamiento. El sistema está diseñado para que la cabeza en sí, no interfiera con la calidad de imagen; sin embargo, durante la instalación debe tenerse cuidado de no dejar la tubería que*

*conecta el helio gaseoso suelta sin fijación alguna, ya que estas pueden vibrar y mostrar un movimiento oscilante golpeando la superficie del magneto, estos golpes pueden entrar en resonancia con la frecuencia central y dar como resultado una imagen con artefacto.*

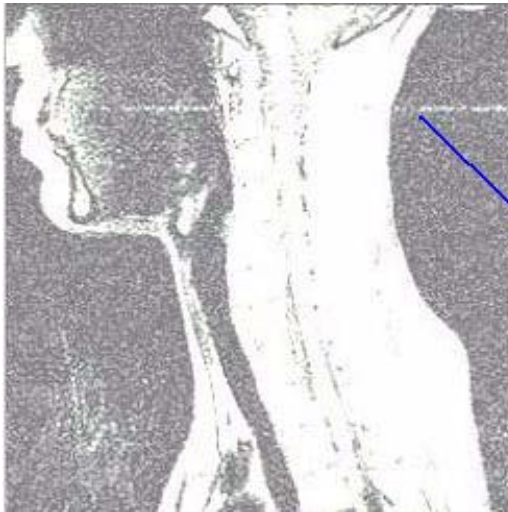
*Este artefacto también puede aparecer cuando hay alguna lámpara incandescente quemada dentro del cuarto de exploración. El filamento que queda suelto dentro del bulbo o bombilla incandescente, vibrará al interactuar con el campo magnético gradiente y si la vibración entra en resonancia, la señal llegará a la bobina de recepción de RF.*

*Cables sueltos con mala conexión o sin ser fijados para soportar la tensión mecánica, también son causas que provocan este artefacto. En algunos diseños el sistema de enfriamiento de los gradientes consiste en instalar un ventilador tipo turbina directamente detrás del magneto, estos motores cuando tienen desgaste en los cojinetes, emiten un ruido que también produce el efecto Corduroy.*

#### **4.6.2. Frecuencia fija que entra en la jaula de Faraday**

*Este artefacto casi siempre se le atribuye a fallas en el equipo. Se trata de encontrar algún problema en el lazo de RF, lo cual llevará horas de diagnóstico y cambio de partes sin llegar a resolver el problema. A pesar de que se puede concluir que el problema es causado por una filtración de RF a través de la jaula de Faraday, algunas veces toma bastante tiempo encontrar en qué punto está la penetración. La siguiente figura muestra un ejemplo de cómo se manifiesta esta falla en una imagen:*

**Figura 76. Artefacto producido por señal externa de RF**



**Artefacto: Línea en forma de Zipper**

*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 553.*

*El artefacto puede manifestarse en forma de zipper, exhibiendo una o varias líneas sobre la imagen. La dificultad que se da para detectar el origen de esta falla, es que normalmente aparece aleatoriamente. El artefacto no aparece con una bobina o secuencia en particular y algunas veces aparece y otras no; esto es porque depende también de las condiciones del ambiente que rodea al magneto. Es difícil tomar un parámetro fijo de captura de la señal es por eso que para solucionar esta falla el tiempo es indefinido.*

*Debe hacerse una inspección visual buscando alguna perforación que pudo darse durante la instalación o después de ella. Puede que se hayan hecho modificaciones en la obra civil, incluso en algunos sitios deciden adornar dentro del ambiente del magneto, y con frecuencia perforan agujeros para colgar cuadros decorativos; estas perforaciones pueden atravesar la pared de cobre de la jaula de Faraday permitiendo que se introduzca la señal de RF.*

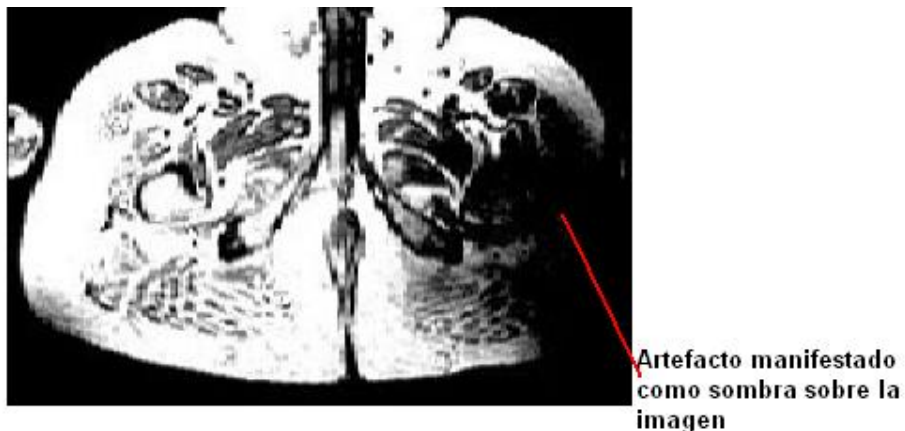
Una de las formas más económicas de detectar el punto donde se penetra la señal de RF, es utilizando un aparato portátil de radio FM. La señal de radio debe perderse totalmente al estar dentro del cuarto del magneto.

#### **4.6.3. Artefactos producidos por metales que puede portar el paciente**

Los metales tendrán influencia con la interacción del campo magnético debido a la susceptibilidad magnética. En estudios para algunos pacientes es inevitable este efecto, tal es el caso de pacientes que tienen tratamientos en los dientes y tienen que utilizar brackets.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de una imagen afectada por la presencia de un metal:

**Figura 77. Corte axial de abdomen colocando un metal**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 553.

*Al tener este tipo de imagen debe confirmarse que el paciente no porta algún tipo de metal, puede ser en las prendas de vestir (ganchos en el sostén en el caso de las mujeres o hebillas de cinchos) y debe revisarse dentro del magneto, algunas veces también abajo del tablero de la camilla del paciente suelen caer metales que portan las personas que ingresan al cuarto de exploración como ganchos de pelo, clips para papel, etc.*

*Después de corregir estos artefactos, es recomendable que se realice la calibración de imagen completa y que se verifique la relación de señal a ruido en cada bobina de recepción.*

#### **4.6.4. Corrección de artefactos producidos por contaminación de agua destilada**

*Si el agua que se utiliza para el enfriamiento de los gradientes no es destilada, contendrá minerales y otros iones que hacen que el agua sea conductora. Estos iones pueden ser metálicos, los cuales al circular alrededor del núcleo del magneto, distorsionan la homogeneidad del campo magnético fijo (susceptibilidad magnética), lo que provoca un artefacto en la imagen que se manifiesta como ruido en la señal.*

*Para corregir esta falla debe cambiarse el agua completamente. El procedimiento consiste en bombear el agua que se encuentra en el circuito que circula el serpentín y desecharla drenándola al alcantarillado. Debe drenarse por lo menos 25 galones de agua para limpiar la tubería, abriendo las válvulas correspondientes. Al final se debe cerrar la válvula de drenaje y llenar nuevamente el circuito cerrado de la tubería que llega al serpentín, usando de 25 a 40 galones de agua destilada. Al final debe verificarse que en la unidad WCU las temperaturas y el nivel de agua estén dentro del rango especificado.*

#### **4.7. Corrección de falla de temperaturas en la unidad WCU**

*La unidad de enfriamiento del agua WCU, controla que la temperatura del agua se mantenga dentro del rango permisible de operación, limitando tanto la temperatura mínima como la máxima.*

*Si la temperatura del agua que retorna de los gradientes (del serpentín) es mayor de 24°C, el sistema reportará una alarma en la pantalla del monitor como también en el display de la unidad WCU. La falla más frecuente de temperatura alta indicará en qué punto del circuito de circulación de agua se ha detectado. Esta falla frecuentemente se debe a que el chiller no está enfriando el agua que llega al intercambiador de calor; puede ser que no esté bombeándola o que no esté enfriando el agua. Para solucionarlo se debe chequear el compresor y la bomba del chiller.*

*Verificar las siguientes funciones:*

- *Alimentación eléctrica al chiller*
- *Verificar fusibles*
- *Revisar fugas u obstrucciones para el paso de agua*
- *Comprobar que el nivel de agua esté arriba del mínimo indicado*
- *Acumulación de hielo alrededor del compresor (esto indica que el agua no está circulando por alguna razón).*

*También se reportará si la temperatura del agua en el punto de retorno del serpentín es menor de 16°C. La unidad de WCU tiene una válvula de tres vías, la cual se encarga de regular la temperatura del agua por medio de hacer un bypass entre el agua de retorno y la de suministro, en este punto se combina el agua caliente de retorno con el agua fría de suministro. La falla más frecuente*

cuando la temperatura es muy baja se debe a que esta válvula no está operando. Se debe revisar el sensor de temperatura, el circuito de control y la válvula en sí. El sensor de temperatura es un interruptor normalmente cerrado, el cual abrirá cuando la temperatura esté muy baja, al medir esta señal en el control de WCU se puede medir también la señal de salida que alimenta a la electroválvula de tres vías, con esto se determina donde está la falla para su pronta solución.

Por cualquiera de las dos razones anteriores el equipo quedará bloqueado y no permitirá la operación del mismo para exploraciones. Debe dejarse al equipo fuera de servicio inmediatamente hasta que la falla esté resuelta, ya que si se intenta operar el equipo sin el sistema de enfriamiento, se corre el riesgo de dañar el devanado de las bobinas de cobre de los gradientes, lo que implicaría el cambio de todo el magneto, lo que resulta en un gasto demasiado alto.

#### **4.8. Problemas causados por fallas en la unidad de distribución de potencia**

Los componentes en la unidad de distribución de potencia (PDU) son principalmente interruptores termomagnéticos, transformadores de baja potencia, fusibles y la fuente de DC que alimenta la electrónica en el cuarto de exploración.

Las fallas relacionadas con el PDU son relativamente fáciles de aislar, ya que todo se encuentra dentro del mismo gabinete y las alimentaciones a todas las unidades que conforman el equipo están debidamente identificadas. Las técnicas de medición consisten en medir continuidad entre cables y fusibles, así como voltajes de salida en los transformadores.

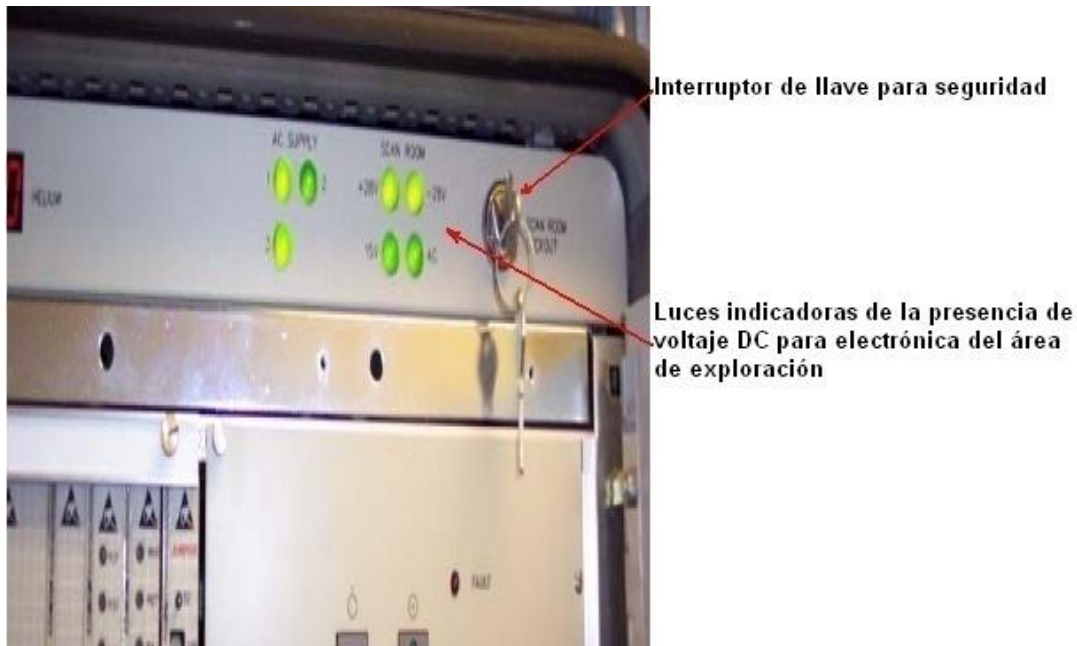


*La alimentación a la unidad PDU llega directamente del suministro de distribución que se encuentre en el lugar donde se instala el equipo; esta alimentación debe ser trifásica en conexión estrella de 480 VAC para 150 KVA. El PDU se encarga de distribuir la carga para mantener el balance entre las tres fases. La alimentación debe llegar al PDU con sus respectivas protecciones contra sobrecarga, cortocircuito y supresor de voltajes transientes.*

*La fuente de alimentación de DC para la electrónica del área donde está instalada la camilla y el magneto está conectada directamente desde el PDU al panel de penetración, por lo que cuando los controles de la camilla no responden, es muy probable que la fuente esté dañada.*

*En la parte superior del gabinete del PDU se encuentran las luces indicadoras de la presencia de voltaje de AC y DC; el voltaje DC se refiere a la fuente que va hacia el área de exploración. La siguiente figura muestra la ubicación de estas luces:*

**Figura 78. Lámparas indicadoras de presencia de voltajes AC y DC en la parte superior del PDU**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 376.

En la figura también se muestra un interruptor de llave, este sirve para bloquear la alimentación a los restantes gabinetes. Este interruptor se usa como medida de seguridad industrial; se podrá dar servicio a los otros gabinetes del equipo evitando que se energicen desde el PDU.

Las fallas externas al PDU, serán detectadas por el mismo en caso de cortocircuito y de sobrevoltaje. Al dispararse el interruptor termomagnético inmediatamente o al quemarse algún fusible, la falla será por cortocircuito. Se identificará el origen del cortocircuito dependiendo del interruptor termomagnético que actúe con la falla.

## **5. MANTENIMIENTO PREDICTIVO**

### **5.1. Medidas que ayudan a predecir el cambio de la cabeza de enfriamiento**

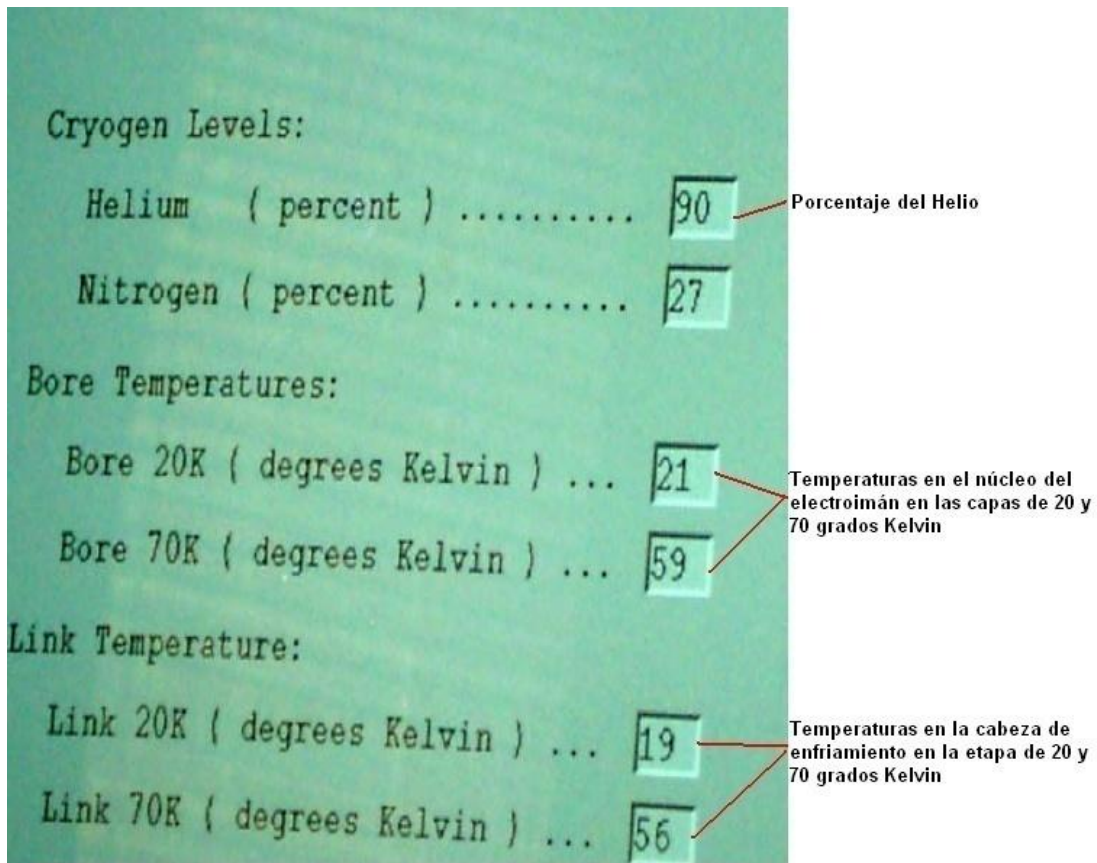
*El deterioro del rendimiento de la cabeza de enfriamiento será gradual y los principales indicios serán:*

- *Empezará a subir la temperatura de una manera exponencial, gradualmente se irá acelerando el crecimiento de la temperatura.*
- *El nivel de helio descenderá de una forma acelerada, indicando que la función de la cabeza no está al 100%.*
- *Se notará en el mecanismo mayor ruido de lo normal*
- *Habrà condensación de humedad en la torre de servicio, formándose hielo alrededor de la misma.*

*La medición de la temperatura se hace desde la consola al igual que el nivel de helio. A continuación se muestra como luce la medición de helio y temperaturas en el magneto cuando se mide desde la consola de operación, ver figura 79.*

*Puede notarse en esta medición que el valor en la parte más interna del magneto las temperaturas son ligeramente más altas; en este caso es porque la cabeza de enfriamiento empieza a reducir su capacidad de bombear el helio gaseoso hasta el fondo del blindaje térmico del magneto.*

Figura 79. Nivel de helio y de temperaturas en cabeza de enfriamiento



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 376.

Cuando estas temperaturas empiezan a subir aún cuando la cabeza de enfriamiento está aparentemente funcionando correctamente, demuestra que la misma no está rindiendo al 100%. Se toma como medida predictiva la planificación del cambio de la cabeza de enfriamiento.

### **5.1.1. Control de velocidad de evaporación del helio líquido**

La evaporación de helio se comporta de una manera más o menos lineal. Se debe llevar un registro estadístico de las mediciones de helio. Una medida del nivel por semana será suficiente para predecir cuándo se necesitará hacer la próxima transferencia. La siguiente tabla es un ejemplo de cómo puede llevarse el control de evaporación de helio:

Tabla V. **Control estadístico de nivel de helio para poder predecir próxima fecha de transferencia de helio**

#### **CENTRO DE DIAGNÓSTICO: EQUIPO DE IRM:**

<b>FECHA</b>	<b>NIVEL DE HE.</b>	<b>% DE EVAPORACIÓN POR DÍA</b>	<b>POSIBLE FECHA DE TRANSFERENCIA</b>	<b>OBSERVACIONES</b>
--------------	-------------------------	---	---	----------------------

Fuente: elaboración propia.

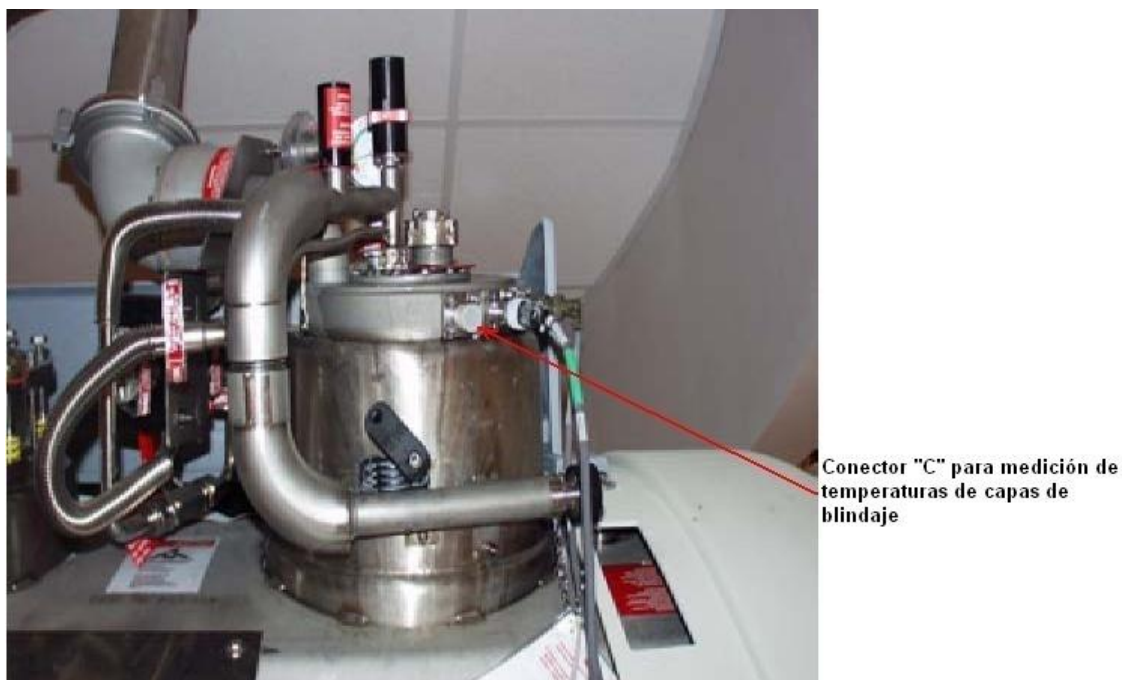
La tabla anterior puede usarse para pronosticar cuándo se hará la próxima transferencia de helio, utilizando el valor de evaporación por día, se puede determinar cuándo llegará al 50%; nivel al cual debe realizarse la transferencia para levantarlo hasta el 100%.

Debe tomarse en cuenta que el helio líquido es un material de importación, por lo que debe ordenarse con la debida anticipación para que así cuando esté en el lugar donde se encuentra el magneto sea cuando se llegue al 50%.

### **5.1.2. Medida de temperaturas en capas de blindaje térmico del imán**

Como se mostró en la anterior figura, las temperaturas del blindaje térmico del magneto pueden medirse desde la consola por medio del software de servicio que tiene la consola de operación. Existe otra forma de medir estas temperaturas cuando no se tiene acceso al programa de servicio en la consola. En la torre de servicio del magneto, se encuentra un conector en el cual se puede medir la resistencia entre pines. Los pines del conector están identificados con las letras A hasta la F. La ubicación del conector se muestra en la siguiente figura:

**Figura 80. Ubicación del conector C para medir temperaturas internas del magneto**



Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 189.

*Se mide la resistencia entre los pines tomando como referencia el pin D; la resistencia entre todos los pines con respecto a D, debe ser mayor o igual a 800  $\Omega$ . A continuación se describen las especificaciones.*

*Especificaciones:*

- *A temperatura de helio (4 grados kelvin, -268°C) el valor de resistencia debe ser mayor o igual a 800 ohmios.*
- *A temperatura de nitrógeno (77.3 grados kelvin, -196°C) el valor de resistencia debe ser mayor o igual a 500 ohmios.*
- *Temperatura ambiente el valor de resistencia será debajo de los 500 ohmios.*

*De esta manera también se puede medir la temperatura interna de las capas de blindaje térmico del electroimán superconductor. Debe tomarse en cuenta que cuando las temperaturas empiezan a subir, es necesario indicar que la cabeza de enfriamiento está por dañarse totalmente y debe planificarse la compra de una nueva para su reemplazo.*

## **5.2. Control de presión de helio gaseoso en compresor**

*La presión del compresor debe mantenerse en 14 bar presión estática y 21 bar presión dinámica; estática se refiere cuando el compresor está apagado (aún así debe mantener presión interna) y dinámica es cuando se enciende el compresor.*

*En la siguiente figura se muestra el compresor y el manómetro que mide la presión del mismo:*

Figura 81. Vista frontal del compresor de helio gaseoso de alta pureza



Fuente: Leybold. Manual de Instalación. p. 26

El compresor también tiene un display (como se muestra en la figura) donde se miden las horas de trabajo del compresor. La trampa de aceites que tiene el compresor o el compresor completo, debe ser cambiado cada 18 meses de trabajo (según especificaciones del fabricante), esto equivale a 12 960 horas. El medidor de horas no se puede iniciar a cero cada vez que se cambia la trampa de aceite, debido a eso, se debe anotar el número de horas iniciales cada vez que se hace el cambio.

El control de horas en el compresor es muy importante para poder determinar cuándo será necesario el servicio que se le debe dar (cambiando la trampa de aceites) o cuando será necesario cambiar el compresor completo.



### **5.3. Medida de la frecuencia media en el electroimán**

*A pesar de que el electroimán es superconductor, se ha notado que hay una pequeña caída en la intensidad del campo al pasar el tiempo. Esta caída se notará en mucho tiempo.*

*Para asegurarse de que el campo magnético tiene la intensidad nominal, se mide la frecuencia central y se lleva un registro de su valor. Debe notarse si la frecuencia central nominal está cayendo. Los valores nominales son:*

- *21,285 MHz para 0,5 Tesla*
- *42,570 MHz para 1,0 Tesla*
- *63,855 MHz para 1,5 Tesla*

*La frecuencia central debe encontrarse en el rango de +/- 15 KHz.*

*Si en caso la frecuencia cayera y estuviera fuera de lo permisible, será necesario bajar el campo magnético y volver a energizar el electroimán superconductor para alcanzar la frecuencia central.*

### **5.4. Medida de relación señal a ruido en la bobina de transmisión**

*La bobina de transmisión se encuentra instalada dentro del núcleo del magneto, rodeando en forma de cilindro el túnel donde entra el paciente al ser posicionado.*

*Para hacer el análisis de relación señal a ruido (SNR), se utilizan dos fantasmas: el cilíndrico uniforme instalado dentro del anular como se muestra en la siguiente figura:*

**Figura 82. Posicionamiento de los fantomas para el análisis de SNR de la bobina de transmisión**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 98.*

*La bobina de transmisión también se utiliza como bobina de recepción para los estudios de cuerpo. La facilidad de que esté dentro del núcleo permite que se realicen estudios de cuerpo; sin embargo, la señal es más débil por la distancia que separa al paciente de la bobina, es por eso que se utilizan bobinas específicas para estudios de columna y abdomen.*

*La medición de SNR debe ser medida con frecuencia, debe ser parte del control de calidad de imagen del sistema. Esta bobina tiene internamente algunos diodos que tienden a dañarse, estos se pueden medir desde la unidad de T/R sin necesidad de sacar la bobina entera del núcleo. La siguiente figura muestra el punto de medición para medir los diodos:*

**Figura 83. Punto de medición para medir diodos en bobina de transmisión**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 252.*

*En este punto se encuentra conectado un cable BNC. Se debe remover el cable de su posición para poder hacer la medición. Se mide la resistencia entre el pin central y el blindaje del conector, el valor de resistencia debe ser de 57  $\Omega$  aproximadamente; si el valor mide 54  $\Omega$ , indicará que hay un diodo en cortocircuito, si la medición es 51  $\Omega$ , indicará que hay dos diodos en cortocircuito; en total hay 16 diodos instalados dentro de la bobina de transmisión.*

*Conforme el número de diodos dañados aumenta, la señal de transmisión será más débil, lo que traerá como resultado una imagen de mala calidad. Esta medición sirve para decidir cuándo debe repararse o cambiarse la bobina de transmisión, prediciendo así que la imagen tenderá a deteriorarse si no se resuelve en el momento adecuado.*

#### **5.5. Medida de relación señal a ruido en la bobina de recepción**

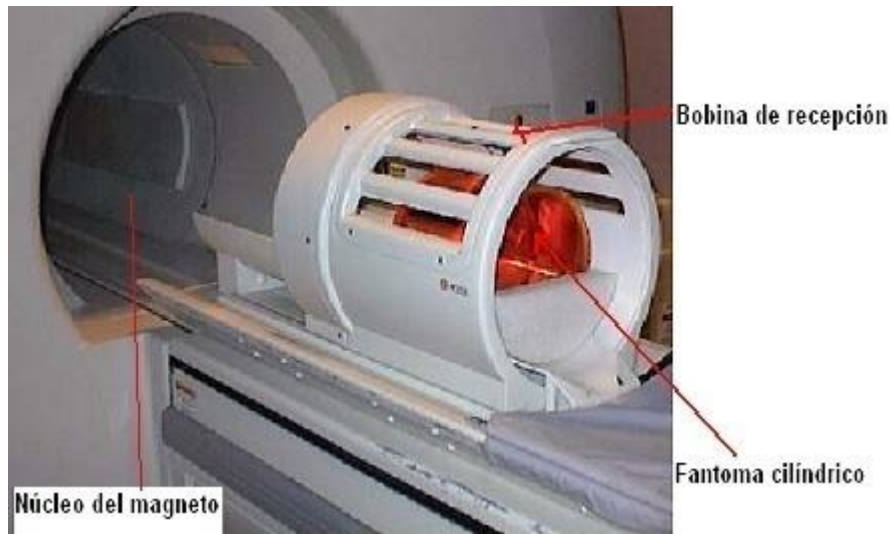
*La medición de la relación de señal a ruido SNR, es una medición que se debe hacer como control de calidad. El operario del equipo debe llevar este control para tener un registro y si en caso el valor está fuera de las especificaciones debe reportarlo al ingeniero de servicio.*

*Para medir la SNR de la bobina de recepción (en este caso la que se usa para estudios cerebrales) se debe utilizar el fantoma cilíndrico uniforme puesto dentro de la bobina de cerebro y ubicado en el isocentro del magneto; tal y como lo muestra la figura 84.*

*El programa que se ejecuta desde la consola indicará los pasos a seguir. Antes de ejecutar el SNR, el sistema correrá un scan de posicionamiento para asegurarse de que el fantoma esté en el isocentro.*

*El valor de SNR no debe variar más del 10% entre medidas hechas durante un año; si esto no se cumpliera, se debe realizar el análisis necesario para saber si se tendrá que hacer algún cambio de hardware en el futuro.*

**Figura 84. Posición de fantoma para medición de SNR de bobina de recepción**



*Fuente: Picker Eclipse/Polaris. Manual de Servicio. p. 99.*



## **CONCLUSIONES**

1. *Conociendo los principios básicos en los que se basa la obtención de imágenes médicas por Resonancia Magnética y los componentes que conforman el equipo y cómo están interrelacionados para generar una imagen, se comprende mejor el origen de alguna falla durante el mantenimiento correctivo.*
2. *Realizando estrictamente el mantenimiento preventivo y cumpliendo con el programa que se adopte, se logra evitar muchas de las fallas que se dan con frecuencia, especialmente en el sistema criogénico.*
3. *Las fallas que con más frecuencia se reportan son los artefactos en la imagen; estas fallas no siempre se dan por problemas en el hardware o software del equipo. La computadora interpretará cualquier señal de RF que llegue a la bobina de recepción, esta señal será desplegada en el monitor. El artefacto que aparezca en la imagen, puede ser señal adquirida y no generada en el sistema de adquisición de datos.*
4. *Los métodos aplicados en el mantenimiento predictivo ayudan a evitar que se dé un quench en el equipo. Tomando en cuenta que el quench implica pérdida de helio líquido y pérdida de superconductividad en el imán, (lo cual representa un alto costo); el mantenimiento predictivo es el que debe tener mayor seguimiento.*

5. *La parte que requiere mayor control en el mantenimiento de los equipos de IRM, es la criogenética. El sistema de enfriamiento del imán superconductor estará en constante vigilancia y se tendrá un plan para resolver las fallas con la mayor brevedad posible, para evitar que la parte interna del imán alcance temperatura ambiente.*



## **RECOMENDACIONES**

1. *Comprender cómo se obtiene información a partir del cuerpo humano, para esto es imprescindible comprender los principios físicos básicos que rigen la IRM. Sólo así será posible producir la mejor imagen médica.*
2. *Antes de pretender realizar cualquier tipo de mantenimiento preventivo, es imperativo el estar familiarizado con los componentes que conforman el equipo en cuestión. Aquí juega un papel crucial el mantenerse actualizado con periodicidad.*
3. *El mantenimiento preventivo debe efectuarse de acuerdo con un plan de trabajo. Una bitácora es el mejor elemento de referencia para ayuda de terceros, y para efectuar un mejor control.*
4. *Para corregir fallas debe tomarse muy en cuenta el relato del operador del equipo al momento del problema. Sin embargo, no es suficiente basarse estrictamente en el informe en cuestión, ni se deberá emitir un diagnóstico, antes de realizar las mediciones y las pruebas respectivas.*
5. *El mantenimiento predictivo deberá estar siempre sincronizado con el mantenimiento preventivo, ya que el primero determinará, en la mayoría de casos, al segundo.*

6. *Mantener una estrecha relación entre el operador de IRM y el ingeniero de servicio para que por medio del mantenimiento y una buena operación del equipo se pueda evitar fallas que provoquen una imagen falsa que con lleven a una mala interpretación médica.*

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. *BERNSTEIN, M.A.; KING, K.F.; ZHOU, X.J. Handbook of MRI Pulse Sequences. Burlington, MA, Elsevier Academy Press, 2004. 210 p.*
2. *Cryopumps and Compressor manual. s.1.: s.e. 1993. 104 p.*
3. *EDMINISTER, Joseph A. Circuitos eléctricos. 2a ed. México: Litografía Maico Paz Montes de Oca, 1985. 304 p. Serie Schaum.*
4. *ELSTER, Allen D. Questions and answers in magnetic resonance imaging. Missouri, USA: Mosby-year book, 1994. 278 p.*
5. *GRUZS, Thomas M. The how's and why's of isolated grounding. Ohio, USA: s.e., 1995. 78 p.*
6. *HAACKE, E. Mark, et al. Magnetic resonance imaging: Physical Principles and Sequence Design. New York: J. Wiley & Sons, 2005. 123 p.*
7. *HAYT, William H. Teoría electromagnética. México: Programas Educativos, 1979. 511 p.*
8. *Installation manual for a 0,5 Tesla superconducting magnet. England: Magnex Scientific 1994. 238 p.*
9. *Merit, methods and applications. s.e., 1994. 58 p.*

10. *MR image expert 2.0 CD. MCS Sicomar S.A. Blonay. Switzerland: s.e. 1997. 38 p.*
11. *MR safety manual. Ohio, USA: Picker international MR technical publications department, 1996. 69 p.*
12. *MR tutorial. Siemens CD, versión 1.0, Siemens, 1998. 138 p.*
13. *Operating instructions and specifications for an Asset 0,5 Tesla superconducting magnet. England: Magnex scientific limited, 1994. 110 p.*
14. *PASTRANA, Cristina. Secuencias rápidas de Echo de Spin en Imagen por resonancia magnética. Tesis. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2004. 102 p.*
15. *Philips Gyroscan NT service manual. Ohio, USA: Philips medical systems, 2008. 1150 p.*
16. *Picker basic MRI training package handbook. Ohio, USA: s.e., 2004. 108 p.*
17. *Picker Eclipse/Polaris service manual. Ohio, USA: Picker medical systems, 2003. 759 p.*
18. *Picker MR systems. PM data sheet log. Ohio, USA: s.e., 1994. 328 p.*
19. *----- . System service manual. Ohio, USA: s.e., 1994. 403 p.*

20. ----- . *Theory of operations*. Ohio, USA: s.e., 1994. 231 p.
21. Siemens. *MR image quality CD*. Erlangen, Germany: Siemens, 1997. 128 p.
22. *Training notes for Asset 0,5T superconducting magnet*. England: Magnex Scientific, 1994. 76 p.
23. WESTBROOK, Catherin; y KAUT, Carolyn. *MRI in practice*. London: Blackwell Science, 1993. 166 p.
24. WOODWARD, Peggy. *MRI for technologists*. USA: McGraw-Hill, 2001. 401 p.