

# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 10

Radiaciones no ionizantes II.  
Resonancia magnética.  
Bases físicas, equipos y  
control de calidad

**Editor de la colección:**  
Antonio Brosed Serreta

**Editor del volumen:**  
Ángel Alberich-Bayarri

sefm





# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 10

Radiaciones  
no ionizantes II.  
Resonancia magnética.  
Bases físicas, equipos y  
control de calidad

**Editor de la colección:**

Antonio Brosed Serreta

**Editor del volumen:**

Ángel Alberich-Bayarri



© Sociedad Española de Física Médica  
E-mail: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)  
Página web: [www.sefm.es](http://www.sefm.es)

**Edición:**



Depósito legal: M-13045-2018  
ISBN: 978-84-944186-5-5

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

## **ANTONIO BROSED SERRETA**

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962. En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) en Sévres (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.



Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).



## ÁNGEL ALBERICH-BAYARRI

Ingeniero de Telecomunicaciones por la Universidad Politécnica de Valencia (2002-2007) y Doctor en Ingeniería Biomédica (2010) por la misma universidad. En el aspecto profesional es director científico-técnico del Grupo de Investigación Biomédica en Imagen del Hospital Universitario y Politécnico La Fe, así como fundador y director de la empresa “*spin-off*” QUIBIM (*Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine*), dedicada al análisis avanzado de imágenes médicas.



En la vertiente investigadora es autor de más de 50 artículos científicos en revistas internacionales de prestigio e inventor de 2 patentes. Es también autor de más de 80 comunicaciones a congresos internacionales, editor de 1 libro internacional y autor de 15 capítulos de libro. Ha participado en un gran número de proyectos de investigación y ensayos clínicos.

En el área docente, es profesor colaborador de la Universidad Politécnica de Valencia y de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, en la asignatura de Imagen Médica Avanzada. En 2015 fue nombrado por el MIT (*Massachusetts Institute of Technology*) como uno de los jóvenes innovadores menores de 35 años a tener en cuenta.



## Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso “FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA”, organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed Serreta.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

*Teresa Eudaldo Puell*  
*Directora del curso*

## **Autores**

### **Ángel Alberich-Bayarri**

#### **Gracián García Martí**

*Doctor en Ingeniería Informática por el Departamento de Física Aplicada de la Universidad Politécnica de Valencia, donde inicia su trayectoria investigadora en el tratamiento de señales e imágenes biomédicas. Su principal actividad se centra en el desarrollo, aplicación y optimización de técnicas avanzadas de tratamiento digital de la imagen médica. Sus esfuerzos se focalizan en el análisis y cuantificación de marcadores biológicos asociados con enfermedades psiquiátricas, neurodegenerativas y demencias. Durante los últimos 11 años ha participado en más de 20 proyectos de I+D+i nacionales y extranjeros, es autor de más de 30 publicaciones internacionales en revistas de impacto, ha escrito 6 capítulos de libro como autor y editor y es autor de 3 patentes registradas.*

#### **Eduardo Guibelalde del Castillo**

*Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad Complutense de Madrid, UCM (1985) y Especialista en Radiofísica Hospitalaria (2001). Catedrático de Física Médica en el Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia de la UCM y Director del Grupo de Investigación de Física Médica de la UCM desde 2005. Coordinador del proyecto "Guidelines on Medical Physics Expert", cuyo objetivo fue la elaboración de una guía europea para la armonización del Experto en Física Médica (2010-2012). Miembro de la Junta Directiva y presidente del "Committee on European Union Matters" de la EFOMP (European*

Federation of Organisations for Medical Physics). *Editor de la Revista Española de Física Médica (años 2006-08), miembro de las Comisiones Científicas y de Docencia de la Sociedad Española de Física Médica. Miembro del Comité editorial encargado de la elaboración del "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico". Autor y coautor de más de 150 publicaciones indexadas en el campo del Radiodiagnóstico, Imagen Médica y Protección Radiológica. Revisor habitual de las revistas, Radiation Protection Dosimetry, British Journal of Radiology y European Journal of Medical Physics.*

### **Roberto Sanz Requena**

*Ingeniero de Telecomunicaciones, Máster en Ingeniería Biomédica y Doctor por la Universidad Politécnica de Valencia. Entre 2004 y 2006 trabajó como investigador en el Hospital Clínico de Valencia, centrado en estudiar el papel de la Resonancia Magnética (RM) como factor pronóstico en pacientes con infarto de miocardio. Desde finales de 2006 trabaja como ingeniero biomédico en el Hospital Quirónsalud Valencia, realizando labores de investigación, desarrollo e innovación en biomarcadores de imagen, principalmente en RM y Tomografía computarizada. Ha participado en más de 20 proyectos de investigación competitivos, la mayoría de ellos relacionados con imagen médica. Ha dirigido 2 tesis doctorales y 17 proyectos fin de carrera. Ha publicado 3 patentes, 8 capítulos de libro y 36 artículos en revistas científicas y ha contribuido en más de 140 comunicaciones científicas. Desde 2010 participa como profesor en el Curso de Fundamentos de Física Médica, organizado por la Sociedad Española de Física Médica. También ha colaborado con varias universidades impartiendo cursos y seminarios.*

# Índice

## **Tema 1. Introducción histórica a la Resonancia magnética . . . . . 21**

1. Hitos en el desarrollo de la Resonancia magnética . . . . . 23
2. Desarrollo en el ámbito de la Medicina . . . . . 25
3. La RM en España . . . . . 31
4. Bibliografía. . . . . 31
5. Agradecimientos . . . . . 31

## **Tema 2. Introducción a los principios físicos de la Resonancia magnética . . . . . 33**

1. Contexto . . . . . 35
2. Proceso de obtención de la imagen por RM . . . . . 36
3. Bibliografía. . . . . 40

## **Tema 3. Fenómenos físicos (I). Magnetización del voxel, ley de Larmor, excitación y relajación . . . . 41**

<b>1. Magnetización</b> .....	<b>43</b>
1.1. Magnetización del núcleo .....	43
1.2. Conducta bajo un campo magnético.....	46
1.3. Magnetización del voxel .....	48
<b>2. Excitación</b> .....	<b>51</b>
2.1. Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia .....	51
2.2. Tipos de pulsos .....	53
<b>3. Selectividad en la excitación</b> .....	<b>54</b>
<b>4. Referencias</b> .....	<b>57</b>
<b>5. Bibliografía</b> .....	<b>57</b>
<b>6. Agradecimientos</b> .....	<b>57</b>

## **Tema 4. Fenómenos físicos (II). Potenciación y contraste . . . . . 59**

<b>1. Introducción</b> .....	<b>61</b>
<b>2. Imagen potenciada en T1</b> .....	<b>61</b>
<b>3. Imagen potenciada en DP</b> .....	<b>64</b>
<b>4. Imagen potenciada en T2*</b> .....	<b>65</b>
<b>5. Imagen potenciada en T2</b> .....	<b>67</b>
<b>6. Influencia del campo magnético principal</b> .....	<b>69</b>
<b>7. Bibliografía</b> .....	<b>69</b>

## **Tema 5. Equipamiento (I). Imán principal y gradientes. .... 71**

<b>1. Imán principal.....</b>	<b>73</b>
1.1. Definición y características.....	73
1.2. Tipos de imanes en RM .....	74
1.3. Requisitos y precauciones .....	78
<b>2. Gradientes .....</b>	<b>81</b>
2.1. Definición y características.....	81
2.2. Configuración de los gradientes .....	83
2.3. Ejemplo de selección de corte.....	84
2.4. Características técnicas más relevantes .....	86
2.5. Precauciones.....	86
<b>3. Bibliografía.....</b>	<b>88</b>

## **Tema 6. Equipamiento (II). Sistema de radiofrecuencia ..... 89**

<b>1. Introducción al sistema de radiofrecuencia.....</b>	<b>91</b>
<b>2. Cadena de transmisión.....</b>	<b>93</b>
<b>3. Cadena de recepción.....</b>	<b>96</b>
<b>4. Bobinas transmisoras .....</b>	<b>98</b>
<b>5. Bobinas receptoras .....</b>	<b>100</b>
<b>6. Bibliografía .....</b>	<b>101</b>

## **Tema 7. Formación de la imagen. Codificación espacial y espacio k .....103**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>105</b>
<b>2. Codificación espacial .....</b>	<b>106</b>
2.1. Codificación por fase.....	106
2.2. Codificación por frecuencia.....	107
<b>3. Digitalización.....</b>	<b>111</b>
<b>4. Espacio k.....</b>	<b>114</b>
4.1. Técnicas de llenado del espacio k.....	116
4.2. Técnicas de optimización .....	118
<b>5. Bibliografía.....</b>	<b>122</b>
<b>6. Agradecimientos .....</b>	<b>122</b>

## **Tema 8. Tipos de secuencias básicas en Resonancia magnética y métodos de aceleración .....123**

<b>1. Introducción a las secuencias de pulsos de RF .....</b>	<b>125</b>
<b>2. Secuencias eco de espín.....</b>	<b>127</b>
<b>3. Secuencias eco de gradiente .....</b>	<b>128</b>
<b>4. Comparación de secuencias SE y GRE .....</b>	<b>130</b>
<b>5. Bibliografía.....</b>	<b>131</b>
<b>6. Agradecimientos .....</b>	<b>131</b>

## **Tema 9. Técnicas especiales (I). Estudios de Resonancia magnética funcional y difusión. . 133**

<b>1. Resonancia magnética funcional</b> .....	<b>135</b>
1.1. Principios físicos.....	135
1.2. Técnica y estudio.....	138
1.3. Estadística y resultados.....	141
<b>2. Resonancia magnética potenciada en difusión</b> .....	<b>143</b>
2.1. Principios físicos.....	143
2.2. Técnica y estudio.....	144
2.3. Tensor de difusión y tractografía .....	145
<b>3. Referencias</b> .....	<b>148</b>
<b>4. Bibliografía</b> .....	<b>148</b>

## **Tema 10. Técnicas especiales (II). Estudios de perfusión, dinámica de fluidos y susceptibilidad .....**

<b>1. Perfusión.....</b>	<b>151</b>
1.1. Introducción .....	151
1.2. Perfusión con medios de contraste exógenos.....	152
1.3. Secuencias.....	153
1.4. Estudio del movimiento incoherente intravóxel (IVIM) del agua.....	156
1.5. Marcaje de espines arteriales, ASL (" <i>arterial spin labeling</i> ") ..	156
<b>2. Angiografía</b> .....	<b>157</b>
2.1. Introducción .....	157
2.2. Técnicas TOF .....	159
2.3. Técnica de contraste de fase (" <i>phase contrast</i> ").....	163

<b>3. Susceptibilidad</b> .....	<b>166</b>
3.1. Introducción .....	166
3.2. Clasificación .....	167
3.3. El artefacto de susceptibilidad .....	168
3.4. Imagen ponderada en susceptibilidad.....	169
<b>4. Referencias</b> .....	<b>170</b>
<b>5. Bibliografía</b> .....	<b>170</b>

## **Tema 11. Espectroscopia por Resonancia magnética ..... 173**

1. Introducción .....	175
2. Conceptos físicos y principios de la relajación en RM.....	177
3. Adquisición de ERM clínica .....	178
4. Procesamiento y análisis de la señal .....	181
5. Metabolitos en cerebro y próstata .....	182
6. Referencias.....	184
7. Bibliografía.....	184
8. Agradecimientos .....	184

## **Tema 12. Posproceso en Resonancia magnética ..... 185**

1. Imagen médica cuantitativa.....	187
1.1. Introducción .....	187
1.2. Biomarcadores de imagen. Desarrollo y validación .....	188

<b>2. Posproceso: ejemplos y aplicaciones</b> .....	<b>190</b>
2.1. Segmentación .....	190
2.2. Morfometría cerebral .....	193
<b>3. Referencias</b> .....	<b>200</b>
<b>4. Bibliografía</b> .....	<b>200</b>

## **Tema 13. Seguridad y riesgos en Resonancia magnética .....201**

<b>1. Introducción</b> .....	<b>203</b>
<b>2. Aspectos normativos</b> .....	<b>203</b>
<b>3. Los riesgos bien conocidos</b> .....	<b>205</b>
3.1. Riesgo debido al efecto proyectil en materiales ferromagnéticos .....	205
3.2. Portadores de implantes o marcapasos .....	206
3.3. Exposición a ruido .....	207
3.4. Riesgo por los líquidos criogénicos .....	207
<b>4. Exposición a pacientes. Efectos</b> .....	<b>208</b>
4.1. Efectos térmicos .....	208
4.2. Efectos en la salud por la exposición a los altos niveles de campo magnético estático .....	212
4.3. Seguridad del paciente en campos de gradiente variables en el tiempo .....	214
4.4. Pacientes embarazadas .....	216
<b>5. Áreas de investigación prioritaria</b> .....	<b>217</b>
<b>6. Referencias</b> .....	<b>218</b>

## **Tema 14. Control de calidad en Resonancia magnética .....221**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>223</b>
<b>2. Parámetros de interés en el control de calidad.....</b>	<b>224</b>
2.1. Frecuencia central de resonancia .....	224
2.2. Razón señal-ruido .....	224
2.3. Uniformidad integral.....	225
2.4. Exactitud geométrica .....	225
2.5. Espesor de corte .....	226
2.6. Resolución espacial .....	226
2.7. Visualización de artefactos .....	227
2.8. Otros parámetros .....	228
<b>3. Comparación de los protocolos ACR y PECCR.....</b>	<b>228</b>
<b>4. Propuesta de control de calidad .....</b>	<b>228</b>
<b>5. Referencias.....</b>	<b>230</b>

**Tema 1:**  
Introducción histórica a la  
Resonancia magnética

**Ángel Alberich-Bayarri**



# Introducción histórica a la Resonancia magnética

Ángel Alberich-Bayarri  
Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GBI2<sup>30</sup>)  
Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia  
QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine  
alberich\_ang@gva.es

## 1. Hitos en el desarrollo de la Resonancia magnética

Los inicios de la Resonancia Magnética (RM) tienen mucho que ver con la sucesión de descubrimientos relevantes de la física cuántica en el siglo XX, como los iniciados por Wolfgang Pauli con el descubrimiento del momento angular de las partículas o spin. Sin embargo, no fue hasta 1938 cuando el equipo de Isidor Isaac Rabi consiguió medir el momento magnético del protón de forma experimental con la publicación "*A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment*". Rabi obtuvo el premio nobel de Física en el año 1944 debido a este descubrimiento.

Como consecuencia de este avance se abrieron nuevas líneas de investigación en las mediciones de los momentos magnéticos de diferentes partículas. Sin embargo, estas investigaciones sufrieron un paréntesis durante la segunda guerra mundial. Al finalizar la misma, el grupo de Felix Bloch, perteneciente a la Universidad de Stanford (costa Oeste) y el grupo de Edward Purcell, perteneciente a la Universidad de Harvard (costa Este), retomaron las investigaciones sobre el momento magnético nuclear y la Resonancia Magnética Nuclear (RMN). A pesar de que ambos investigadores no se conocían personalmente, existió un enorme paralelismo entre el progreso de sus investigaciones. Félix Bloch nació en Suiza en 1905 y fue profesor de la Universidad de Leipzig hasta 1933, momento en el que se trasladó a Estados Unidos. En la última fase de su carrera se trasladó a Ginebra en 1962 y fue el primer director del CERN (*Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*). Falleció en Zurich en el año 1983. Por otro lado, Edward Purcell nació en Illinois y trabajó en el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT). El equipo de Edward Purcell, con los investigadores

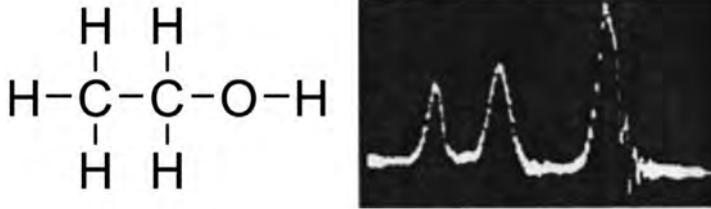


**Figura 1.** Felix Bloch (izquierda) y Edward Purcell (derecha), investigadores de la Universidad de Harvard y Stanford, respectivamente, que recibieron el premio nobel de Física por los descubrimientos del fenómeno de la Resonancia magnética.

Torrey y Pound descubrieron el fenómeno de la Resonancia magnética nuclear en materia condensada a finales de 1945 y plasmaron el experimento en una publicación que enviaron a la revista *Physics Review Letters* el 24 de diciembre de ese año. De forma paralela, el grupo de Felix Bloch, compuesto, entre otros, por los investigadores Hansen y Packard, detectó la señal de resonancia magnética del protón en una muestra de agua, por lo que decidieron enviar el trabajo a la revista *Physics Review Letters* el 29 de enero de 1946. Los dos artículos se publicaron en el mismo número de la revista y en 1952, Felix Bloch y Edward Purcell (véase la figura 1) recibieron conjuntamente el premio nobel de Física por estos descubrimientos.

A partir del descubrimiento de Bloch y Purcell, se sucedieron una serie de avances significativos en el ámbito de la RMN. Uno de los más importantes fue el del desplazamiento químico, en el que Proctor y Yu demostraron que los protones de un mismo elemento precesaban a diferentes frecuencias en función del entorno molecular en el que se encontraran (véase la figura 2).

Otro de los pasos relevantes fue la demostración de Erwin Hahn en 1950, mediante la que se obtenía una señal de caída libre ("*Free Induction Decay*", también conocida como señal FID) cuando los núcleos se excitaban con pulsos de radiofrecuencia. Este proceso es el que se aplica en la actualidad en la adquisición de imágenes mediante RMN.



**Figura 2.** Molécula de etanol (izquierda) y correspondiente espectro de resonancia del hidrógeno donde se aprecian 3 picos debidos a las diferentes posiciones moleculares del elemento, este hallazgo demostró la existencia del desplazamiento químico en la RMN.

Hacia la mitad del siglo XX y hasta la década de los 70, la aplicación de la RMN estuvo centrada principalmente en la química, dado que era posible estudiar las estructuras moleculares gracias a los perfiles espectroscópicos que se obtenían a partir de las diferentes frecuencias de precesión de los núcleos. De esta forma era posible relacionar el espectro con la estructura molecular.

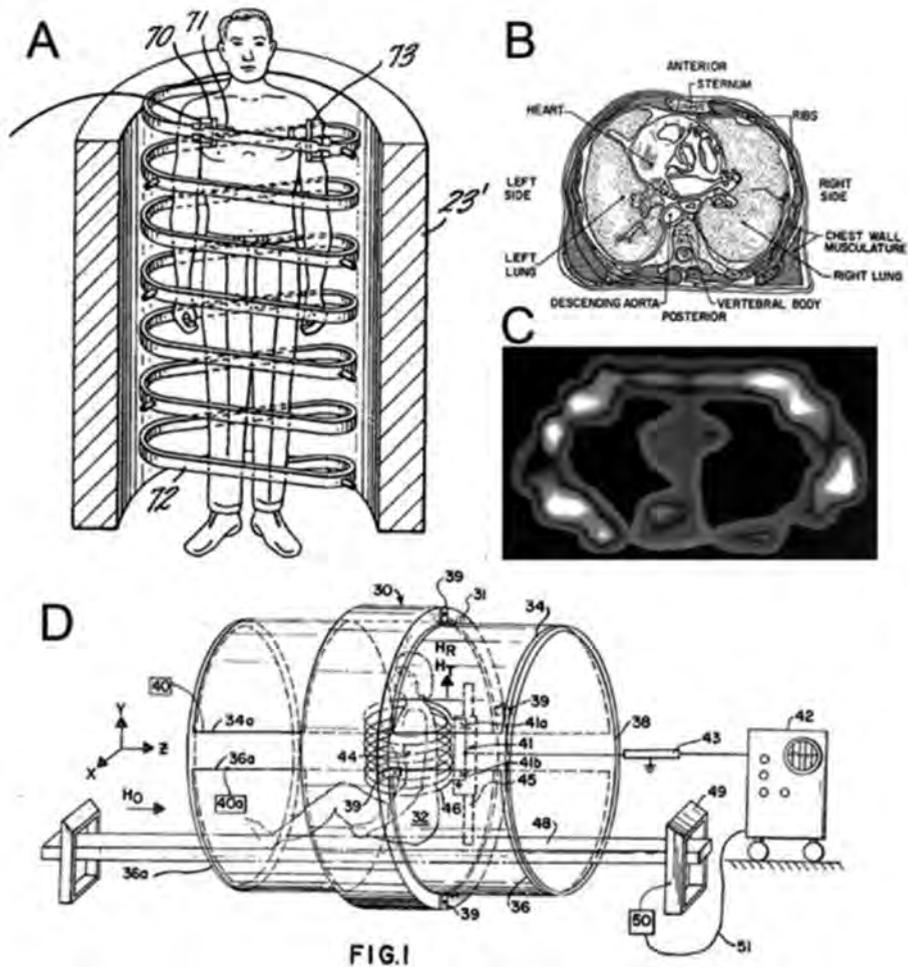
En el año 1966 tuvo lugar una de las revoluciones más relevantes en el ámbito de la RMN gracias a la investigación de Richard R. Ernst: la utilización de la transformada de Fourier bidimensional para el análisis de las señales de RMN, lo que permitió establecer las bases para localizar espacialmente las señales. Esta metodología constituye la base de la tecnología de uso clínico actual. Por este trabajo, Ernst recibió el premio nobel de Química en 1991.

## 2. Desarrollo en el ámbito de la Medicina

La aplicación de la RMN a la Medicina ha estado muy influenciada por las sucesivas evoluciones de la tecnología de la Resonancia magnética, desde la consecución de campos magnéticos cada vez más elevados con imanes superconductores, las tecnologías de gradientes de campo magnético, así como la potencia y eficiencia de la radiofrecuencia utilizada para la excitación de los protones.

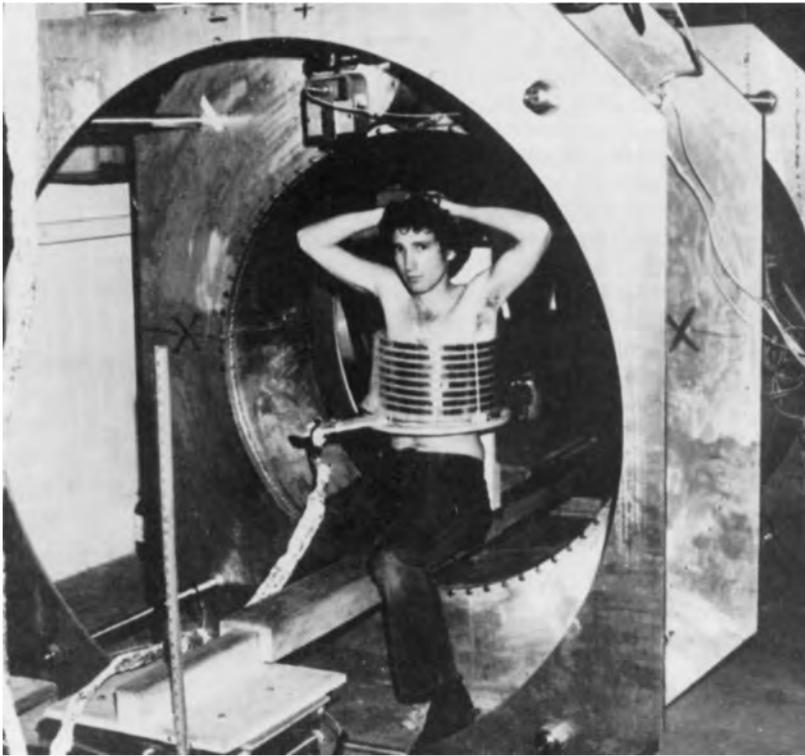
La utilización de la RMN en la Medicina fue posible gracias, entre otros, al trabajo de los equipos de investigación de Paul Lauterbur así como de Sir Peter Mansfield, que gracias a la utilización de gradientes y a diferentes secuencias de pulso hicieron posible la adquisición de imágenes de RM en tiempos clínicamente viables.

Hasta entonces, no se habían conseguido resultados concluyentes con la posible utilización de la técnica en pacientes. Raymond Damadian realizó in-



**Figura 3.** Iconografía del equipo “The Indomitable” ideado y construido por Raymond Damadian tal y como aparece en la patente del mismo.

vestigaciones midiendo los tiempos de relajación T1 y T2 en tejidos normales y tumorales y publicó en *Science* en Marzo de 1971 los resultados. A este método analítico para medir “*in vivo*” los tiempos de relajación se llamó “FONAR”. Además, en 1976 construyó el primer equipo de RM de cuerpo entero, al que llamó “The Indomitable” (véase la figura 3), obteniendo la primera imagen de uno de los investigadores de su grupo llamado Lawrence Minkoff (véase la misma figura), cuyo tiempo de adquisición para un único corte fue de 5 horas aproximadamente. El equipo estaba formado por un imán que generaba



**Figura 4.** Fotografía de Lawrence Minkoff en el equipo de RM "The Indomitable" en la adquisición de la que sería la primera imagen humana adquirida con esta modalidad de imagen.

el campo magnético estático y, en ausencia de gradientes el equipo realizaba desplazamientos de la camilla en diferentes posiciones X e Y para generar la imagen. En la figura 3 puede apreciarse una imagen de la patente del equipo y en la figura 4 una fotografía de Laurence Minkoff en el experimento que les permitió conseguir la primera imagen humana.

La expansión de la RMN como técnica de imagen fue posible gracias a Paul Lauterbur de la Universidad de New York en Stony Brook. El investigador y su equipo tuvieron la idea de codificar espacialmente la señal mediante la aplicación de gradientes magnéticos para posteriormente reconstruir la imagen mediante el método de retroproyección filtrada que se había desarrollado para la tomografía computarizada (TC). Paul Lauterbur publicó la primera imagen de RM de dos tubos llenos de agua en Marzo de 1973 en la revista *Nature* y en 1974 la imagen de tórax de un ratón. Paul Lauterbur bautizó el método con el nombre de "zeugmatografía", del griego "zeugma" (unir), representando la unión de un campo magnético con un campo de radiofrecuencia.

## This Year's Nobel Prize in Medicine



# The Shameful Wrong That Must Be Righted

This year the committee that awards the Nobel Prize for Physiology or Medicine did the one thing it has no right to do: it ignored the truth. Eminent scientists, leading medical textbooks and the historical facts are in disagreement with the decision of the committee. So is the U. S. Patent Office. Even Alfred Nobel's will is in disagreement. The committee is attempting to rewrite history.

The Nobel Prize Committee to Physiology or Medicine chose to award the prize, not to the medical doctor/research scientist who made the breakthrough discovery on which all MRI technology is based, but to two scientists who later made technological improvements based on his discovery.

**WHAT EMINENT SCIENTISTS AND AUTHORS SAY**

*"I was stunned to learn that the Nobel Committee has apparently become so political that it is willing to overlook documented evidence (1971) for the first discovery of the substantial T1 and T2 tissue differences discovered by Damadian, which have become the foundation of all MRI imaging." — John Thrack, Watson, Ph. D., Professor of Biochemistry and Chemistry, Michigan State University, East Lansing, Michigan*

*"We are perplexed, disappointed and angry about the incomprehensible exclusion of Professor Raymond Damadian, M.D., from this year's Nobel Prize in Physiology or Medicine (MRI) whose development rests on the shoulders of Damadian's discovery of NMR proton relaxation differences among normal and diseased tissues and his proposal of external scanning of NMR relaxation differences in the human body, published in Science in 1971." — Eugene Ferguson, Senior Vice President for Biomedical Education and Research, Dean of the College of Medicine, Orthopaedic Services Professor, SUNY Downstate Medical Center*

*"Tip on the Nobel for Medicine's loss." — J. Adrian Pevsinger, Ph.D., Chief, Laboratory of Physical and Structural Biology, National Institute of Child Health, National Institutes of Health, Bethesda, MD*

*"Please let me know what I can do, along with your many friends, to mark this error as such, and to set the record straight in the minds of the millions of patients who benefit daily from your invention. I expect to spend the rest of my life telling the true story on your behalf." — David D. Stark, MD, FACR, co-author, the definitive MRI textbook, Magnetic Resonance Imaging (Moody, Third Edition, 1998)*

*"And it is also a source of deep disappointment in learning of the Nobel committee's failure to recognize the real pioneer of MRI. . . . Millions of people are being healthier because of your seminal research and subsequent development of MRI." — James Hatcher, co-author of the book The Phoenix of MRI and Magnetic Resonance in Medicine (San Jose University Press, 1996)*

*"... the initial concept for the medical application of NMR, as it was then called, originated with the discovery by Raymond Damadian in 1971. . . ." — MRI From Pictore to Pictor by McRobbie, Moran, Gwynne and Price (Cambridge University Press, 2003)*

**WHAT THE HISTORICAL FACTS SAY\***

1946 — Proposed by Dr. Damadian for the first time by means of an MRI magnetic resonance body scanner

1970 — Damadian writes the discovery that makes the MRI scanner possible. He discovers dramatic differences in the MR signal between carcinoma and normal tissue, proving Damadian's scanner concept is workable. He has the first MRI in his own body and four patients made from the MR signal. It is assumed that no one would have been able to do this until he had done cancer. Damadian also discovered differences in the same signals among normal muscle (white fat T1 and T2 relaxation), so that all body tissues can now be seen with greater clarity

March 1971 — Damadian's article about the discovery of the MR scanner signal is published in the journal Science

Spring 1971 — First MR scanned person was scanned by Damadian

April 1971 — Damadian files Damadian's 1971 Science paper for his trademark entry, establishing it as "prior art." Damadian also proposes using a magnetic gradient to obtain a projection to view directions that the method cannot achieve a scan only with one direction

March 1972 — Damadian files his first MR scanning patent with the U.S. Patent Office, using his discovery of the resonance ratio signal (T1 and T2) as a means to detect cancer. The patent also includes the first MR scanning method for muscle

Oct. 1972 — Damadian invents a method to determine cross-strings of two, three and four. The original 3-dimensional body scanning was applied subsequently to others

March 1973 — Damadian's 200 paper is published in Science. He reveals that Damadian's "prior art" publicly explaining him to a system that the MRI had enough room

1974 — Guyton, Donald and Abulafia publish a method for a 3-dimensional scan

1977 — Damadian and co-inventor, Lauterbur and Mansfield, build the MR scanner, which they call Inductance, and which the first image of the human body using the scanning method of Damadian's 1972 patent

1980 — Damadian and the company he starts, In Vivo Corporation, introduces the first commercial MRI scanner

1987 — The Court of U. S. Patents and U. S. Supreme Court orders Damadian's 1972 patent, allowing the party who invented and scanning first of MRI scanner was Damadian's T1 and T2 to make image in part Damadian's 1970 discovery

**WHAT THE U.S. GOVERNMENT SAYS**

United States Supreme Court orders Court orders High Court on Patent Decision regarding Damadian's original 1972 MR scanning patent

President of the United States in 1980 President Ronald Reagan awarded the prestigious National Medal of Technology solely to Raymond Damadian and Paul Lauterbur "for their independent contributions in conceiving and developing the application of nuclear magnetic resonance technology to medical diagnosis including clinically scanning and diagnostic imaging"

United States Patent Office Granted Damadian, co-inventor of the MR scanning technology, a patented in 1983 with The National Inventors Hall of Fame of the United States Patent Office

Southwestern Publishing for MRI scanner, built by Raymond Damadian and co-inventor, is placed with the Smithsonian Institution in 1987

**WHAT ALFRED NOBEL SAID**

*"I had not heard, and I cannot, about Nobel's supposed wish to make it the prize only. . . . still have made the most important discovery within the domain of physiology or medicine. . . . He specified only "Discovery" and does not allow for techniques or machines that might be necessary, or for the time in chemistry and physics. Obviously, technique can be the only thing for which to make an award to be given for the year. So the Nobel committee has violated Nobel's will and not honored*

**WHAT THE NOBEL COMMITTEE SAID**

*"The award for medicine in the year 2002 is to go to Paul Lauterbur and Peter Mansfield "for their discovery concerning magnetic resonance imaging." The statement is a deliberate misrepresentation to make a challenge based on Nobel's will. There was not and never had been a decision, as stated by Nobel. Dr. Damadian made the discovery — that cancer tissue and normal tissue have fundamentally different signals that enable them to be detected by magnetic resonance (MR)*

Obviously, inexcusably disregard of the truth has led the committee to make a decision that is simply outrageous. The Nobel charter allows the three people to be named for the prize. There is no excuse whatever to exclude Dr. Raymond Damadian.

The essence of science is allegiance to the truth. The last institution that should disregard the truth is the one that considers itself the arbiters of scientific achievement.

The Nobel Prize Committee for Physiology or Medicine has disgraced itself. The only way to right this wrong is for the committee to correct its error.

\*All dates are public record. Details available on request. Contact Dr. Gilbert, 631-646-2926. Fax: 631-646-2926

**WHAT CAN BE DONE?**

You are encouraged to add your voice to the many distinguished physicians, scientists and authors who are expressing their outrage at this decision.

Write to the Nobel Prize Committee for Physiology or Medicine to assure that this shameful wrong is righted before the awards are presented in December.

**TO: The Nobel Prize Committee for Physiology or Medicine**

Dear Members of the Nobel Committee: The TRUTH must have a place. (We believe this year's Nobel Prize for Physiology or Medicine should include Dr. Raymond Damadian.)

Name: \_\_\_\_\_

Address: \_\_\_\_\_

City: \_\_\_\_\_ State: \_\_\_\_\_ Zip Code: \_\_\_\_\_

Mail to: The Nobel Committee for Physiology or Medicine Nobel Forum, Box 270 SE - 171 - 77 Stockholm, Sweden. E-Mail to: [nc@nobel.se](mailto:nc@nobel.se) Or call the Committee at: 011-46-8-585-823-44 • 011-46-8-662-84-21 • 011-46-8-51-77-45-20

Figura 5. Ejemplo de autopromoción en prensa y desacreditación hacia el comité del Nobel emprendida por Raymond Damadian tras la resolución del premio nobel a favor de Lauterbur y Mansfield en 2003.

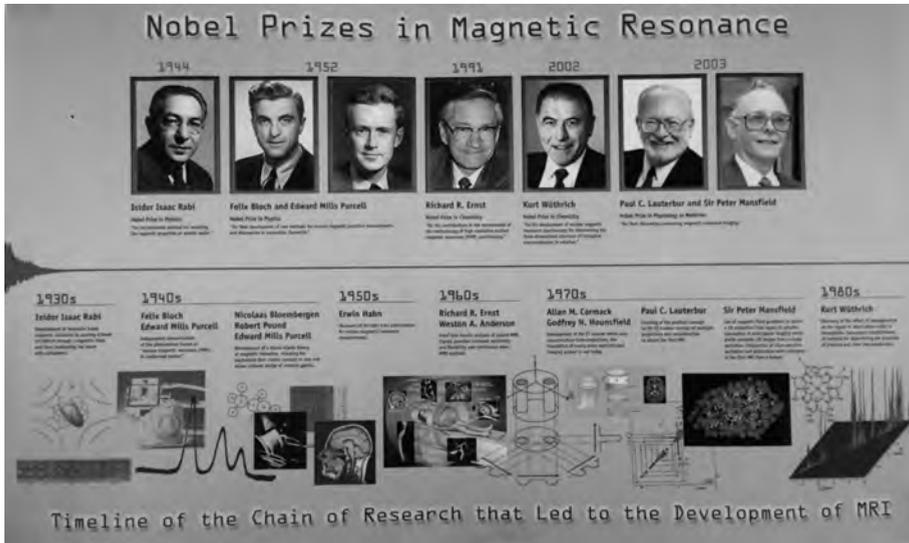
La siguiente revolución tuvo lugar gracias a la investigación del equipo de Sir Peter Mansfield, que describió la técnica eco-planar EPI (*"Echo Planar Imaging"*) en 1977, que requería de unos gradientes que no existían hasta la fecha, por lo que la calidad de las imágenes era muy limitada. Con el desarrollo de la tecnología de gradientes, la secuencia EPI se fue definiendo como una de las más relevantes para el estudio de la actividad funcional cerebral, así como para el estudio de la celularidad de los tejidos mediante la técnica de difusión por Resonancia magnética.

Tras estos descubrimientos, diferentes grupos se sumaron a la investigación en RM y la construcción de equipos y fue finalmente en 1981 cuando se instaló el primer prototipo de tomógrafo por RM para uso hospitalario en el *Hammersmith Hospital* de Londres.

Paul Lauterbur y Peter Mansfield recibieron el premio nobel de Fisiología o Medicina en el año 2003. Dado que el Premio Nobel puede ser otorgado a un número de hasta 3 investigadores, Raymond Damadian consideró que había sido excluido de estar entre los premiados e intentó desacreditar al comité de decisión del Premio Nobel. Damadian realizó una intensa campaña en medios contra el Premio Nobel (véase la figura 5), publicando páginas completas en periódicos de tirada internacional con la medalla del Nobel hacia abajo y especificando que la RM no existiría si él no hubiera nacido.

A pesar de las acciones de autopromoción de Damadian, la comunidad científica apoyó en general la decisión del comité del Nobel, debido a que existían dudas sobre la originalidad de los trabajos de Damadian en los que comparó los tiempos de relajación entre el tejido tumoral y el normal, ya que la misma investigación fue publicada por el investigador sueco Erik Odeblad en 1955.

Echando la mirada hacia atrás en la historia, se percibe que la RM no es una modalidad de imagen médica más, sino el conjunto de desarrollos en el ámbito de la física, la química y la ingeniería que conllevó la creación de una de las técnicas de imagen más utilizadas en la actualidad para el diagnóstico, evaluación pronóstica y seguimiento de los efectos del tratamiento en una gran cantidad de enfermedades. Esta reflexión se ilustra en la figura 6, en la que se resumen los diferentes Premios Nobel otorgados en el ámbito de la RM.



**Figura 6.** Investigadores del ámbito de la Resonancia magnética premiados con el Nobel a lo largo de la historia.



**Figura 7.** Primera imagen de RM obtenida en España en el año 1983.

### 3. La RM en España

La primera RMN para espectroscopía en Química orgánica se instaló en 1962 en la Universidad Autónoma de Barcelona. El primer equipo para RM de uso clínico se instaló en el *Centre Mèdic de Ressonància Magnètica* NMR de Barcelona en 1983. Tan solo dos años después del de Hammersmith y en el mismo año que la *Food and Drug Administration* (FDA), dio permiso para el uso clínico de la RM. La dirección técnica de este equipo estuvo a cargo del Dr. Jaume Gili. La primera imagen de RM de España puede observarse en la figura 7.

### 4. Bibliografía

- [1] BECKER E.D., FISK C.L., KHETRAPAL C.L. (1996). "The Development of NMR". In *Encyclopedia of Nuclear Magnetic Resonance*. Eds. Grant D.M., Harris R.K. (John Wiley and Sons). Vol. 1. pp. 1-158.
- [2] GILI J. (2008). "Introducción biofísica a la Resonancia Magnética aplicada a la clínica".
- [3] RINK P.A. (1999). "Magnetic Resonance Imaging: Historical Perspective Diagnostic Imaging Europe".

### 5. Agradecimientos

El autor quiere hacer constar expresamente su agradecimiento al Dr. Jaume Gili Planas, por la ayuda y material suministrado en el proceso de escritura de este tema.



**Tema 2:**  
Introducción a los principios  
físicos de la Resonancia  
magnética

**Roberto Sanz Requena**



# Introducción a los principios físicos de la Resonancia magnética

*Roberto Sanz Requena  
Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia  
Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud  
roberto.sanz@quironsalud.es*

## 1. Contexto

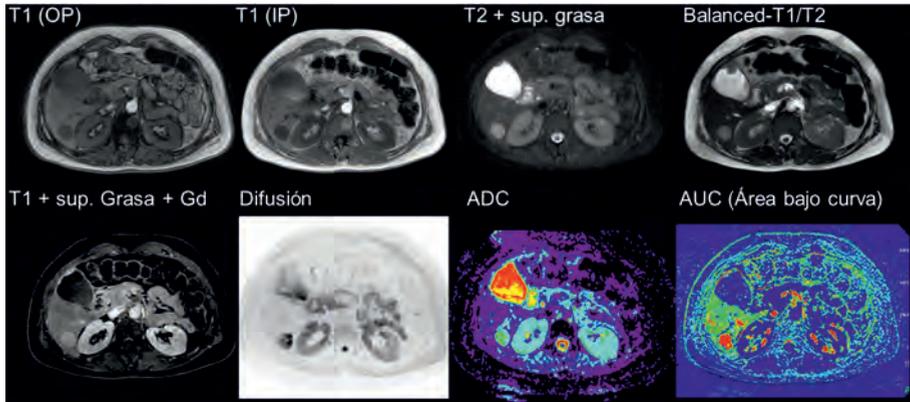
La Resonancia Magnética (RM) es una técnica de imagen que permite explorar la anatomía y la función de órganos y tejidos de todo el cuerpo humano de manera *"in vivo"*.

Proporciona una excelente resolución de contraste para observar y caracterizar tejidos blandos, lo que la diferencia de otras técnicas tomográficas como la tomografía computarizada. Además, emplea radiaciones no ionizantes (en el rango de la radiofrecuencia), por lo que es una técnica segura e inocua en condiciones normales de utilización.

En el escenario clínico actual, prácticamente todos los centros hospitalarios de tamaño medio-grande están equipados con equipos de RM, aunque en la práctica se trata de una tecnología relativamente poco conocida, lo cual impide que se aprovechen al máximo sus prestaciones.

Como principales ventajas de la Resonancia magnética, podríamos destacar las siguientes:

- Emplea radiaciones no ionizantes (radiofrecuencia).
- Elevado contraste entre tejidos blandos.
- Adquisición multiplanar.
- Gran cantidad de información por cada corte anatómico (potenciones), lo que permite realizar un mejor diagnóstico diferencial (Figura 1).



**Figura 1.** Ejemplo de diferentes potenciaciones e imágenes derivadas para un mismo corte en un estudio de RM abdominal.

- Muy buen equilibrio entre resolución espacial y resolución temporal para estudios dinámicos y funcionales.

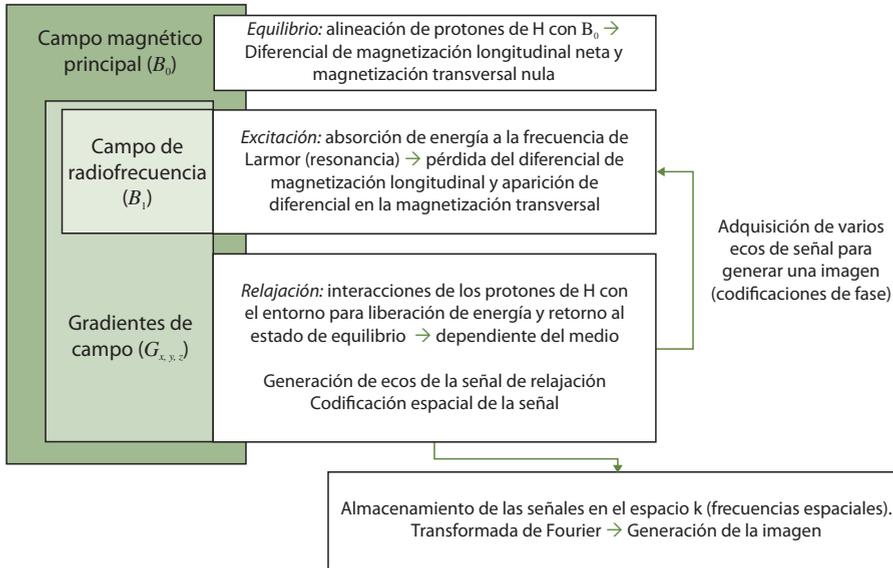
Con respecto a los principales inconvenientes:

- Mayor tiempo de adquisición que otras técnicas.
- Los niveles de intensidad de las imágenes son relativos, con lo que no es posible disponer de escalas de valores absolutos.
- Las secuencias son más complejas de optimizar.
- Mayor coste que otras técnicas de imagen.

## 2. Proceso de obtención de la imagen por RM

El proceso de obtención de una imagen por Resonancia magnética comprende varias fases y elementos hardware y software que interactúan de una forma sincronizada. Es frecuente identificar al equipo de RM por el campo magnético estático que produce. Sin embargo, existen otros elementos que son igual de importantes y que también están relacionados con el manejo de campos magnéticos.

En el siguiente esquema se puede observar el flujo de procesos asociados a la adquisición de una imagen de RM (Figura 2):



**Figura 2.** Esquema simplificado del proceso de adquisición de una imagen de RM.

Como se puede observar, el campo magnético principal ( $B_0$ ) está en funcionamiento de forma continua. Este campo, de una inducción magnética muy elevada ( $B_0$  del orden de teslas), origina que los protones de hidrógeno que están bajo su influencia se dispongan en dos niveles energéticos posibles, de manera que se produce un cierto diferencial de energía, o componente neta, en la dirección de  $B_0$ . Esto es lo que se denomina situación de equilibrio o de reposo.

A continuación se aplica un campo magnético de radiofrecuencia ( $B_1$ ), que origina el fenómeno de excitación. Durante este proceso, los protones de hidrógeno absorberán energía y además precesarán (girarán) en fase con la onda de RF.

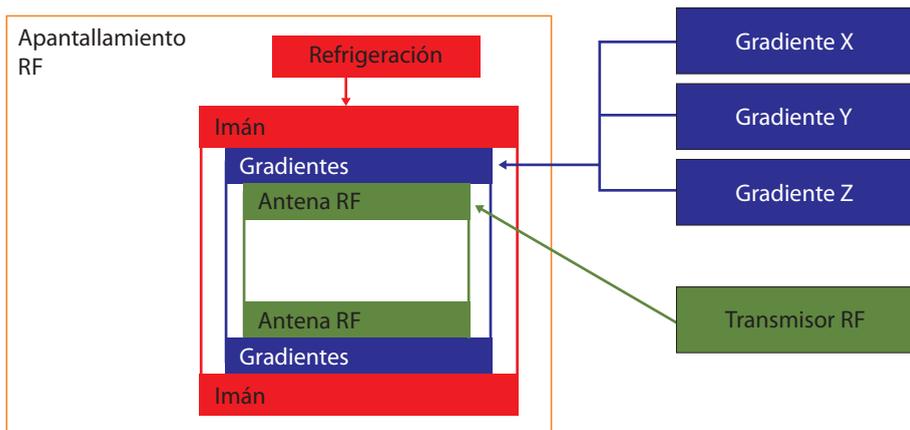
El campo de RF debe aplicarse a una frecuencia concreta (frecuencia de Larmor o de resonancia), dependiente del elemento con el que se trabaje (hidrógeno en la mayoría de casos) y del valor de  $B_0$ .

El proceso de relajación empieza una vez deja de aplicarse la RF. En este proceso se vuelve al estado de equilibrio inicial y va a ser la base para obtener diferentes contrastes en las imágenes de RM, ya que en función del tejido se produce a una velocidad u otra. El equipo de RM dispone de bobinas receptoras de señal de RF que captarán, almacenarán y procesarán estas señales de relajación para, tras la adquisición de varias señales, poder reconstruir una ima-

gen de RM. En la práctica no se adquiere la señal per se, sino que se adquieren ecos generados artificialmente. Estos ecos son reformaciones de la señal de relajación que permiten aumentar la diferencia (contraste) entre tejidos con velocidades de relajación distintas.

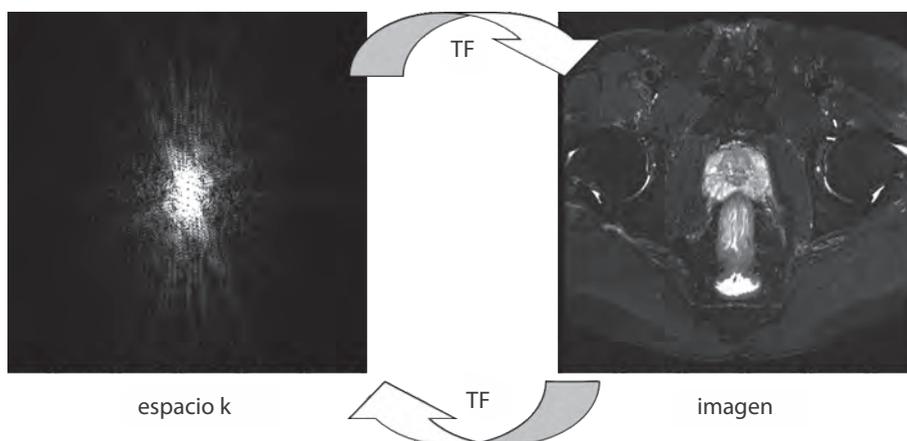
Los gradientes de campo son variaciones lineales superpuestas al campo magnético principal que permiten ser selectivos a la hora de la excitación con RF (excitar sólo una determinada porción de volumen tisular) y codificar la señal recibida. Para ello se dispone de 3 gradientes de campo, uno para cada dirección del espacio.

Cada uno de estos procesos tiene asociado un hardware específico. Mientras que el imán principal está en continuo funcionamiento, los gradientes y el sistema de RF está controlado electrónicamente por software. En la figura 3 se muestra un diagrama con la configuración hardware del equipo de RM.



**Figura 3.** Esquema simplificado de localización de los principales componentes hardware del equipo de RM.

Las señales que se reciben durante el proceso de relajación se utilizan para generar las imágenes. Sin embargo, cabe mencionar que no se reciben señales individuales de los protones, sino acumulados de señal de un volumen de tejido determinado. En condiciones de funcionamiento normal, estas señales son de muy baja intensidad, por lo que se puede definir una resolución espacial máxima (tamaño de vóxel mínimo). Esta resolución es aquella que proporciona imágenes con suficiente razón señal-ruido como para ser aptas para diagnóstico.



**Figura 4.** Correspondencia entre el espacio k (matriz con la intensidad asociada a cada frecuencia espacial) y la imagen de RM. Para pasar de frecuencia a espacio se emplea la transformada de Fourier (TF).

Por otro lado, las señales que se reciben proporcionan información de las componentes de frecuencia espacial del tejido bajo estudio. Por ello, cada señal se almacena como una línea dentro de una matriz 2D que recibe el nombre de espacio k (las frecuencias espaciales se definen con la letra "k"). Para reconstruir una imagen es necesario disponer de suficiente información de todas sus frecuencias espaciales, bajas (ligadas al contraste de la imagen) y altas (ligadas al detalle y los contornos), por lo que es necesario adquirir un número elevado de señales, cada una de ellas asociada a unas componentes frecuenciales concretas (Figura 4).

Esta característica origina que en RM se hable de secuencias como los elementos necesarios para obtener una serie de imágenes aptas para diagnóstico. Así, dentro de una secuencia encontramos módulos que se repiten en el tiempo. Y dentro de cada módulo podemos encontrar diferentes activaciones de los sistemas de RF y de gradientes. De forma simplificada, se puede establecer en este punto de la explicación que de cada módulo obtenemos un eco de la señal de relajación. Según cómo esté configurado dicho módulo, proporcionará un tipo de contraste u otro en la imagen final.

Como se ha visto, los equipos de RM son enormemente complejos y están sujetos a un grado de investigación, desarrollo e innovación muy elevados, tanto en hardware como en software. A lo largo de los temas de este libro se presentarán las características principales de cada uno de los procesos y elementos hardware mencionados en esta introducción.

### 3. Bibliografía

- [1] MACOVSKI A., PAULY J., SCHENK J., KWONG K.K., CHESLER D.A., HU X., CHEN W., PATEL M., UGURBIL K., CONOLLY S. (2000). "*Magnetic resonance imaging*". The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC.
- [2] WEISHAUPT D., KÖCHLI V.D., MARINCEK B. (2006). "*How does MRI work?*". An introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2nd Edition.

## **Tema 3:**

Fenómenos físicos (I).  
Magnetización del vóxel, ley de  
Larmor, excitación y relajación

**Gracián García Martí**



# Fenómenos físicos (I). Magnetización del vóxel, ley de Larmor, excitación y relajación

*Gracián García Martí*

*Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia*

*Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud*

*Centro de Investigación Biomédica en Red en Salud Mental (CIBERSAM)*

*gracian.garcia@quironsalud.es*

## 1. Magnetización

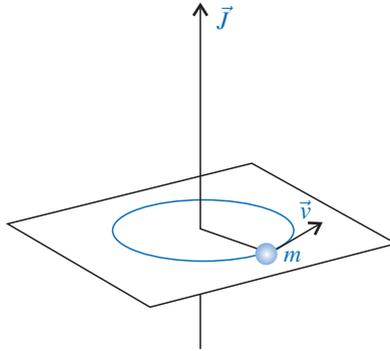
### 1.1. Magnetización del núcleo

Para entender los conceptos relacionados con la magnetización del núcleo hay que tener en cuenta diferentes propiedades físicas que se explican mediante modelos de mecánica clásica (vectores, dipolos magnéticos, etc.) y mediante modelos cuánticos (estados del espín, niveles energéticos, etc.). Por ello y para facilitar la explicación de estos procesos, en numerosas ocasiones se utilizan ambos modelos según el contexto de los fenómenos que se están tratando, con la finalidad de hacer más intuitivo el conocimiento de los procesos físicos en Resonancia Magnética (RM).

Cuando un núcleo de un determinado elemento se somete a un campo magnético externo de gran intensidad, adquiere una serie de propiedades relacionadas con su masa (momento angular) y su carga (momento magnético). Considérese un cuerpo, de masa conocida  $m$ , que gira uniformemente a una determinada velocidad  $\vec{v}$  sobre un eje a una distancia (radio)  $r$  (Figura 1).

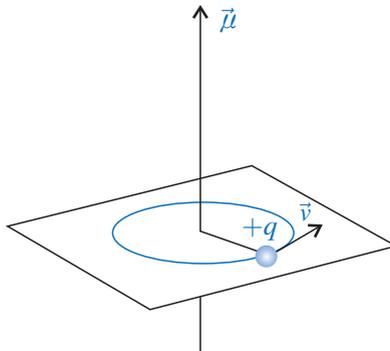
Este cuerpo adquiere una serie de propiedades debidas a su movimiento mecánico, que pueden describirse mediante un vector momento angular  $\vec{J}$  cuya dirección es perpendicular al plano de giro de la partícula con masa  $m$  y su sentido puede determinarse por la regla de la mano derecha. Para el cálculo del módulo o intensidad se puede utilizar la siguiente expresión:

$$\vec{J} = m \cdot r \cdot \vec{v}$$



**Figura 1.** Cuerpo de masa  $m$  que gira alrededor de un eje con velocidad  $\vec{v}$ .

De forma similar al diagrama anterior, si se considera una partícula con una carga eléctrica  $+q$  girando a la misma velocidad  $\vec{v}$  a un radio  $r$ , dicha partícula adquirirá también propiedades magnéticas (Figura 2).



**Figura 2.** Partícula cargada que gira alrededor de un eje con velocidad  $\vec{v}$ .

El valor del campo magnético generado queda definido por un vector  $\vec{\mu}$  o momento magnético cuya dirección es perpendicular al plano de giro sobre  $+q$ , su sentido sigue la regla de la mano derecha y su módulo viene determinado por la siguiente expresión:

$$\vec{\mu} = r \cdot v \cdot \frac{q}{2}$$

A partir de estas dos expresiones, se observa que si se considera una partícula con masa  $m$  y con carga  $(+q)$  dicha partícula adquirirá propiedades mecánicas ( $\vec{J}$ ) y magnéticas ( $\vec{\mu}$ ):

$$\vec{\mu} = \left[ \left( \frac{q}{2} \right) / m \right] \cdot \vec{J}$$

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{J}$$

donde  $\gamma$  es la constante (o razón) giromagnética y depende únicamente de las propiedades de la partícula que gira (no de la velocidad ni del radio de giro). Por tanto, si se considera el protón de hidrógeno, por ejemplo, que tiene masa, bajo la influencia de un campo magnético externo, se producirá un movimiento de rotación sobre su propio eje denominado espín y que, a efectos de representación se muestra con la siguiente estructura (Figura 3):



**Figura 3.** Representación esquemática de un núcleo cargado positivamente con movimiento de rotación sobre su propio eje (espín).

Puesto que el fenómeno de la RM está basado en las propiedades magnéticas del núcleo, únicamente aquellos núcleos con un número impar de protones o neutrones, serán sensibles a esta técnica, ya que su momento magnético neto será positivo. Algunos ejemplos de estos núcleos son los del H, P, F, Cl, Na o K. En el cuerpo humano y dependiendo de la edad, la proporción de agua ( $H_2O$ ) en el organismo varía entre el 50% y el 80%, por lo que la RM es una técnica idónea para obtener imágenes y medidas de los tejidos biológicos del organismo.

Si se consideran otros elementos con número másico o número atómico par, se producirá una magnetización mínima, prácticamente imperceptible, por no disponer de un momento magnético neto distinto de 0. Así ocurre por ejemplo en el Ca, que no aporta señal a la RM y por tanto, todas aquellas estructuras que contienen este elemento (como por ejemplo los huesos) aparecen oscuras en imágenes de RM. Cabe comentar, que, con el avance del hardware de los equipos, es posible utilizar técnicas de tiempo de eco (TE) ultracorto,

con lo que es posible recoger y reconstruir parcialmente la señal de los equipos para reconstruir y mostrar la distribución del hueso cortical (Bae y cols. 2012).

## 1.2. Conducta bajo un campo magnético

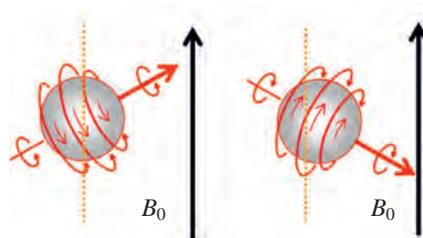
Cuando un núcleo de H (por simplicidad, se considerará a partir de este punto el protón de H) se coloca bajo un campo de elevada inducción magnética  $B_0$ , dicho núcleo se alinearán en la misma dirección que la del campo magnético estático. El sentido, sin embargo, se distribuirá en diferentes estados energéticos. El número de estados energéticos en que los núcleos se pueden distribuir viene determinado por la siguiente expresión:

$$\text{Niveles energéticos} = 2 * s + 1$$

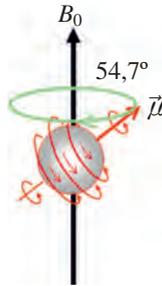
siendo  $s$  el número de espín (que depende de la configuración del núcleo). Para el protón de H,  $s = 1/2$ , por tanto existirán dos posibles configuraciones o estados (Figura 4) en los que se podrá distribuir H en un campo  $B_0$ :

- Un estado energético de menor energía conocido como "Estado paralelo" o "Estado UP", el que el protón se alinea en la misma dirección y sentido que el campo  $B_0$ .
- Un estado energético de alta energía conocido como "Estado antiparalelo" o "Estado DOWN", en el que el protón se alinea en la misma dirección y sentido contrario al campo  $B_0$ .

Estas dos orientaciones, para el protón de H, forman un ángulo de  $54,7^\circ$  del vector momento magnético nuclear respecto a la dirección del campo magnético. El giro oscilatorio que se produce respecto del eje principal se conoce como movimiento de precesión y aparece por el mero hecho de someter un



**Figura 4.** Conducta de dos protones de H bajo un campo estático de elevada inducción magnética  $B_0$ . Izquierda: orientación paralela, baja energía o "up". Derecha: orientación antiparalela, alta energía o "down".



**Figura 5.** Precesión de un protón de H formando un ángulo de  $54,7^\circ$  respecto a la dirección del campo magnético estático  $B_0$ .

protón de H a un campo magnético externo lo suficientemente intenso (Figura 5).

La velocidad de precesión de este núcleo dependerá del campo magnético externo y de la constante giromagnética de cada núcleo, cumpliendo con la conocida como "Ley fundamental de la Resonancia magnética" o **Ley de Larmor**:

$$f = \gamma \cdot B_0$$

donde  $f$  es la frecuencia de precesión o de Larmor (expresada en MHz),  $\gamma$  es la constante giromagnética (expresada en MHz/T) y  $B_0$  es la inducción magnética del campo estático (expresado en T).

A mayor campo magnético estático ( $B_0$ ), mayor frecuencia de precesión de los núcleos. En la siguiente tabla pueden observarse las frecuencias de precesión de diferentes núcleos bajo campos magnéticos distintos. Dado que la constante giromagnética es distinta para cada elemento, la velocidad de precesión será también distinta.

Núcleo	$f(1,5\text{ T})$	$f(3\text{ T})$
$^1\text{H}$	63,8 MHz	127,6 MHz
$^{19}\text{F}$	60,2 MHz	120,4 MHz
$^{31}\text{P}$	25,7 MHz	51,4 MHz
$^{23}\text{Na}$	17,1 MHz	34,2 MHz
$^{13}\text{C}$	16,1 MHz	32,2 MHz

**Tabla 1.** Relación de diferentes elementos y frecuencias de Larmor asociadas, bajo diferentes campos magnéticos externos.

La energía necesaria para intercambiar protones precesando en estado de baja energía (paralelo) al estado de alta energía (antiparalelo) viene determinada por la siguiente expresión:

$$\Delta E = \left( \frac{h}{2\pi} \right) \cdot \gamma \cdot B_0$$

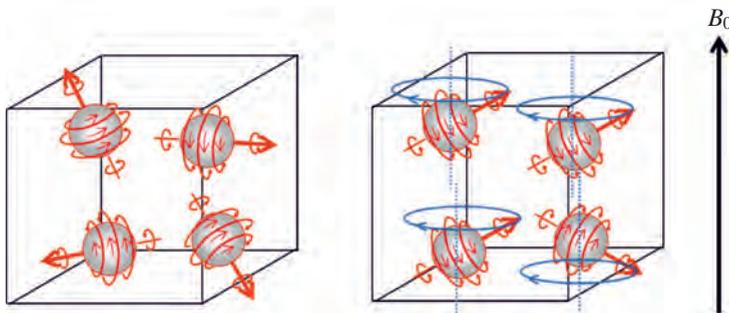
siendo  $h$  la constante de Planck. De esta expresión se deduce que, a mayor campo magnético estático será necesario un aporte de energía mayor para alterar el estado de equilibrio. Este hecho tiene implicaciones en la cantidad de radiofrecuencia necesaria y por tanto, afecta a las condiciones de exposición y seguridad, tanto en los propios pacientes como en relación al personal sanitario y técnico que trabaja en instalaciones de RM mientras están adquiriendo datos.

De igual modo, si se observan las frecuencias de precesión en los equipos clínicos más habituales (1,5T) y (3T) (Tabla 1), se comprueba como estas frecuencias de trabajo de la RM coexisten con bandas utilizadas habitualmente por radio comercial (anteriormente también televisión), por lo que los procesos de apantallamiento y minimización de artefactos son muy importantes para asegurar la calidad óptima de las imágenes adquiridas.

### 1.3. Magnetización del vóxel

Hasta ahora se ha estudiado la magnetización de los núcleos a nivel atómico. Sin embargo, cuando se trabaja con RM se obtienen señales de magnitudes mucho más macroscópicas, como las incluidas dentro de una porción espacial determinada de volumen, vóxel ("**volume pixel**"). Aunque dentro de un vóxel de 2 mm × 2 mm × 5 mm hay aproximadamente  $1,338 \times 10^{21}$  protones de H, los equipos de medida recibirán una única medida de magnetización de todos esos núcleos.

Al someter el vóxel a un campo magnético estático, todos los núcleos de su interior se distribuirán en los estados energéticos antes descritos aunque sus frecuencias de precesión serán ligeramente distintas debido al entorno bioquímico en el que estén. Es decir, si cada núcleo puede verse como un pequeño dipolo magnético, dichos núcleos afectarán a los núcleos colindantes y viceversa (entorno bioquímico). Por lo tanto, al no tener exactamente la misma frecuencia, aunque se muevan manteniendo la misma angulación, unos se adelantan respecto a los otros, con lo que los movimientos de precesión de los núcleos de H en el interior de un vóxel no están en fase. En caso de que no exista campo magnético externo, las orien-



**Figura 6.** Comportamiento de los núcleos de H dentro de un vóxel. Izquierda: en ausencia de magnetización externa, orientación al azar. Derecha: en presencia de un campo magnético estático de inducción  $B_0$ , orientación en la misma dirección que el campo y en sentido paralelo y antiparalelo.

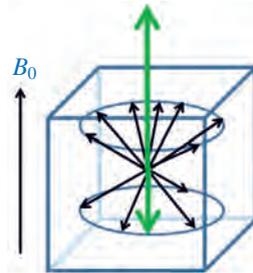
taciones de los núcleos serán al azar, por lo que no existe una componente neta de magnetización. En presencia de un campo externo de inducción magnética  $B_0$  de suficiente cuantía, la precesión y orientación de los núcleos será en la misma dirección que dicho campo (Figura 6).

Al ser posibles dos estados energéticos, los núcleos se reparten siguiendo una distribución de Boltzmann en equilibrio térmico. En consecuencia existirán más núcleos en la posición menos energética (estado paralelo o "up"), frente a la posición más energética (estado antiparalelo o "down"). La relación entre núcleos "up" y núcleos "down" viene dada por la expresión:

$$\frac{N(\text{"up"})}{N(\text{"down"})} = e^{\frac{\gamma \cdot h \cdot B_0}{k \cdot T}}$$

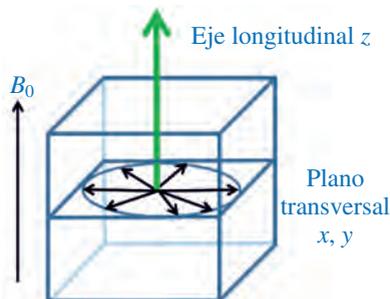
donde  $k$  es la constante de Boltzmann ( $1,381 \times 10^{-23}$  J/K) y  $T$  es la temperatura en grados Kelvin. Según esta ecuación, suponiendo una temperatura corporal de  $37^\circ\text{C}$  y un campo magnético de 1,5 teslas, la proporción de núcleos en estados "up"/"down" sería igual a  $1,000\,009 \pm 5 \cdot 10^{-6}$  ( $k = 2$ ). De este ejemplo se deduce que existe muy poca diferencia entre el número de núcleos en estado de alta energía y los de baja energía, por lo que las técnicas de RM tienen que estar muy optimizadas para captar señal y tener información suficiente para reconstruir imágenes con la suficiente calidad.

Debido a esta proporción de núcleos "up"/"down", desde el punto de vista macroscópico de un vóxel, aparecen dos componentes de magnetización en su interior, cada uno de las cuales hace referencia a un estado energético diferente (Figura 7).



**Figura 7.** Componentes de magnetización de los núcleos en estados “up” y “down”.

En este estado, no existe ninguna componente transversal ya que todos los vóxeles están precesando en fases diferentes. Por simplicidad de los esquemas, se representará la magnetización neta de cada vóxel como una única componente de magnetización longitudinal en la misma dirección y sentido que el campo magnético estático de inducción  $B_0$  (Figura 8).



**Figura 8.** Representación esquemática de la magnetización de un vóxel.

Por convenio, la dirección del campo magnético estático es la Z en el sistema cartesiano, por lo que, en el estado de equilibrio, para un vóxel determinado, aparecerá una componente de magnetización longitudinal ( $M_z$ ) en la misma dirección y sentido que  $B_0$ , que dependerá de la densidad de los núcleos de H en dicho vóxel (a mayor concentración de núcleos de H en el interior del vóxel, mayor magnetización). En el plano transversal (x, y), como se ha visto anteriormente, no existirá magnetización neta por el desfase de los núcleos.

Bajo este supuesto, aquellos vóxeles con mayores dimensiones (baja resolución), tendrán una componente longitudinal  $M_z$  mayor en relación a los vóxeles con menor volumen (alta resolución), ya que la concentración de nú-

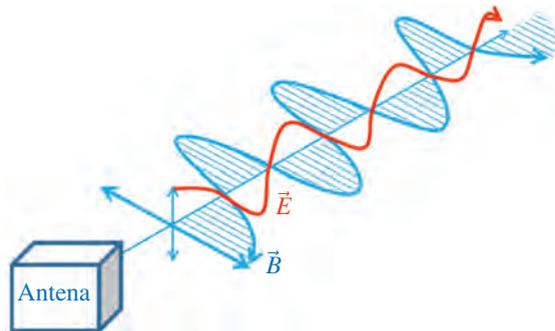
cleos de H en su interior variará. Este hecho es muy importante y es un factor determinante a la hora de realizar un ajuste de las secuencias de RM en los que el balance entre resolución espacial y señal disponible está siempre presente.

## 2. Excitación

### 2.1. Excitación nuclear por un pulso de radiofrecuencia

Hasta este apartado se ha visto cómo al situar un vóxel en el interior de un campo magnético estático con la suficiente intensidad, aparece una componente de magnetización neta en el eje longitudinal ( $M_z$ ). Este es el denominado estado de reposo o de equilibrio térmico. Para que dicho sistema cambie, debe existir una perturbación externa que altere los estados energéticos de los núcleos. En este contexto, mediante la utilización de pulsos de radiofrecuencia es posible alterar el estado de equilibrio del sistema, siempre y cuando dichos pulsos se generen a una frecuencia determinada que pueda ser absorbida por los núcleos (resonancia).

Para llevar a cabo este proceso, se utilizan antenas que emiten señales de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión (de Larmor) de los núcleos. Estas señales emitidas incluyen una componente de campo eléctrico y otra componente de campo magnético. Esquemáticamente pueden representarse como ondas sinusoidales en fase y perpendiculares entre sí que se propagan en la dirección de emisión (Figura 9).



**Figura 9.** Antena emitiendo señales de radiofrecuencia en forma de ondas de campo eléctrico ( $E$ ) y magnético ( $B$ ) sinusoidales, en fase y perpendiculares entre sí.

A diferencia de las antenas de radiodifusión, que son de campo lejano y trabajan fundamentalmente con la componente eléctrica, las utilizadas en el contexto de RM son antenas de campo próximo o inducción, en las que se tra-

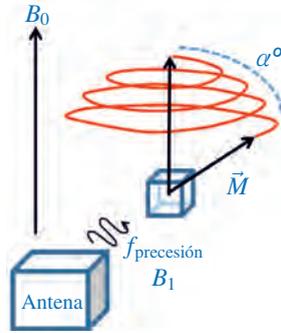
baja fundamentalmente con la componente magnética de la señal. Por esta razón, en ocasiones se referencian como bobinas de radiofrecuencia en lugar de antenas.

El valor del campo magnético o inducción magnética de la onda de radiofrecuencia se referencia como  $B_1$ . En cada punto del vóxel afectado por esta onda, el campo  $B_1$  realiza un movimiento oscilatorio en el tiempo, pasando de un valor máximo en la dirección de propagación a un valor nulo para después alcanzar otra vez un máximo pero en sentido contrario y después decrecer hasta anularse para volver a repetir el ciclo. Esta oscilación se realiza a la frecuencia de emisión.

Así, desde el punto de vista del vóxel, esta oscilación se puede considerar como la resultante de dos componentes de valor  $\frac{1}{2}B_1$  que giran en sentido contrario sobre el plano transversal a la frecuencia de emisión. Una de estas componentes se mueve en sentido contrario del movimiento de precesión nuclear y no interviene en el proceso de excitación. Sin embargo, la componente que gira en el mismo sentido que la precesión nuclear genera un torsor que desplazará el vector de magnetización longitudinal  $M_z$ .

De esta forma, al generar un pulso de radiofrecuencia ( $B_1$ ) a la misma frecuencia que la frecuencia de precesión de los núcleos en estado de equilibrio, se producirá una absorción de dicha energía que tendrá como consecuencia que los núcleos comiencen a precesar en fase, pasando del estado menos energético al más energético. Esta coherencia de fase provoca que en el plano transversal ( $x, y$ ) se genere una componente de magnetización. De forma representativa el efecto del pulso de radiofrecuencia  $B_1$  se puede resumir como una oscilación periódica del vector de magnetización alrededor del eje (movimiento de nutación) (Figura 10).

Este movimiento de nutación, puede observarse a escala macroscópica tras la entrada en resonancia de múltiples núcleos de H en el interior de un vóxel (del orden de  $10^{20}$  en un vóxel de  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$  situado en el sistema nervioso central). Dado que los núcleos precesan a una frecuencia específica determinada por la Ley de Larmor en función del campo magnético externo que perciben y del entorno bioquímico en que se encuentran, la emisión del pulso de radiofrecuencia deberá generarse con un ancho de banda adecuado para excitar a todos los núcleos según la amplitud de frecuencias de precesión. Este ancho de banda es del orden de los kHz y está centrado a la frecuencia de resonancia principal que impone el campo magnético estático ( $B_0$ ). Por ejemplo en un equipo de RM de 3 T una emisión de radiofrecuencia típica podría tener una amplitud de  $\pm 100 \text{ kHz}$  alrededor de la frecuencia de 127,6 MHz que corresponde a la frecuencia principal de precesión para dicho equipo.

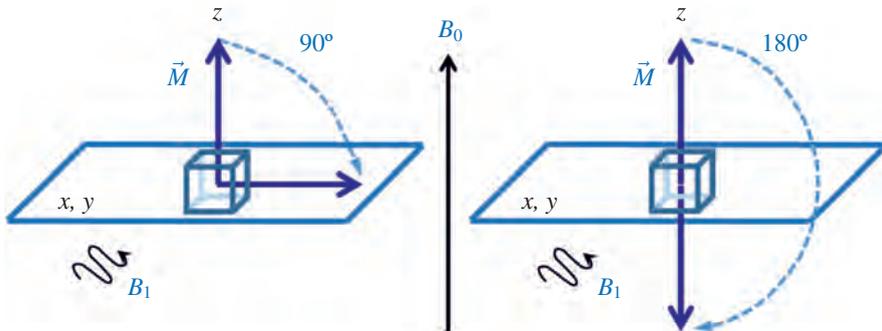


**Figura 10.** Inclinación del vector de magnetización (nutación) mediante la absorción de un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión.

## 2.2. Tipos de pulsos

En función de la intensidad y la duración del pulso de radiofrecuencia, la separación de la magnetización longitudinal  $M_z$  respecto a la posición de equilibrio se determina por el ángulo  $\alpha$ , conocido como ángulo de inclinación (“*tip angle*”, “*flip angle*”). En el contexto de la RM, se denomina  $\alpha$ -pulso a aquellos pulsos que inclinan el vector de magnetización  $\alpha$  grados. Así, por ejemplo un pulso de  $90^\circ$  desplaza el vector de magnetización sobre el plano  $x, y$ , mientras que un pulso de  $180^\circ$  invierte la posición de la magnetización respecto a su posición de equilibrio.

Después de un pulso de  $90^\circ$ , la componente longitudinal de la magnetización es nula ya que todo el vector se ha volcado al plano transversal ( $x, y$ ). En esta posición el número de núcleos de estado “*up*” iguala al número de núcleos en estado “*down*”, lo que se conoce como estado de saturación. Si se aplica un



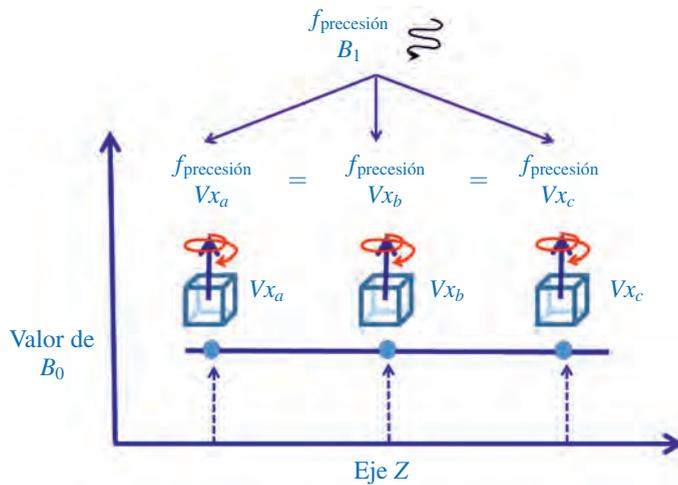
**Figura 11.** Representación de la inclinación del vector de magnetización mediante un pulso de radiofrecuencia. Izquierda: pulso de  $90^\circ$ . Derecha: pulso de  $180^\circ$ .

pulso de  $180^\circ$ , el número de núcleos en estado antiparalelo supera al de núcleos en estado paralelo, por ello se produce una inversión respecto al estado inicial (Figura 11).

Nótese que, para simplificar los diagramas, normalmente se utiliza un sistema de referencia rotatorio a la frecuencia de precesión, lo que permite representar esquemáticamente de forma más sencilla la inclinación del vector de magnetización del eje longitudinal al plano transversal.

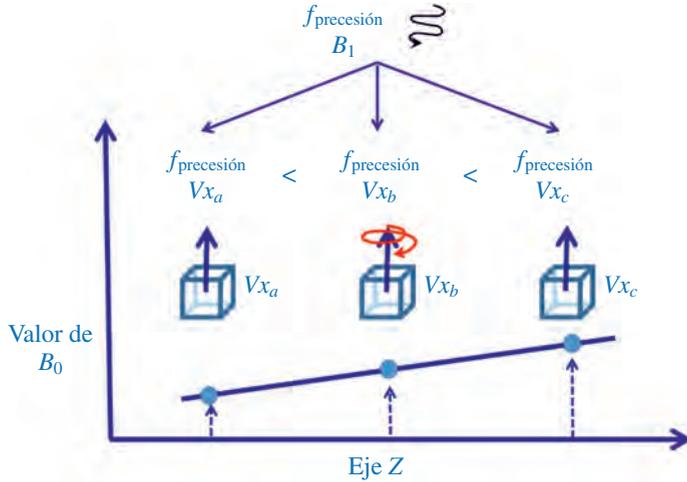
### 3. Selectividad en la excitación

En un estado de reposo, en el que se coloca un cuerpo en el interior de un campo magnético externo, todos los núcleos giran a una frecuencia de precesión determinada, que según la Ley de Larmor será proporcional al campo magnético local que perciban. Si bajo estas condiciones, se enviara un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión, todos los núcleos entrarían en resonancia de la misma forma y, tras la recepción de la señal resultante en la antena receptora, no podría obtenerse ningún tipo de información espacial sobre los núcleos que han absorbido la energía (Figura 12).



**Figura 12.** Tres vóxeles ( $Vx_a$ ,  $Vx_b$ ,  $Vx_c$ ) que precisan a la misma frecuencia y que absorben la energía del pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión.

Para evitar esta situación, es necesario utilizar un mecanismo que permita la selectividad de la excitación, es decir, hacer que los núcleos de cada región



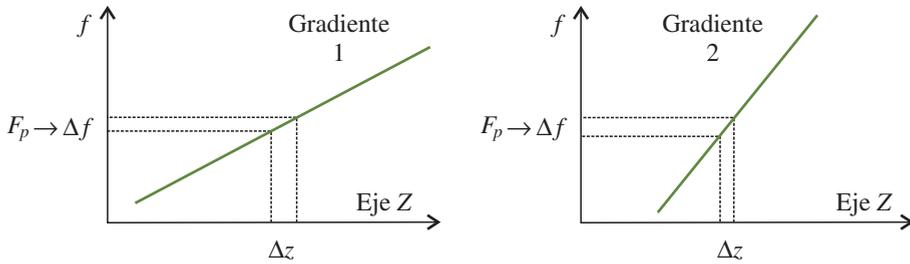
**Figura 13.** Tres vóxeles ( $V_{x_a}$ ,  $V_{x_b}$ ,  $V_{x_c}$ ) en presencia de un gradiente magnético. Sólo el vóxel  $V_{x_b}$ , que precesa a una frecuencia diferente al resto de vóxeles por la ley de Larmor, absorbe la energía del pulso de radiofrecuencia.

del espacio precesen a frecuencias ligeramente distintas para poder separarlos del resto. Para este proceso se utilizan los gradientes magnéticos, consistentes en bobinas distribuidas en diferentes partes del equipo de RM. Con el paso de corriente eléctrica por estas bobinas, se generan variaciones lineales y progresivas del campo magnético en el espacio, que se suman o sustraen al campo magnético principal ( $B_0$ ). Así, mediante los gradientes, se puede lograr que en cada punto del espacio exista un campo magnético distinto y por tanto, sólo podrá excitarse si se envía un pulso de radiofrecuencia a la frecuencia de precesión determinada en dicha región espacial (Figura 13).

En esta figura se observa cómo se pueden excitar selectivamente los núcleos que estén dentro de las posiciones excitadas por la banda de frecuencias que incluya el pulso de radiofrecuencia. En todo caso existirá siempre una variación del campo magnético que percibe cada núcleo por el entorno bioquímico en el que estén, aunque estas perturbaciones son de un orden de magnitud bastante inferior.

La capacidad para excitar selectivamente regiones de mayor o menor tamaño vendrá determinada fundamentalmente por dos factores (Figura 14):

- *Ancho de banda del pulso de radiofrecuencia.* Dependiendo de las frecuencias incluidas en el ancho de banda del pulso de radiofrecuencia será posible hacer resonar diferentes núcleos que precesen a frecuen-



**Figura 14.** Mecanismo para excitación selectiva de regiones mediante anchos de banda del pulso de radiofrecuencia y gradientes.

cias ligeramente diferentes. A más ancho de banda, habrá una región excitada más grande.

- *Valor del gradiente magnético.* Si la corriente que circula por el gradiente magnético cambia, también lo hará la variación progresiva en el espacio del campo magnético (pendiente). Utilizando valores altos de gradiente, el rango de frecuencias de precesión de los núcleos será mayor y por tanto habrá más facilidad para selectivamente excitar determinadas regiones, mientras que si se utilizan valores bajos del gradiente la dispersión de frecuencias será menor y por tanto complicada también la excitación selectiva de una región determinada.

En el uso habitual de la RM, se utiliza en mayor medida la opción de cambiar el valor del gradiente magnético frente a cambiar el ancho de banda del pulso, ya que resulta relativamente más sencillo modificar las corrientes eléctricas de las bobinas.

Utilizando este mecanismo de selectividad en la excitación, es posible seleccionar porciones de tejido perpendiculares a la dirección del campo magnético principal ( $B_0$ ). Dado que, como se ha comentado anteriormente, por convenio esta dirección es la  $Z$ , usualmente se conoce al gradiente  $Z$  como gradiente selector de corte, aunque en la práctica, la versatilidad de la RM hace que no sea una técnica meramente tomográfica y cualquiera de los tres gradientes magnéticos puede usarse para la selección inicial del corte o porción tisular.

A modo de resumen, las siguientes expresiones muestran, por la ley de Larmor, las frecuencias de resonancia de los núcleos de H:

$$\begin{aligned} \text{frecuencia}_H &= 42,58 * B_{\text{efectivo}} \\ B_{\text{efectivo}} &= B_{\text{externo}} + B_{\text{bioquímico}} \\ B_{\text{externo}} &= B_0 + B_{\text{gradientes}} \\ \text{frecuencia}_H &= 42,58 * (B_0 + B_{\text{gradientes}} + B_{\text{bioquímico}}) \end{aligned}$$

La dependencia de las frecuencias de precesión del entorno bioquímico de los núcleos de H es una de las características que hacen de la RM una técnica versátil capaz de obtener imágenes con gran contraste tisular entre diferentes estructuras precisamente por estas ligeras diferencias en el entorno bioquímico. Así, aunque de forma genérica en la RM de uso clínico y asistencial se utilice como referencia el H, las frecuencias de resonancia serán ligeramente diferentes en función, por ejemplo, de si ese hidrógeno está en moléculas ligeras como la del agua o en moléculas “pesadas” como las lipídicas, hecho que se traducirá en diferente señal y por tanto en distinto contraste en la imagen final.

## 4. Referencias

- [1] BAE W.C., CHEN P.C., CHUNG C.B., MASUDA K., D’LIMA D., DU J. (2012). “Quantitative ultrashort echo time (UTE) MRI of human cortical bone: correlation with porosity and biomechanical properties”. J. Bone Miner. Res. 27(4):848-57.

## 5. Bibliografía

- [1] MÓDULO DE BIOFÍSICA Y TECNOLOGÍA. ESCUELA SUPERIOR DE RESONANCIA MAGNÉTICA CLÍNICA (<https://www.geyseco.es/esrhc/esrhc.html>)

## 6. Agradecimientos

El autor quiere hacer constar expresamente su agradecimiento al Dr. Jaime Gili Planas, por la ayuda y material suministrado en el proceso de escritura de este tema.



**Tema 4:**  
Fenómenos físicos (II).  
Potenciación y contraste

**Roberto Sanz Requena**



# Fenómenos físicos (II). Potenciación y contraste

*Roberto Sanz Requena  
Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia  
Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud  
roberto.sanz@quironsalud.es*

## 1. Introducción

En el tema anterior se ha visto cómo la liberación energética del proceso de relajación está muy influenciada por el medio histoquímico. La forma en que la magnetización vuelve a su posición de equilibrio es muy variable, por lo que el análisis detallado de la relajación va a proporcionar información muy valiosa sobre el medio que estamos estudiando.

Podemos definir la potenciación de una imagen como aquella característica o propiedad del proceso de relajación que permite establecer diferencias de intensidad o contraste entre los tejidos que aparecen en la imagen.

En función del plano de estudio del proceso de relajación, podemos establecer cuatro tipos de potenciación para una imagen de RM:

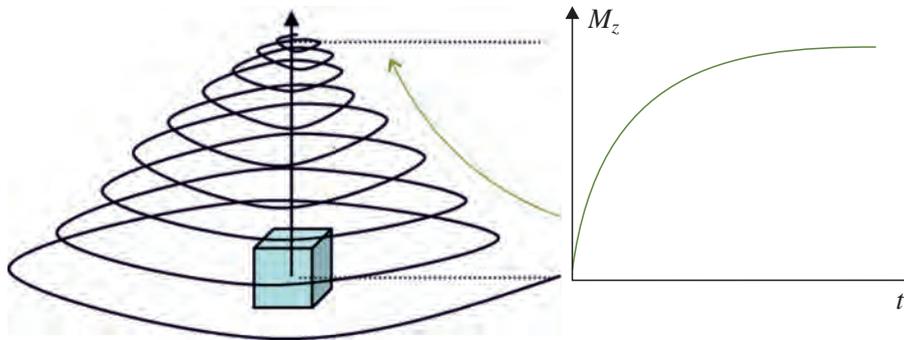
- Relajación en el eje longitudinal ( $z$ ): potenciaciones T1 y DP (densidad protónica).
- Relajación en el plano transversal ( $x, y$ ): potenciaciones T2\* y T2.

## 2. Imagen potenciada en T1

El proceso de relajación visto en el eje longitudinal (eje  $z$ ) se describe por la siguiente ecuación (ecuación de Bloch):

$$M_z(t) = M_0 \cdot \left( 1 - e^{-\frac{t}{T1}} \right)$$

donde  $M_z(t)$  representa la magnetización en función del tiempo,  $M_0$  la magnetización en equilibrio y T1 el tiempo de relajación longitudinal del tejido.



**Figura 1.** Relajación en el plano longitudinal.

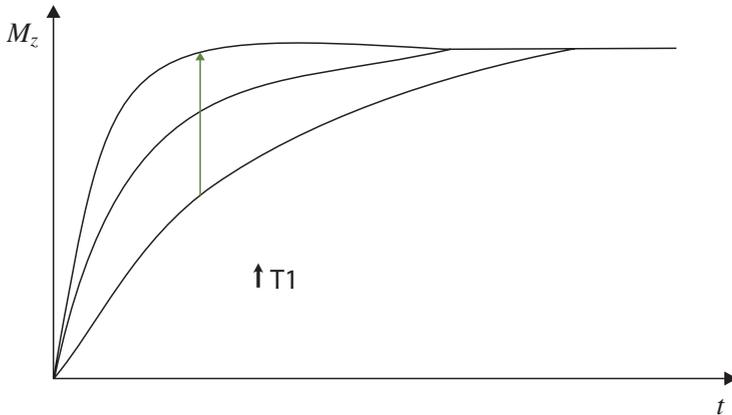
Este proceso se puede representar gráficamente como se indica en la figura 1, donde se puede observar que partiendo de un valor nulo de magnetización longitudinal tras la excitación, se alcanza el estado inicial de equilibrio pasado cierto tiempo.

Si en la ecuación anterior forzamos  $t = T1$ , se puede definir el tiempo de relajación longitudinal como el tiempo que tarda en recuperarse el 63% de la magnetización de equilibrio tras un pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$ . De esta definición se puede deducir que  $T1$  no es el tiempo que tarda en producirse la relajación, sino que se trata de un factor que indica la forma o la velocidad a la que ésta se produce.

El  $T1$  depende de la facilidad en la liberación de energía al medio, por lo que se conoce también como interacción espín-medio. Valores altos de  $T1$  indican dificultad en la liberación de esta energía, es decir, la energía transferida a los protones de hidrógeno durante la excitación permanece durante más tiempo asociada a los espines. Por el contrario, valores bajos de  $T1$  indican facilidad en la liberación de la energía, es decir, procesos de relajación longitudinal más rápidos.

En la siguiente imagen se pueden ver tres curvas con distintos valores de  $T1$ , asociadas a tres tejidos distintos (Figura 2).

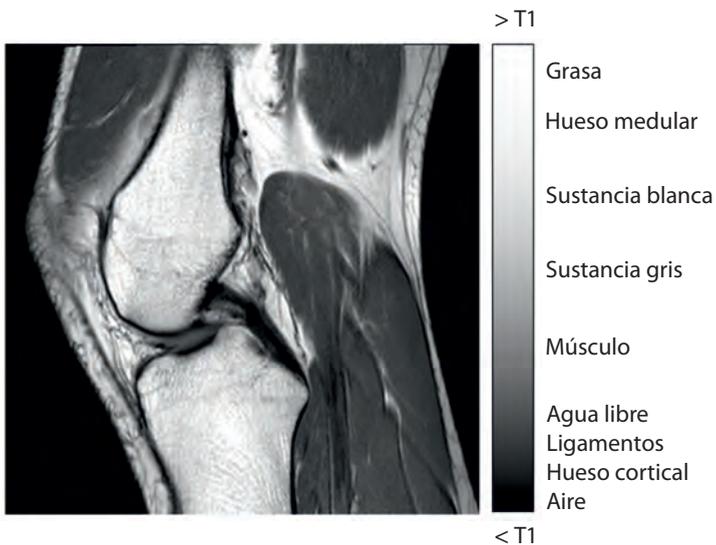
Se puede deducir de la figura 2 que cuando se adquiere la señal durante el proceso de relajación, hay un instante en que cada tejido presenta un nivel de señal distinto, en función de su  $T1$ . Si adquirimos una imagen centrándonos en ese instante (en realidad, a través de varios ecos centrados en ese instante), conseguiremos maximizar el contraste entre los distintos tejidos, ya que a cada uno se le asignará un nivel de brillo en función de la señal que proporcione. Es muy importante tener en cuenta que para obtener esta información no pode-



**Figura 2.** Curvas de relajación longitudinal en función del valor de  $T_1$  del tejido.

mos dejar que el tejido se relaje completamente, ya que interesa maximizar la diferencia entre las velocidades de relajación longitudinal. Es por ello que se dice que las imágenes potenciadas en  $T_1$  tienen tiempos de repetición (TR) y tiempos de eco (TE) cortos. Esto se detallará en el tema de secuencias.

En la figura 3 se resumen los niveles en escala de grises que se asocian a los distintos tejidos en una imagen típica potenciada en  $T_1$ .



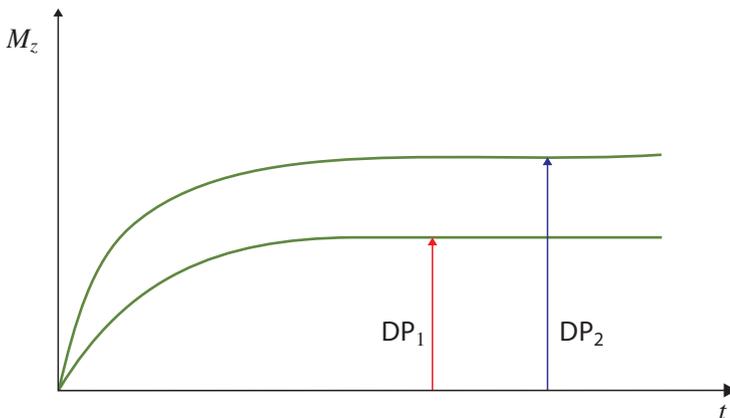
**Figura 3.** Imagen típica potenciada en  $T_1$  (cortesía de Jaume Gili).

La grasa, por ejemplo, presenta un valor de T1 mucho más bajo que el agua libre. Esto indica que los protones de hidrógeno asociados a la grasa tienen mayor facilidad en liberar la energía al medio que los asociados al agua libre.

### 3. Imagen potenciada en DP

La densidad protónica es una medida del número de protones de hidrógeno en un determinado volumen de un tejido. Indica el nivel de magnetización en equilibrio de un tejido y, por ello, está directamente relacionada con la cantidad de energía o nivel de señal que va a proporcionar un tejido durante el proceso de relajación.

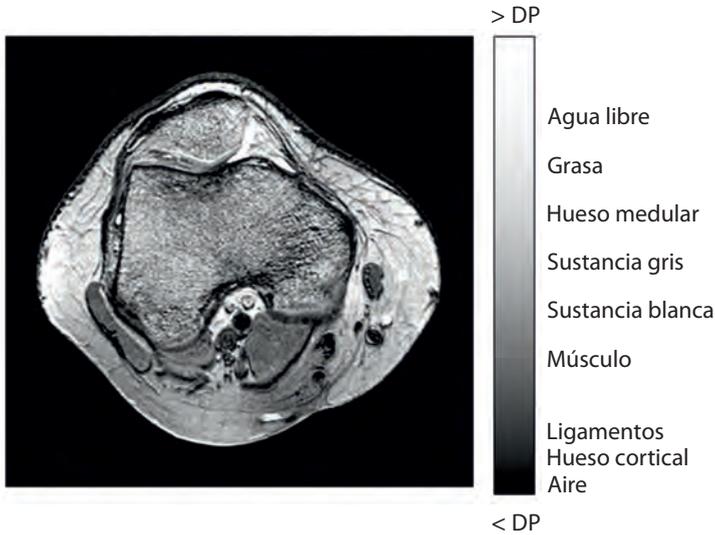
En la figura 4 se pueden ver dos ejemplos de tejidos con valores distintos de DP.



**Figura 4.** Relajación longitudinal para dos tejidos con valores distintos de DP.

Se puede observar como tras finalizar el proceso de relajación longitudinal se tienen dos niveles distintos de señal. El tejido 1 presenta un nivel de señal  $DP_1$  menor que el segundo tejido ( $DP_2$ ). Esto indica que el tejido 1 tiene menor DP que el tejido 2, por lo que en una imagen potenciada en DP, tendría asociado un nivel de brillo menor.

A diferencia de la potenciación T1, en estos ejemplos vemos como hay que dejar que finalice completamente el proceso de relajación para maximizar las diferencias entre distintos niveles de DP. Es por ello que se dice que las imágenes potenciadas en DP tienen valores de tiempos de relajación largos.



**Figura 5.** Imagen típica potenciada en DP (cortesía de Jaime Gili).

A continuación se presenta la escala de niveles de gris asociada a una imagen típica potenciada en DP (Figura 5). En este ejemplo se puede observar como el agua y la grasa presentan niveles de brillo y, por tanto, niveles de DP, similares. Sin embargo, ligamentos o hueso cortical, tejidos pobres en agua, presentan valores bajos de DP y niveles de brillo oscuros.

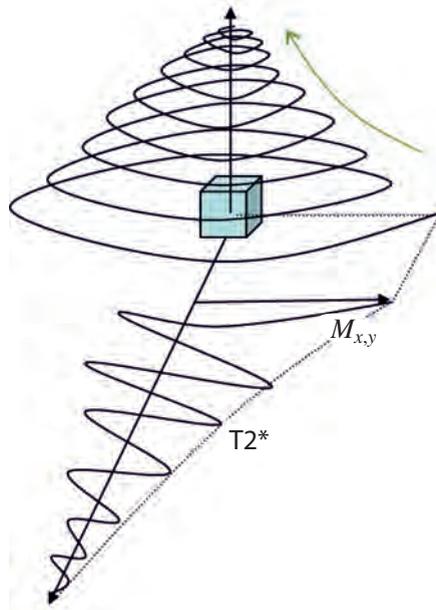
#### 4. Imagen potenciada en T2\*

El proceso de relajación en el plano transversal se representa como una senoide a la frecuencia de precesión amortiguada por una exponencial regulada por una constante denominada T2\* (Figura 6).

Analíticamente se puede expresar mediante la ecuación de Bloch para la relajación en el plano transversal:

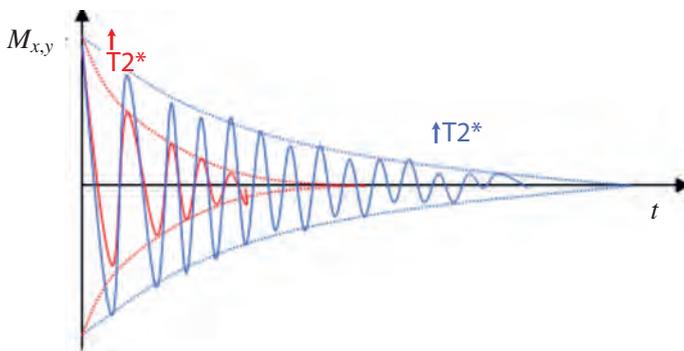
$$M_{x,y}(t) = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T2^*}}$$

donde  $M_{x,y}(t)$  representa la magnetización en función del tiempo,  $M_0$  la magnetización en equilibrio y T2\* el tiempo de relajación transversal del tejido. Si forzamos  $t = T2^*$ , podemos definir T2\* como el tiempo que tarda  $M_{x,y}$  en perder el 63% de su valor.



**Figura 6.** Proceso de relajación en el plano transversal ( $x, y$ ), con magnetización inicial de valor  $M_{x,y}$  justo en el instante que termina la excitación por RF.

El valor de  $T2^*$  indica la rapidez con que los protones de hidrógeno pierden el sincronismo en la precesión. Valores bajos de  $T2^*$  están asociados a tejidos donde los protones se relajan de forma asincrónica, es decir, pierden el sincronismo de precesión muy rápidamente. Por otro lado, valores altos de  $T2^*$  están



**Figura 7.** Curvas de relajación transversal en función del valor de  $T2^*$  del tejido. El tejido rojo presenta una mayor velocidad de relajación, por lo que su tiempo  $T2^*$  es menor.

asociados a coherencia en la relajación, es decir, a una pérdida de sincronismo más lenta. Hay que tener en cuenta que en el proceso de relajación siempre se acaba alcanzando la orientación al azar de los espines (ausencia de sincronismo) o, lo que es lo mismo, se pierde la señal en el plano transversal.

En la figura 7 se muestra un ejemplo de curvas de relajación en el plano transversal para dos tejidos con valores de  $T2^*$  distintos.

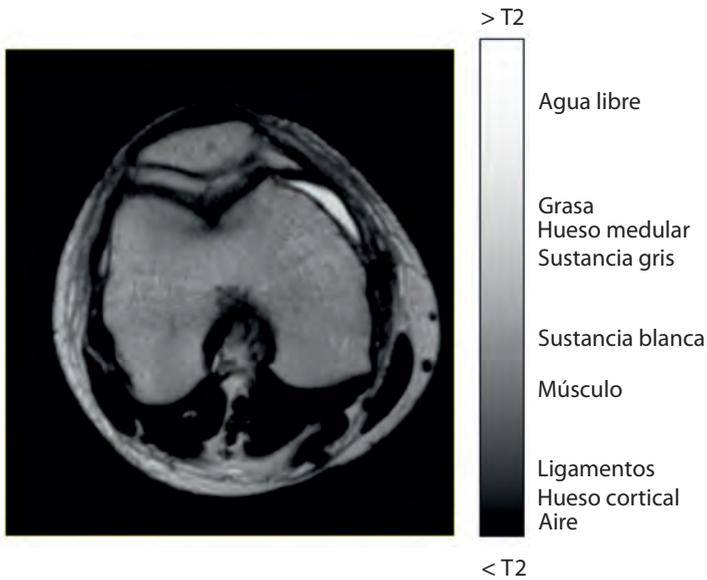
## 5. Imagen potenciada en T2

La pérdida de sincronismo en la precesión de los espines se debe a que cada espín percibe un campo magnético local ligeramente distinto del que perciben sus vecinos. Esto puede deberse a heterogeneidades del campo magnético externo, alteraciones fijas de la susceptibilidad magnética y alteraciones aleatorias asociadas a la movilidad, estructura y composición tisular. Como se ha comentado en el apartado anterior, estos efectos están caracterizados por el tiempo de relajación transversal  $T2^*$ .

Sin embargo, parte de estos efectos pueden corregirse mediante una secuencia de pulsos adecuada. Concretamente, las heterogeneidades del campo magnético y las alteraciones fijas de la susceptibilidad magnética permanecen fijas a lo largo del tiempo, con lo cual su efecto puede ser cancelado mediante la aplicación de pulsos de inversión de la magnetización (pulsos de  $180^\circ$ ). Con estos pulsos se compensan parcialmente las distintas velocidades de precesión de los protones producidas por estar sometidos a campos magnéticos distintos.

Para entender este efecto del pulso de inversión suele utilizarse históricamente la analogía de una liebre y una tortuga. La liebre simularía un protón que percibe un campo magnético mayor y que precesa a mayor velocidad. La tortuga simularía un protón que percibe un campo magnético menor y que precesa a menor velocidad. Tras un cierto tiempo precesando, la tortuga y la liebre estarían desfasadas, ya que llevan velocidades distintas. Sin embargo, si en un instante determinado se invierten sus posiciones, pasado cierto tiempo más volverían a encontrarse en fase.

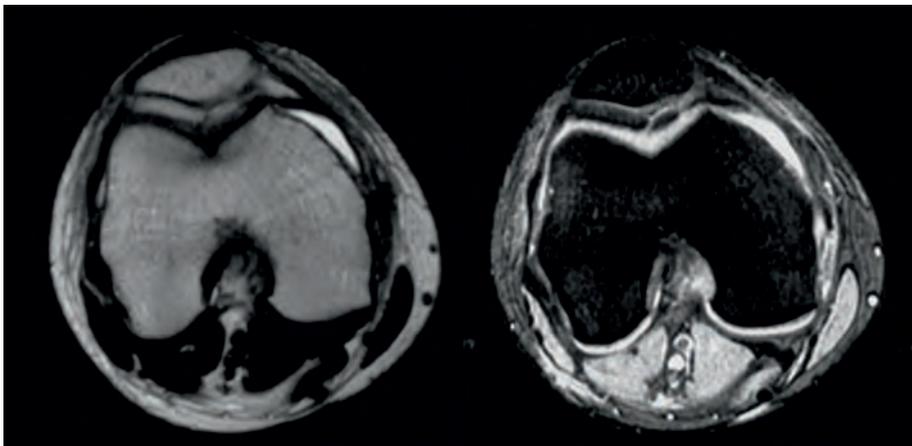
En realidad nunca van a encontrarse nuevamente en fase, ya que la otra causa de desfase, la asociada a la movilidad, estructura y composición tisular sí que varía con el tiempo. De hecho, se dice que es una propiedad aleatoria del tejido. En este caso, podemos definir el tiempo de relajación transversal  $T2$  como la pérdida de sincronismo asociada solamente a este componente aleatorio. También se le denomina tiempo de relajación espín-espín, ya que está asociado únicamente a la pérdida de sincronismo debida a la interacción entre



**Figura 8.** Imagen típica potenciada en T2 (cortesía de Jaume Gili).

espines. En la práctica tendremos siempre que  $T2 \geq T2^*$ , ya que  $T2^*$  comprende un mayor número de causas de asincronismo.

En la figura 8 se muestra la escala de niveles de gris de distintos tejidos utilizando una potenciación T2.



**Figura 9.** Imagen potenciada en T2 (izquierda) y en T\* (derecha) (cortesía de Jaume Gili).

En la figura de la página anterior se muestra una comparación de un mismo corte adquirido en una secuencia potenciada en T2 y en T2\* (Figura 9). Como principal diferencia interesa destacar la pérdida de brillo en el interior del hueso en la imagen T2\*. Esto se debe a que las interfases hueso trabecular-médula ósea producen un efecto de susceptibilidad magnética permanente en el tiempo. Mediante los pulsos de 180° se puede cancelar este efecto.

## 6. Influencia del campo magnético principal

El campo magnético principal de inducción  $B_0$  tiene influencia sobre los valores de los tiempos de relajación. El tiempo de relajación T1 aumenta con el valor del campo magnético (aumenta la frecuencia de las transacciones energéticas), mientras que el T2 se mantiene bastante estable (los movimientos a nivel molecular no se ven afectados). Estas diferencias condicionan después el diseño de secuencias, teniendo en cuenta los tiempos necesarios de relajación para que el contraste sea adecuado.

## 7. Bibliografía

- [1] MACOVSKI A., PAULY J., SCHENCK J., KWONG K.K., CHESLER D.A., HU X., CHEN W., PATEL M., UGURBIL K., CONOLLY S. (2000). "*Magnetic Resonance imaging*". The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC.
- [2] WEISHAAPT D., KÖCHLI V.D., MARINCEK B. (2006). "*How does MRI work?*". An introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2nd Edition.



**Tema 5:**  
Equipamiento (I).  
Imán principal y gradientes

**Roberto Sanz Requena**



# Equipamiento (I). Imán principal y gradientes

*Roberto Sanz Requena  
Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia  
Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud  
roberto.sanz@quironsalud.es*

## 1. Imán principal

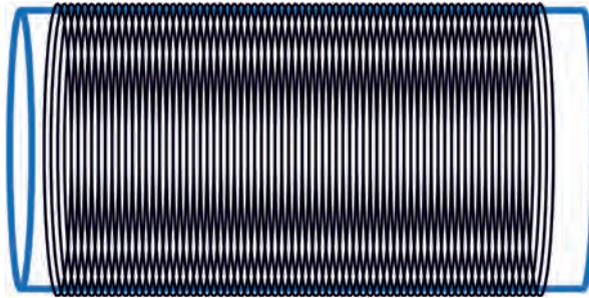
### 1.1. Definición y características

El imán principal del equipo de Resonancia Magnética (RM) se encarga de generar un campo magnético estático de elevada inducción magnética (del orden de teslas), necesario para producir el fenómeno de la RM. Este campo magnético se suele representar por la letra  $B$  y se utiliza habitualmente para identificar los equipos clínicos. En aplicaciones no clínicas, se suelen denominar los equipos en base a la frecuencia de resonancia de trabajo, no al campo magnético.

Como referencia, el campo magnético terrestre es del orden de  $50 \mu\text{T}$ . Esto nos da una idea del orden de magnitud de los campos magnéticos necesarios para producir el fenómeno de la Resonancia magnética nuclear. En la actualidad, los imanes de uso clínico trabajan entre  $0,02 \text{ T}$  y  $3 \text{ T}$ , siendo también posible encontrar en algunos centros específicos, equipos de inducción magnética mayor, incluso hasta  $7 \text{ T}$ .

La condición primera del imán principal del equipo de RM es proporcionar un campo magnético homogéneo en toda la zona de estudio. Esto implica que las variaciones dentro del volumen encerrado por el imán sean mínimas. Aunque existen diferentes configuraciones según la aplicación clínica concreta, lo más habitual es utilizar un electroimán basado en una aleación superconductora de metales.

Aunque existen diferentes tipos de imanes, en la práctica los más habituales para su uso en RM son los electroimanes. Estos imanes son artificiales y temporales y constan de un núcleo de material ferromagnético rodeado por una



**Figura 1.** Ejemplo de configuración de un electroimán. En azul se representa el núcleo cilíndrico de material ferromagnético. En negro se representa la bobina de material conductor (o superconductor), por la que circulará una corriente eléctrica de intensidad muy elevada.

bobina por la que pasa una corriente eléctrica (Figura 1). Pueden ser resistivos o superconductores.

El valor de la inducción magnética en el interior del electroimán se puede expresar como:

$$B_0 = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{N \cdot I}{h}$$

donde  $\mu_0$  es la permeabilidad magnética del aire,  $N$  es el número de vueltas del solenoide,  $h$  es la longitud del solenoide,  $I$  es la intensidad de corriente eléctrica y  $\mu_r$  es la permeabilidad magnética relativa del metal ferromagnético utilizado como matriz para la bobina.

En la actualidad, la mayoría de equipos modernos de RM emplean superconductores. Se puede definir la superconductividad como la capacidad intrínseca de ciertos materiales para conducir corriente eléctrica con resistencia y pérdida de energía cercanas a cero en determinadas condiciones.

Se necesitan muy bajas temperaturas (cercanas a  $-273$  °C) para conseguir superconductividad, por lo que se emplean métodos criogénicos (helio líquido) para envolver al material.

## 1.2. Tipos de imanes en RM

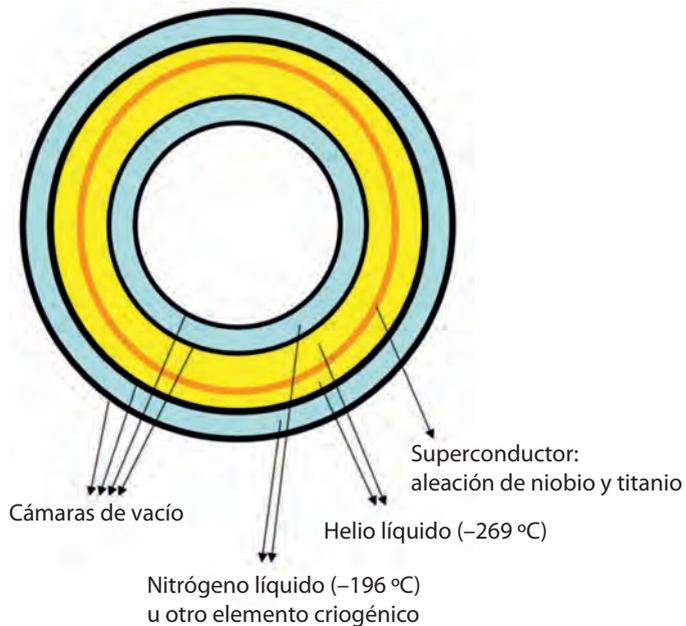
A continuación se detallan de forma esquemática una clasificación de imanes utilizados en RM con sus principales características.

### Imanes permanentes

- No precisan refrigeración ni utilizan corriente eléctrica.
- Peso muy elevado (alrededor de 20 t).
- Campo magnético de hasta 0,3 T; en la mayoría de casos son de 0,2 T.

### Electroimanes

- Resistivos:
  - Necesitan refrigeración por agua y tienen un enorme consumo eléctrico.
  - Alcanzan campos magnéticos de hasta 0,5 T (limitaciones por calor).
- Superconductores (Figura 2):
  - Basados en aleaciones metálicas que, al ser enfriadas a casi  $-273\text{ }^{\circ}\text{C}$ , pierden la resistencia eléctrica.



**Figura 2.** Esquema que representa el corte transversal de un equipo cilíndrico de RM con electroimán superconductor. En la actualidad, ya no se suele incorporar el compartimento estanco de nitrógeno líquido, que se utilizaba como medio de adaptación.

- Permiten alcanzar campos magnéticos muy elevados, mayores que 3 T.
- Consumo de helio (recargas periódicas).

### Imanes híbridos

- Combinación de imanes permanentes e imanes resistivos.
- Permiten obtener campos magnéticos muy elevados, mayores que 10 T.

### Equipos abiertos (Figura 3)

- Campo magnético menos confinado, igual o menor que 1 T.
- Indicados para claustrofobia.
- Menor resolución.



**Figura 3.** Ejemplo de equipo de RM abierto de 1T (Philips Healthcare).



**Figura 4.** Ejemplo de equipo de RM cilíndrico (General Electric).

#### Equipos cilíndricos (Figura 4)

- Campo magnético más confinado, mayor que 1 T.
- Problemas por claustrofobia.
- Mayor sensibilidad a las heterogeneidades del campo magnético.
- Permite mejorar la Razón-Señal-Ruido (SNR), la resolución espacial y reducir los tiempos de adquisición.

#### Equipos no clínicos (Figura 5)

- Indicados para estudios de espectroscopia, animales pequeños, investigación, visualización de estructuras muy pequeñas, etc.
- Las unidades suelen expresarse en MHz (frecuencia de resonancia), no en teslas.



**Figura 5.** Ejemplo de equipo de RM no clínico (Bruker).

### 1.3. Requisitos y precauciones

#### Apantallamiento

Los imanes utilizados en RM manejan campos magnéticos muy elevados, por lo que es necesario limitar sus efectos fuera de la zona que interese para el estudio del paciente. Para ello, se realiza un procedimiento conocido como apantallamiento, que consiste en limitar el flujo de campo magnético entre dos puntos separándolos con una barrera de material conductor.

Existen dos tipos de apantallamiento:

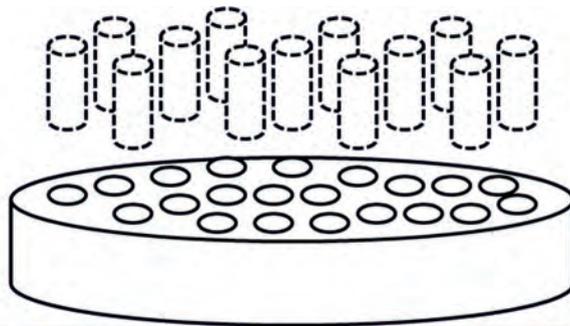
- Pasivo: una estructura metálica rodea al imán. Es más sencillo y barato, pero puede afectar a la homogeneidad del campo magnético principal.
- Activo: se consigue con bobinas adicionales situadas externamente al campo magnético principal y por las cuales circula una corriente eléctrica en sentido opuesto a la corriente que genera  $B_0$ . El efecto neto es la cancelación parcial del campo total.

### “Shimming”

El “shimming” es la corrección de las heterogeneidades del campo magnético principal producidas por ligeras imperfecciones del imán o por la presencia de elementos ferromagnéticos externos.

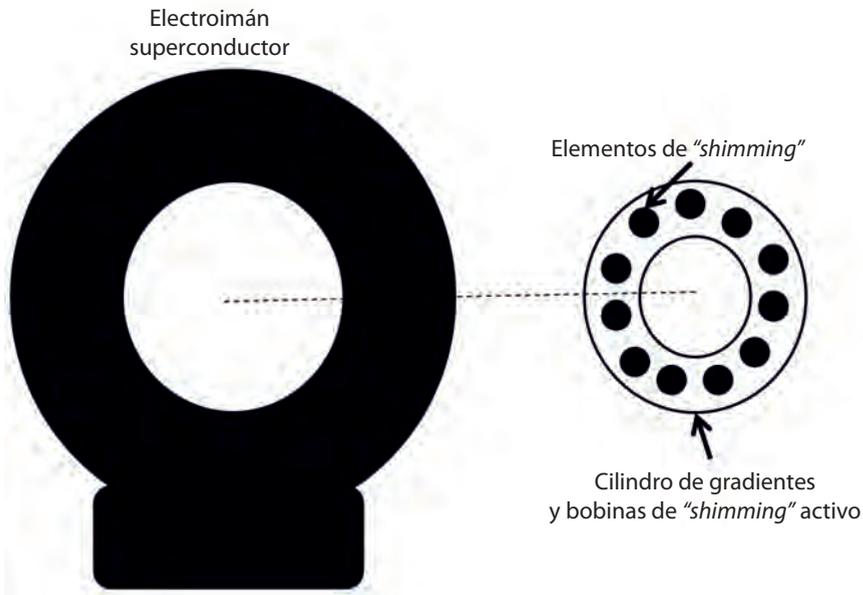
Existen dos tipos de corrección:

- Pasivo: consiste en incorporar piezas de metal ferromagnético al imán principal (Figura 6). Habitualmente se realiza durante la instalación del equipo. Se suele utilizar como ayuda una sonda de campo magnético que se sitúa en el isocentro del imán y que realiza mediciones continuas.



**Figura 6.** Ejemplos de “shimming” pasivo para un equipo de RM abierto y para un equipo de RM cilíndrico. Se pueden apreciar las piezas metálicas que se insertan en el disco o en las guías longitudinales para realizar las correcciones de heterogeneidad.

- Activo: utiliza espiras de “shimming”, cuyas corrientes se pueden ajustar manualmente (Figura 7). Habitualmente se utiliza este tipo de “shimming” para asegurar que el campo magnético sea homogéneo en la región donde se desean adquirir las imágenes.



**Figura 7.** Esquema de localización de las bobinas de "shimming" activo en un equipo de RM cilíndrico.

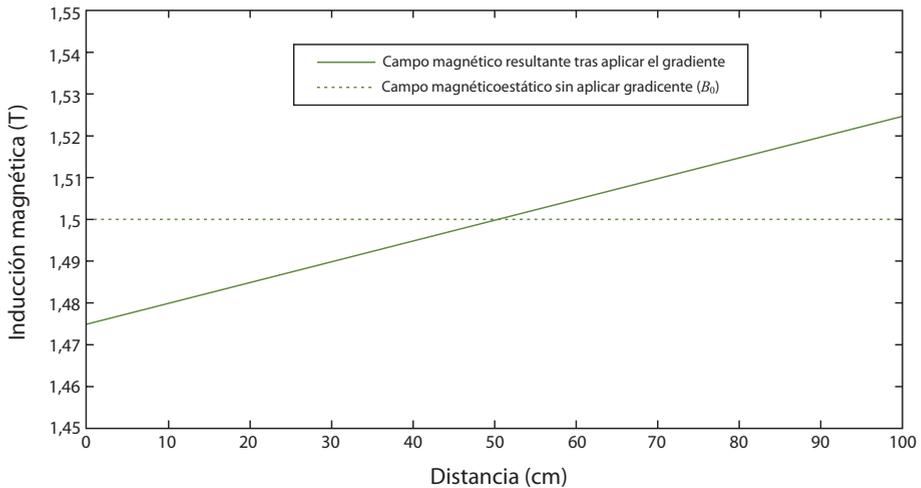
### Precauciones

- Efecto misil: objetos ferromagnéticos (bombonas de oxígeno, material quirúrgico no compatible, etc.) que pueden volar hacia el imán a gran velocidad cuando pasan la línea de 5 mT (campo marginal o "fringe field").
- Implantes ferromagnéticos: rotan internamente intentando orientarse con el campo magnético principal, pudiendo provocar lesiones en el paciente.
- "Quench": podemos definir el "quench" como la evaporación masiva del líquido criogénico que mantiene el imán en condiciones de superconductividad. Se puede entender como una reacción en cadena, ya que a mayor evaporación de helio mayor pérdida de superconductividad y mayor aumento de la temperatura, lo que hace que se evapore todavía más helio. Este gas no es tóxico, pero en espacios pequeños puede desplazar el oxígeno y causar riesgo de asfixia. Por ello es importante mantener despejada la tubería de escape del helio en las instalaciones del centro.

## 2. Gradientes

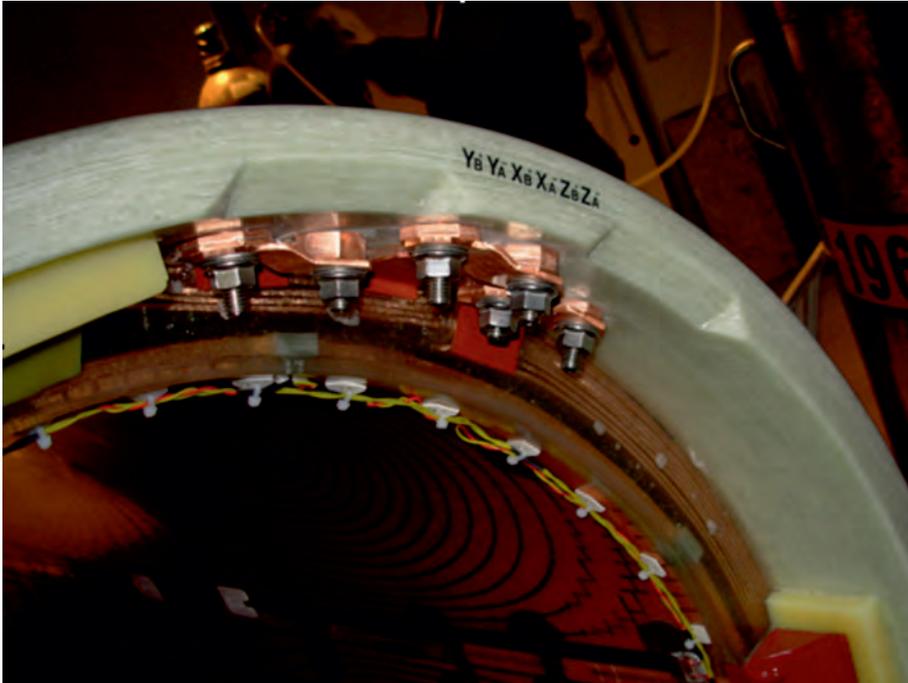
### 2.1. Definición y características

El gradiente es un concepto físico que describe la variación de una magnitud con respecto a otra, normalmente el espacio. En RM es frecuente denominar “gradientes” a los elementos hardware que producen variaciones lineales del campo magnético por superposición de campos magnéticos adicionales (del orden de mT) sobre el campo magnético principal (Figura 8). Estos elementos son bobinas o espiras conductoras (no superconductoras) por las que se hace circular una corriente eléctrica. Habitualmente se representa por la magnitud vectorial  $G$ , se mide en mT/m y el rango de valores utilizado en la práctica es desde 10 mT/m a 100 mT/m.



**Figura 8.** Aplicación de un gradiente de campo magnético de valor 50 mT/m superpuesto sobre un campo magnético principal de 1,5 T.

La función de los gradientes es codificar espacialmente las posiciones de la señal transmitida/emitada a/por los protones en la excitación/relajación a través de una variación lineal del campo (barrido) dentro del volumen de interés. De esta forma, sabiendo el gradiente aplicado se puede focalizar la radiofrecuencia en la excitación e identificar la procedencia de la señal en la relajación, con lo cual se puede generar una imagen vóxel a vóxel del volumen variando progresivamente los gradientes. Dado que se trabaja sobre muestras tridimen-

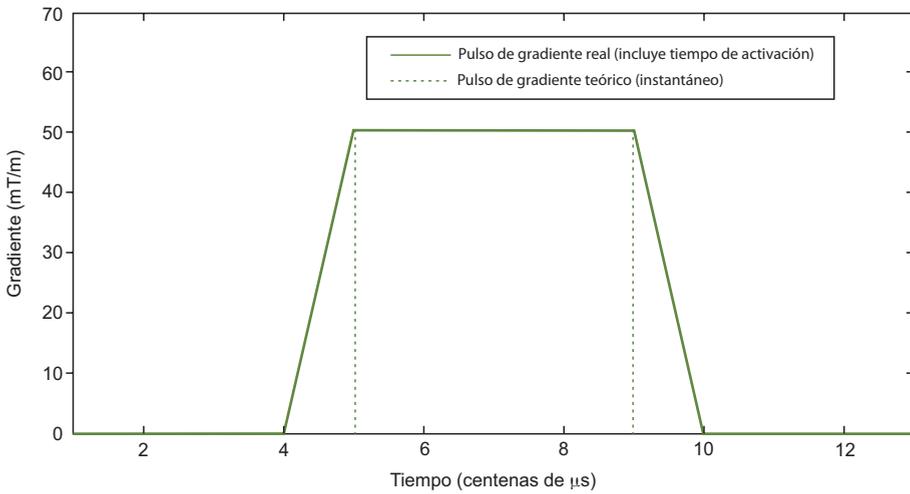


**Figura 9.** Detalle de la conexión de las bobinas de gradiente  $X$ ,  $Y$  y  $Z$  en el equipo de RM.

sionales, para codificar correctamente un punto en el espacio es necesario disponer de tres gradientes ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ) (Figura 9). La codificación espacial de la imagen se explicará detalladamente en temas posteriores.

La utilización de gradientes de campo para localizar la señal espacialmente y generar imágenes es una de las principales características que diferencia la imagen por RM de la RM utilizada tradicionalmente en química analítica.

En una secuencia de RM, el tiempo de activación de los gradientes suele ser muy breve (del orden de microsegundos), por lo que es habitual denominarlos pulsos de gradiente. La forma típica de representarlos en los diagramas temporales de una secuencia de RM es como funciones escalón (Figura 10).



**Figura 10.** Ejemplo de pulso de gradiente donde se puede apreciar los tiempos de activación (“*rise time*”) y desactivación (“*fall time*”), necesarios para que el valor del gradiente sea el adecuado para la correcta codificación de la señal de RM. Estos tiempos son simétricos, por lo que habitualmente se suele hablar de “*rise time*”.

## 2.2. Configuración de los gradientes

Para poder generar variaciones del campo magnético en cualquier plano (axial, sagital, coronal o cualquier combinación lineal de éstos) es necesario disponer de bobinas de gradiente actuando sobre el campo magnético en  $X$ ,  $Y$  y  $Z$ . Hay que tener en cuenta que la variación va a afectar a la magnitud del campo magnético principal  $B_0$ , pero no a su dirección que se asume que es siempre el eje longitudinal (eje  $Z$ ).

Por convenio, se suele denominar gradiente de selección de corte a la bobina de gradiente de  $Z$  y gradientes de codificación de fase y frecuencia a las bobinas  $X$  e  $Y$ , respectivamente.

Cabe notar que las bobinas de gradiente para cada eje están constituidas por parejas de elementos, para conseguir de esta forma una variación lineal más homogénea del campo magnético. Para el gradiente  $Z$  se emplea una bobina espiral enrollada sobre una superficie cilíndrica, con una mayor densidad de espiras cerca de los límites exteriores del cilindro. Para los gradientes  $X$  e  $Y$  se emplea un patrón de circuito más complejo basado en cuatro cuadrantes.

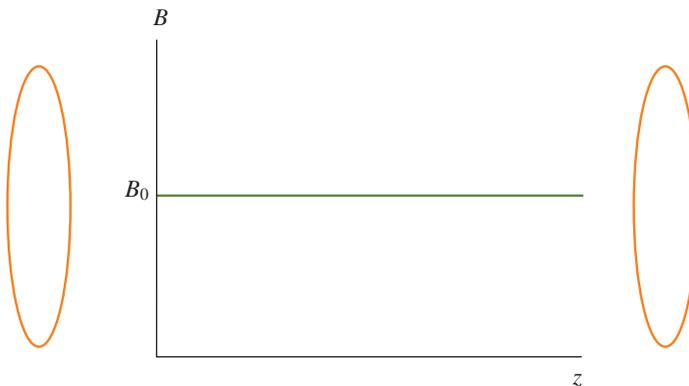
La inducción magnética total para cualquier punto del espacio se puede obtener como:

$$B_{0\text{ total}}(x, y, z) = B_0(z) + G_x(x) + G_y(y) + G_z(z)$$

De esta forma se puede realizar adquisición multiplanar, es decir, de cualquier corte tomográfico del paciente. Esta característica constituye una de las grandes ventajas de la RM frente a otras técnicas de imagen.

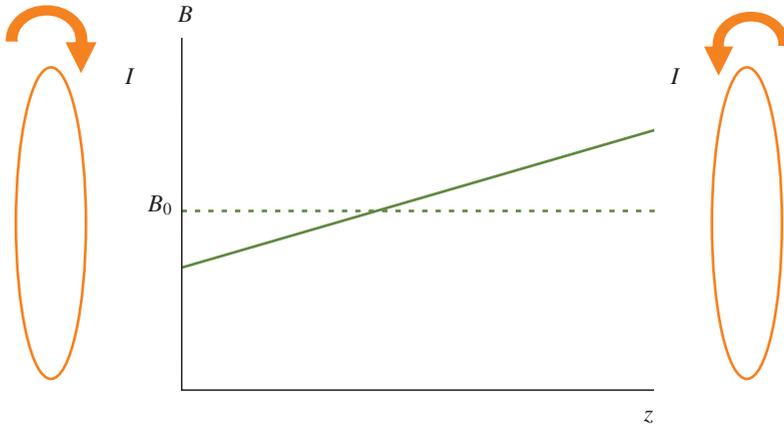
### 2.3. Ejemplo de selección de corte

Supongamos un campo magnético principal constante de inducción,  $B_0$ , en el interior de un imán cilíndrico, con las bobinas de gradiente en  $Z$  desactivadas (Figura 11):



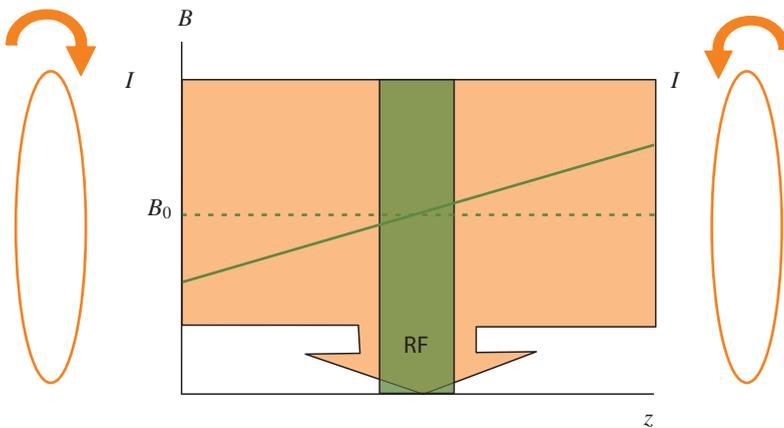
**Figura 11.** Campo magnético estático constante y gradientes de selección de corte ( $Z$ ) desactivados. En este diagrama simplificado los gradientes se encuentran situados en los extremos, pero en la práctica se utiliza un conductor enrollado en espiral de forma concéntrica a lo largo de diferentes puntos del eje  $Z$ .

Al aplicar corrientes eléctricas de módulo  $I$  y sentido inverso en los gradientes, se genera una variación de campo magnético lineal proporcional al valor de gradiente aplicado, es decir, a la intensidad de corriente  $I$  (Figura 12). Esta corriente es muy elevada (del orden de cientos de amperios) y, al estar sometida a un campo magnético elevado, produce fuerzas de Lorentz que actúan sobre los gradientes. La rápida activación y desactivación de los gradientes origina que estas fuerzas aparezcan y desaparezcan, teniendo como resultados una vibración mecánica en los ensamblajes del cilindro de gradientes. Esta vibración está en el rango de la audiodiferencia (en torno a 1000 Hz), por lo que el equipo actúa como un altavoz. Este es el origen del ruido característico del equipo de RM.



**Figura 12.** Gradiente de campo magnético en z.

También hay que tener en cuenta que la activación de las bobinas de gradiente no es instantánea, sino que existe un cierto retardo desde que empieza a circular corriente hasta que se dispone de un gradiente de campo magnético estable. Si a continuación, se aplica un pulso de RF a la frecuencia de Larmor y con un determinado ancho de banda, se puede observar (Figura 13) como sólo va a excitar aquella región (o corte) cuyos protones perciben el campo magnético correspondiente a la frecuencia de resonancia de Larmor, mientras que el resto de protones del tejido no se verán excitados por el pulso de RF.



**Figura 13.** Selección de un corte del tejido mediante excitación selectiva por RF. La RF emitida entra en resonancia con el conjunto de protones que se encuentran procesando a la frecuencia de trabajo más un cierto ancho de banda.

## 2.4. Características técnicas más relevantes

A continuación se destacan las principales características o especificaciones técnicas de los gradientes. Es importante tener en cuenta que, a parte de las prestaciones del imán principal, estas características van a condicionar de forma muy importante el tipo de estudios, la rapidez y la calidad de las imágenes que luego se podrán adquirir. De hecho, aunque sean del mismo fabricante, es frecuente realizar por separado la adquisición del imán principal y de los gradientes.

- *Intensidad o amplitud*: determina la máxima resolución espacial (grosor de corte mínimo) que se puede alcanzar.
- *Tiempo de subida ("rise time")*: tiempo que tarda el gradiente en alcanzar su máxima amplitud.
- *"Slew rate"*: velocidad a la que el gradiente pasa de amplitud 0 a la máxima amplitud.
- *Linealidad*: indica lo homogénea que es la variación de la intensidad del gradiente. Debe ser lo más lineal posible dentro del área a estudiar.

Como ejemplo de valores de referencia, los gradientes de campo tienen una baja resistencia eléctrica (del orden de  $1 \Omega$ ) y un tiempo de activación para pasar de 0 a 10 mT/m menor de 1 ms. En este intervalo de tiempo, el gradiente debe pasar a soportar una corriente eléctrica del orden de 100 A y una tensión de pico de 200 V. Esto se traduce en una potencia de 20 kW cada vez que se activa el gradiente. Conforme aumentan los requisitos de adquisición en términos de rapidez, estos valores varían, teniendo menores tiempos de activación, mayores valores de tensión y una potencia disipada mayor.

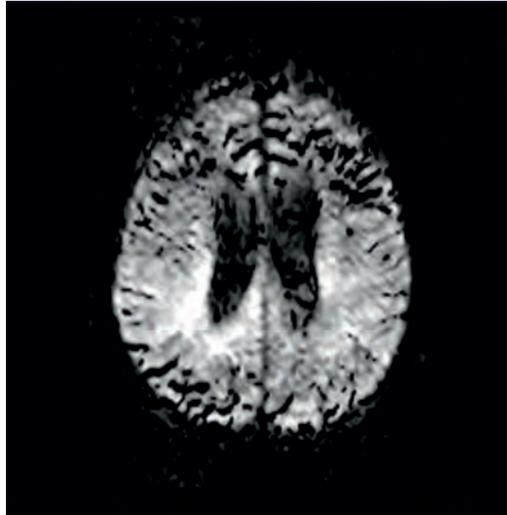
## 2.5. Precauciones

Las características físicas de los gradientes pueden generar algunos efectos no deseados que se pueden traducir en artefactos en la imagen o en incomodidad para los pacientes. Las secuencias de RM rápidas que realizan un uso muy intensivo de los gradientes, como las basadas en eco de gradiente e imagen ecoplanar (EPI), son las más propensas a presentar estos efectos.

A continuación se describen los efectos más relevantes:

### Corrientes de Foucault o de torbellino ("eddy current")

Como se ha comentado anteriormente los gradientes no se activan instantáneamente, sino que tardan un tiempo determinado. Si se aplican pendientes de gradiente muy fuertes, es decir, si se activan muy rápidamente, pueden



**Figura 14.** Artefacto de distorsión producido por corrientes de Foucault.

aparecer corrientes inducidas en los conductores, tanto a nivel del equipo de RM como en el propio paciente. Estas corrientes inducen a su vez variaciones en los campos magnéticos que impiden una codificación correcta de la señal (Figura 14).

En la actualidad, los equipos de RM incorporan gradientes autoapantallados, donde los artefactos de "eddy" se compensan con pequeñas corrientes en la instalación de la máquina y se incorporan además pantallas conductoras que derivan a tierra las corrientes inducidas.

### **Estimulación nerviosa periférica**

Este tipo de efecto se puede producir cuando se realizan cambios de gradiente muy rápidos en el tiempo, asociados a secuencias de adquisición muy rápidas.

### **Ruido acústico**

Algunas secuencias rápidas, con activaciones/desactivaciones muy rápidas de los gradientes, pueden producir niveles muy molestos de ruido e incluso potencialmente peligrosos (más de 100 dB). Es conveniente en este tipo de secuencias proporcionar la protección acústica necesaria para el paciente.

### 3. Bibliografía

- [1] BROWN R.W., CHENG Y.C.N., HAACKE E.M., THOMSON M.R., RAMES V. (2014). "*Magnetic resonance imaging. Physical principles and sequence design*". Wiley Blackwell, Second Edition.
- [2] MACOVSKI A., PAULY J., SCHENCK J., KWONG K.K., CHESLER D.A., HU X., CHEN W., PATEL M., UGURBIL K., CONOLLY S. (2000). "*Magnetic resonance imaging*". The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC.
- [3] WEISHAAPT D., KÖCHLIV.D., MARINCEK B. (2006). "*How does MRI work?*". An introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2<sup>nd</sup> Edition.

**Tema 6:**  
Equipamiento (II).  
Sistema de radiofrecuencia

**Ángel Alberich-Bayarri**



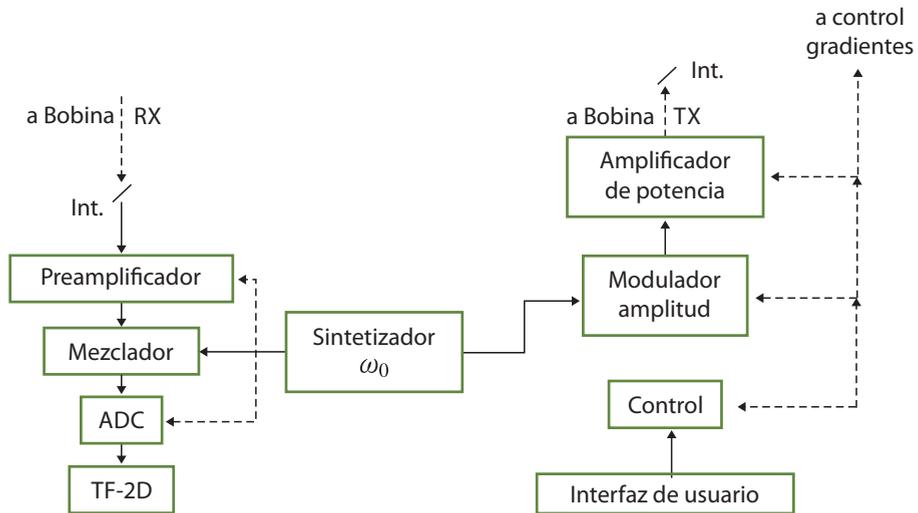
## Equipamiento (II). Sistema de radiofrecuencia

Ángel Alberich-Bayarri  
Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI2<sup>30</sup>)  
Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia  
QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine  
alberich\_ang@gva.es

### 1. Introducción al sistema de radiofrecuencia

En un equipo de Resonancia Magnética (RM), el sistema de radiofrecuencia (RF) tiene un papel de enorme relevancia, siendo el encargado de realizar la excitación de los protones tras la introducción de la muestra o el paciente, dentro del campo magnético estático. Su correcto funcionamiento debe garantizar que la energía que transporta la señal generada debe transmitirse al paciente con la máxima eficiencia. Para conseguir tal fin, la frecuencia de la señal generada debe estar sintonizada con la frecuencia de resonancia de los protones de la muestra o tejido a estudiar. Se transmiten ondas electromagnéticas a una frecuencia igual a la frecuencia de precesión de los espines (ecuación de Larmor). Gracias al fenómeno de resonancia, los protones cuya frecuencia de precesión se corresponda con la de la señal de RF generada iniciarán lo que se conoce como fase de excitación, pasando a un estado de alta energía. Posteriormente, una vez finalizada la aplicación de esta RF, estos mismos protones iniciarán la fase de relajación y volverán a su estado de equilibrio entregando energía en forma de señal al medio. La señal generada en la relajación será entonces captada por la bobina receptora y transformada para su procesamiento por la cadena de RF de recepción. En la figura 1 puede apreciarse un diagrama de bloques de un sistema de RF de un equipo de RM.

La RF es un sistema de elevada importancia para el entendimiento de las secuencias de pulsos en RM. El control de los diferentes pulsos de RF y la configuración temporal de los mismos permite la existencia de un gran abanico de secuencias en RM que proporcionan gran variedad de contrastes. La mayoría de parámetros en RM, especialmente aquellos relacionados con el contraste de la imagen, actúan directa o indirectamente sobre el sistema de RF.



**Figura 1.** Diagrama completo de un sistema de RF de un equipo de RM cualquiera. Desde la interfaz de usuario en la consola del equipo se ajustan los parámetros relacionados principalmente con el contraste (tipo de secuencia, modo de adquisición, tiempo de eco, tiempo de repetición, ángulo de magnetización, entre otros); esto determinará internamente aspectos como la forma del pulso de RF y su anchura, que permitirán generar una portadora en banda base que se modulará posteriormente para trasladarla a la frecuencia de precesión (frecuencia de Larmor) para finalmente amplificarse en el amplificador de potencia antes de ser transmitida por la bobina de transmisión (TX). En la etapa de recepción, a través de la bobina de recepción (RX), el procesamiento será en orden inverso, requiriendo preamplificar de inicio la señal de muy baja intensidad proveniente del tejido. Tras esta adaptación inicial se demodulará la señal y se muestreará digitalmente mediante el convertor analógico-digital (ADC). Finalmente, dado que se trata de información frecuencial, se aplicará la transformada de Fourier bidimensional que permite reconstruir la imagen.

El objetivo del sistema de RF es diferente al de los sistemas de RF convencionales. Mientras los sistemas de RF convencionales están muy focalizados a la radiodifusión, los sistemas de RF utilizados en RM trabajan en lo que se conoce como campo cercano, minimizando la componente eléctrica. Esto hace que frecuentemente se hable de “Bobinas” para referirse a las “Antenas” encargadas de transmitir la señal de RF en la fase de excitación y de recibir la señal proveniente del cuerpo humano o de la muestra bajo estudio en la relajación. Los fallos en alguno de los elementos que forman la cadena de RF, afectan de manera muy directa e importante a nuestras imágenes. En la mayoría de casos supone la parada del equipo para reparación.

En el presente tema, se trata en primer lugar la configuración de la cadena de transmisión y la generación de los pulsos de RF, a continuación se detalla la

configuración habitual de la cadena de recepción y finalmente se estudian las principales configuraciones de bobinas transmisoras y receptoras.

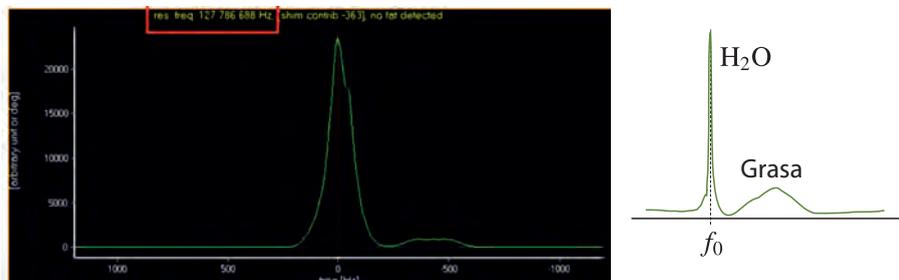
## 2. Cadena de transmisión

La RM trabaja con los protones de hidrógeno del cuerpo humano, en concreto, con los protones de agua. En la fase de sintonización por tanto, el equipo debe detectar concretamente en qué posición espectral se encuentra el agua para determinar su frecuencia de trabajo o de resonancia,  $f_0$ . En el sintetizador de frecuencia se encarga de generar una onda sinusoidal a esta misma frecuencia (onda portadora). Puede deducirse por tanto, que una buena sintonización es prácticamente imprescindible para poder excitar de manera eficiente los protones de hidrógeno. En la figura 2 puede apreciarse cada uno de los elementos que forman la cadena de RF de transmisión.

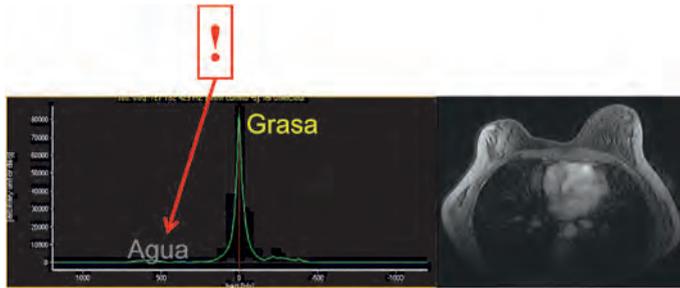


**Figura 2.** Componentes principales de la cadena de transmisión de RF.

En la figura 3 puede apreciarse un ejemplo real de sintonización de un equipo de RM a la frecuencia de resonancia. Como se puede observar, el pico de agua presenta una altura mucho más elevada que el de grasa, debido a la existencia de protones de hidrógeno en moléculas de agua, en mucha mayor cantidad que en moléculas de grasa.



**Figura 3.** Izquierda, espectro real obtenido en la fase de preparación donde puede observarse que la frecuencia de resonancia es de 127 786 688 Hz, por lo que podemos deducir conociendo la ecuación de Larmor, que se trata de un equipo de RM de 3 teslas. Derecha, iconografía que identifica los 2 picos característicos del agua y la grasa.



**Figura 4.** Izquierda, sintonización incorrecta realizada por el equipo, eligiendo automáticamente el pico de grasa en lugar del agua, debido a la mayor cantidad de grasa en la zona mamaria bajo estudio. Derecha, imagen resultante obtenida, en la que se esperaba una “supresión grasa” que no ha proporcionado resultados satisfactorios.

Esta situación, no obstante, no ocurre en todas las áreas anatómicas del cuerpo humano. En regiones donde pueda existir una concentración muy elevada de grasa, incluso mayoritaria al agua, es probable que el equipo se sintonice incorrectamente al pico del espectro más prominente, que será en este caso el de grasa. Por esta razón, cuando apliquemos técnicas espectrales de “supresión grasa” y hayamos tenido una mala sintonización, observaremos que la “supresión grasa” no ha sido efectiva. Véase la figura 4 donde se aprecia este fenómeno. Este problema puede resolverse en la mayoría de equipos, si para este tipo de regiones anatómicas elegimos una sintonización manual o supervisada, lo que nos permite corregir la frecuencia de sintonización.

Una vez conocida la frecuencia de trabajo se genera una onda portadora a dicha frecuencia, que pasará a la siguiente etapa, el modulador. En el modulador se convierte la señal portadora a una señal con un determinado ancho de banda, cuya frecuencia central es la portadora, generando un pulso de RF con un inicio-fin y una envolvente. Los pulsos de radiofrecuencia, en función de la configuración deseada, pueden ser de banda ancha, no selectivos, o bien de banda estrecha o selectivos. En la práctica, se prefiere la utilización de un ancho de banda lo más adaptado posible a la región a excitar para minimizar la deposición calórica en el tejido y el aumento del SAR (“*Specific Absorption Rate*”).

El espectro de la señal a la salida del modulador nos interesa que contenga la frecuencia central de resonancia y una banda de frecuencias suficientes para excitar los núcleos del corte anatómico a estudiar, que serán los contenidos en el corte con el campo magnético  $B_0 + G_z \cdot z$ , siendo  $B_0$  la inducción magnética del campo magnético estático,  $G_z$  el gradiente de selección de corte y  $z$  la posición en el eje  $z$ . Esta señal es todavía de muy baja amplitud, por lo que es necesaria una fase de amplificación previa a la emisión en la bobina transmisora.

El amplificador es el componente responsable de producir la potencia necesaria para excitar a los espines. Es la última etapa de RF existente antes de la antena transmisora de RF, y su salida debe reunir unas características con respecto a la entrada que garanticen el mínimo impacto espectral en la señal.

Se requiere:

- Ganancia: amplificar la señal que le llega del modulador, de pocos mW hasta kW.
- Linealidad: que la amplificación sea lineal en todo el rango de frecuencias.
- Baja distorsión: que no existan alteraciones espectrales.

El amplificador de RF se encarga además de monitorizar la potencia de salida y compararla continuamente con las especificaciones y límites del SAR. Los amplificadores de RF requieren una ganancia tan elevada que su tecnología se basa en válvulas de vacío para proporcionar mucha potencia. Incluso más de 20 kW. En la figura 5 puede apreciarse un ejemplo de amplificador de RF a válvulas.



**Figura 5.** Amplificador de RF de un equipo de RM de 3 teslas basado en válvulas de vacío.

En la actualidad la evolución de los fabricantes en la tecnología de la RM no es únicamente en el incremento del campo magnético estático sino también en la RF, y algunas compañías incluyen ya amplificadores de RF de estado sólido.

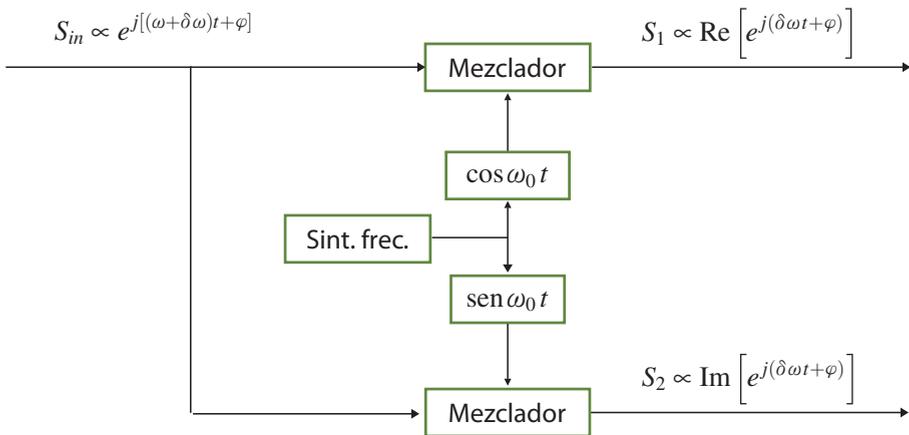
La última etapa de la cadena de RF de transmisión es la bobina. La configuración de la bobina es muy relevante para garantizar los objetivos de toda transmisión de RF en RM:

- Máxima eficiencia en la conversión señal eléctrica/señal emitida.
- Máxima uniformidad de emisión en la zona de estudio.
- Minimizar el campo eléctrico emitido.

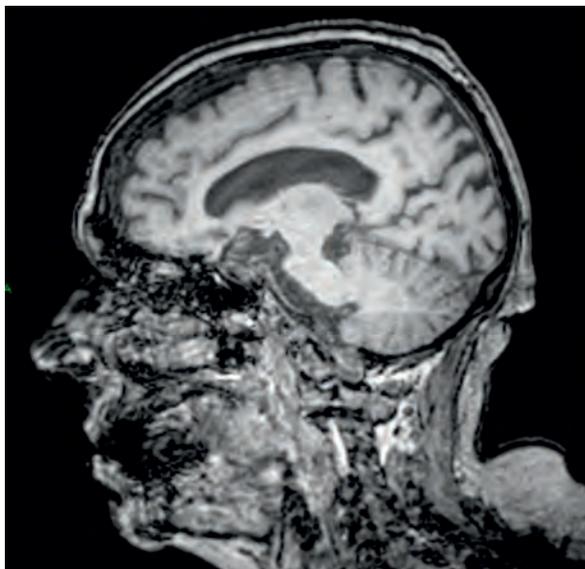
En el apartado 4 se revisarán diferentes configuraciones de bobinas transmisoras.

### 3. Cadena de recepción

El mayor aspecto diferencial de la cadena de recepción con respecto a la intensidad de las señales y la potencia que maneja la cadena de transmisión es precisamente las características de la señal de entrada. Los protones del cuerpo humano generan señales de nV a  $\mu\text{V}$  de amplitud y del orden de los MHz en frecuencia. Por ello, para minimizar la pérdida de la señal y la disminución de la SNR (Razón Señal-Ruido) en la cadena de recepción, se preamplifica directamente en la antena receptora. Posteriormente el demodulador convierte la



**Figura 6.** Demodulación de la señal recibida y separación en componente real e imaginaria previa conversión a señal digital.



**Figura 7.** Imagen en la que puede apreciarse el artefacto de anillo o de truncación, en la región cortical del cerebro. Es también conocido como artefacto de Gibbs.

señal a banda base (kHz), se filtra con un filtro paso bajo y se divide en la parte real e imaginaria (Figura 6), componentes que forman la entrada del conversor ADC y cuya salida pasará directamente al reconstructor.

Uno de los artefactos de imagen característicos en RM se genera en la fase de demodulación, ya que debe producirse un truncamiento de la señal previa a la reconstrucción de la imagen. Este truncamiento genera un artefacto en la imagen conocido como anillo de Gibbs que está relacionado con los extremos de la señal sinc truncada (Figura 7).

Desde una perspectiva macroscópica, la cadena de recepción se estructura como se puede apreciar en la figura 8.



**Figura 8.** Elementos fundamentales de la cadena de recepción.

## 4. Bobinas transmisoras

La energía de radiofrecuencia se transmite a la región a estudiar a la frecuencia de sintonización o frecuencia de resonancia del hidrógeno. El campo de radiofrecuencia o  $B_1$  se produce en el plano X-Y.

La bobina principal que actúa como transmisora de RF en la mayoría de equipos es la "de cuerpo", que normalmente se encuentra dentro de la estructura del imán, de manera que es el elemento más próximo al cuerpo a excitar, únicamente le separa la carcasa. La bobina "de cuerpo" es el principal transmisor de radiofrecuencia RF, aunque existen otras bobinas que actúan como transmisoras y receptoras. La bobina "de cuerpo" también es capaz de recibir RF, es decir, puede utilizarse como antena receptora si se está estudiando una región de tamaño relativamente grande.

Las emisiones realizadas en RM se consideran de campo próximo o de inducción. Para magnetizar los espines, no interesa la componente eléctrica de la señal, sino la magnética. Cada antena tiene una frecuencia de trabajo óptima que viene determinada por su geometría. Por lo tanto, para poder cubrir cierto rango de frecuencias en la transmisión de RF en RM, las antenas están formadas por un circuito resonante RLC (Resistencia, Inductancia, Condensador) por lo que la antena suele sintonizarse ajustando su frecuencia de resonancia gracias a condensadores variables. La componente eléctrica se minimiza con la ayuda de estos condensadores.

Existen indicadores de calidad que nos ayudan a evaluar el buen funcionamiento de una antena de RF:

- Distribución espacial del campo magnético.
- Mapas de  $B_1$ .
- Factor de calidad (factor Q): cociente entre la energía máxima almacenada y la energía total disipada.
- Eficiencia: 1-factor Q considerando al paciente, o factor Q con la antena en vacío.
- Factor de llenado: fracción de energía que penetra en la muestra con respecto a la total producida.

La primera de las configuraciones posibles es la de antena lineal (véase la figura 9 izquierda), pero están en desuso, ya que el campo magnético oscila siempre en una dirección y presentan poca eficiencia. Debido a su polarización, la mitad de la energía se disipa en forma de calor en el paciente y se aprovecha únicamente la mitad de la energía. El campo transmitido ( $B_1$ ) está formado por



**Figura 9.** Izquierda, configuración de bobina lineal. Centro, configuración de bobina en cuadratura tipo "saddle". Derecha, configuración de bobina en cuadratura tipo jaula de pájaro o "birdcage".

2 componentes, de valor  $\frac{1}{2} \cdot B_1$  cada una, pero sólo influirá la que tenga el mismo sentido de giro que la precesión de los protones.

La evolución de la antena lineal consiste en el paso a bobinas de cuadratura. La bobina de cuadratura más simple es la tipo "saddle", en la que se añade a la configuración de la antena lineal otra antena en el plano ortogonal (véase la figura 9 centro), alimentada con la misma señal pero desfasada  $90^\circ$ . Con ello se elimina la parte que no contribuye y se incrementa la señal de excitación en un 41% ( $\sqrt{2}$ ). No obstante, como factores limitantes en este tipo de bobinas, cabe decir que el campo pierde homogeneidad en los extremos y aparecen artefactos significativos en adquisiciones tomadas en regiones distantes al centro de la bobina.

La última evolución de las bobinas transmisoras supuso ya la consecución de una configuración de elevada eficiencia en la transmisión, como son las bobinas de cuadratura en formato "jaula de pájaro" o bobinas "birdcage", que proporcionan muy buena homogeneidad (véase la figura 9 derecha). Esta configuración, combinada con la adecuada circuitería RLC para adaptar la frecuencia de trabajo de la bobina a la de la señal generada y maximizar la eficiencia, es la que incorporan las bobinas de RF de los equipos de RM actuales (Figura 10).

Una de las preguntas que le surgirá al lector es la de por qué estas bobinas no se utilizan siempre para recepción además de transmisión, dado que presentan esta elevada eficiencia. El principal motivo es precisamente la baja intensidad de señal proveniente de la relajación de los protones y la distancia desde el tejido a los elementos de la bobina. Para minimizar el ruido se prefiere utilizar bobinas receptoras lo más cercanas posible a la anatomía a estudiar. Aun así, la bobina "de cuerpo" es la que se utiliza para estudios como los de cuerpo completo, donde se necesita un desplazamiento de la camilla del



**Figura 10.** Bobina de transmisión de RF o “de cuerpo” insertada dentro del túnel del equipo de RM. Se puede apreciar el formato tipo jaula de pájaro combinada con elementos electrónicos resonadores.

paciente y se necesita total libertad de movimiento en el desplazamiento. El objetivo de estos estudios no es solo la búsqueda detallada y detección de una lesión en un órgano específico a alta resolución espacial, sino también verificar en una revisión general, la existencia de anomalías y lesiones en los órganos y sistemas desde una perspectiva macroscópica.

## 5. Bobinas receptoras

Las bobinas de superficie se utilizan para mejorar la SNR porque permiten adaptarse a la superficie del paciente y situarse más próximas a la anatomía o región de interés. En general, cuanto más cerca de la bobina esté la región a estudiar, mayor es la SNR. Esto se debe a que la bobina capta con más eficiencia la señal que proviene de los tejidos, dada la proximidad a los mismos, y la ausencia de un interfaz ruidoso, como pueda ser el aire entre el paciente y la bobina. Las bobinas de superficie han evolucionado significativamente desde su aparición, y hoy en día son flexibles en su mayor parte; gracias a esta característica, pueden adaptarse al paciente en cualquier región, como articulaciones, la mano o el abdomen. El tamaño del área de la que pueden recibir la señal con unos niveles aceptables de SNR, se extiende aproximadamente a la circunferencia de la bobina y a una profundidad en el paciente igual al radio de



**Figura 11.** De izquierda a derecha: bobinas de superficie de General Electric (GE), Siemens y Philips Healthcare, para adquisiciones de abdomen, tórax y hombro.

la bobina. En la figura 11, pueden apreciarse ejemplos de bobinas de superficie de los principales fabricantes para adquisiciones de abdomen, tórax y hombro.

Las bobinas intracavitarias, como las de recto se pueden utilizar para recibir la señal con mayor eficiencia en el interior del paciente. A mayor SNR, debida al uso de bobinas locales, mayor resolución espacial se puede alcanzar en estructuras pequeñas. Cuando se utilizan bobinas locales, la bobina “de cuerpo” se utiliza para transmitir RF y la bobina local se utiliza para recibir la señal de RM.

Las agrupaciones de bobinas, o bobinas multicanal, consisten en bobinas de múltiples receptores o espiras cuyas señales individuales de recepción se combinan para crear una imagen de mayor calidad y SNR. Estas bobinas han facilitado la incorporación de las técnicas de aceleración basadas en la imagen en paralelo, gracias a algoritmos de reconstrucción como SENSE, SMASH, ASSET o GRAPPA.

## 6. Bibliografía

- [1] HASHEMI R.H., BRADLEY W.G., LISANTI C.J. (2010). “*MRI: The Basics*”. 3<sup>rd</sup> Edition. Lippincott Williams & Wilkins. ISBN: 978-1-608-31115-6.
- [2] VLAARDINGERBROEK M.T., DEN BOER J.A. (2003). “*Magnetic Resonance Imaging: Theory and Practice*”. Spring Berlin Heidelberg. ISBN: 978-3-642-07823-1.



## **Tema 7:**

Formación de la imagen.  
Codificación espacial  
y espacio k

**Gracián García Martí**



# Formación de la imagen. Codificación espacial y espacio k

*Gracián García Martí*

*Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia*

*Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud*

*Centro de Investigación Biomédica en Red en Salud Mental (CIBERSAM)*

*gracian.garcia@quironsalud.es*

## 1. Introducción

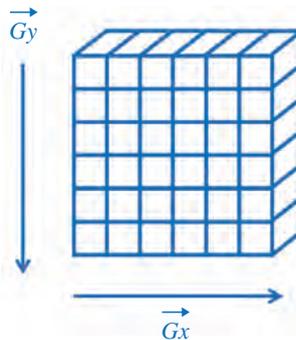
Como se ha visto en los temas anteriores, las bases físicas de la RM para su uso clínico asistencial y en investigación se basan en colocar a un paciente (o porción de tejido) bajo la influencia de un campo magnético estático lo suficientemente intenso como para alinear los núcleos de hidrógeno en orientaciones de baja y alta energía, lo que se conoce como estado de equilibrio térmico. Este estado de equilibrio se trunca al enviar pulsos de radiofrecuencia con un rango de frecuencias determinado que coincide con el rango de frecuencias de los núcleos de H que se pretende excitar. La selectividad en el envío de este pulso por parte de los gradientes magnéticos hace que, a pesar de que el pulso de radiofrecuencia afecta a una gran parte del tejido, únicamente resuena (esto es, absorbe energía) una porción de tejido determinada. Decimos entonces que este gradiente  $G_z$  (gradiente selector de corte) ha permitido la excitación de una porción de tejido que, tras la finalización del pulso de radiofrecuencia, empezará el proceso de relajación hasta su vuelta al estado de equilibrio inicial.

En este proceso de relajación, se obtendrá en la antena receptora un conjunto de señales provenientes del plano tomográfico seleccionado. Para que esta información pueda ordenarse en el espacio, es necesario definir un mecanismo de codificación espacial que permita identificar inequívocamente la localización espacial de las señales recogidas. En este tema, se describen los mecanismos de esta codificación espacial que permiten reconstruir las imágenes que habitualmente se utilizan en clínica a partir de un conjunto de señales eléctricas recogidas por las antenas de los equipos.

## 2. Codificación espacial

Para poder reconstruir la imagen es preciso disponer de una estrategia que permita conocer el aporte de cada vóxel excitado en una región (plano) excitada. Esta estrategia se basa en utilizar los gradientes magnéticos de forma perpendicular al plano tomográfico. Durante el proceso de relajación, estos gradientes establecerán una identificación espacial de la situación de los núcleos en el plano mediante una codificación por frecuencias y por fases de tal forma que realizando una reconstrucción por doble análisis de Fourier de la señal recogida en la antena receptora, se pueda identificar la señal individual que corresponde a cada vóxel en el plano.

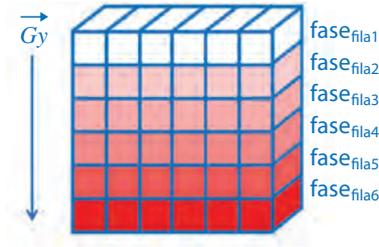
Dado que, por convenio, se relaciona el gradiente  $G_z$  con el gradiente selector de corte, para la codificación espacial se utilizarán los otros dos gradientes disponibles en los equipos de RM, de manera que uno de ellos codificará en fase ( $G_y$ ) y el otro en frecuencia ( $G_x$ ) (Figura 1).



**Figura 1.** Gradientes de codificación por fase ( $G_y$ ) y por frecuencia ( $G_x$ ) perpendiculares al plano excitado, utilizados en el proceso de relajación.

### 2.1. Codificación por fase

La codificación por fase se inicia a la vez que tiene lugar el proceso de relajación. Para iniciar el proceso, se activa el gradiente  $G_y$  haciendo pasar corriente eléctrica por las espiras que forman este dispositivo. Esta corriente eléctrica genera una variación lineal del campo magnético en el espacio. Dado que la frecuencia de precesión de los núcleos es proporcional al campo magnético que perciben (por la ley de Larmor), al aplicarse el gradiente  $G_y$ , todos los núcleos de H en cada una de las filas del plano  $G_y$  percibirán el mismo campo magnético (que será la suma entre el campo magnético principal y el del gradiente) y por tanto precesarán a la misma frecuencia.



**Figura 2.** Codificación de las filas del plano por fases a través del gradiente  $G_y$ .

Con esta configuración, las filas que perciben un campo magnético mayor se relajan a una frecuencia mayor, y por tanto, se adelantan en fase respecto a otras filas que perciben un campo magnético inferior. Al cabo de un tiempo determinado de activación del gradiente ( $t_y$ ), se cierra el gradiente  $G_y$ , quedando un desfase entre las diferentes filas. Utilizando este desfase es posible identificar cada fila inequívocamente en el espacio. Por convenio (recuérdese que el orden de aplicación de los gradientes dependerá de la orientación de la imagen que se desea adquirir), al gradiente  $G_y$  se le denomina gradiente de codificación de fase (*"phase-encoding gradient"*).

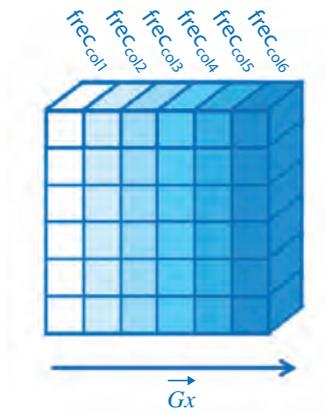
En la figura 2 se observa cómo tras la aplicación del gradiente codificador de fase  $G_y$ , se establece un desfase entre las filas de modo de:

$$Fase_{fila\ 1} < Fase_{fila\ 2} < Fase_{fila\ 3} < Fase_{fila\ 4} < Fase_{fila\ 5} < Fase_{fila\ 6}$$

## 2.2. Codificación por frecuencia

En el momento de cerrar el gradiente  $G_y$ , se ha establecido una codificación espacial de las filas por fases. En este punto, queda pendiente identificar, dentro de una fila determinada, los diferentes vóxeles dentro de la misma. Para ello, se activa el tercer gradiente  $G_x$  perpendicular al anterior que permite realizar esta identificación.

Dado que la aplicación del gradiente tiene el mismo efecto que en el caso anterior, cuando se activa  $G_x$  cada columna percibe un campo ligeramente distinto a las demás, por los que los núcleos H en esas columnas precesarán (por la ley de Larmor) a una frecuencia mayor que otras, dependiendo del sentido de aplicación del gradiente. En ese momento, se habrá establecido una codificación de las columnas por frecuencias, o lo que es lo mismo, es posible identificar cada uno de los vóxeles de una fila en función de la frecuencia de precesión de los núcleos (Figura 3). A este gradiente  $G_x$ , por con-



**Figura 3.** Codificación de las columnas del plano por frecuencias a través del gradiente  $G_x$ .

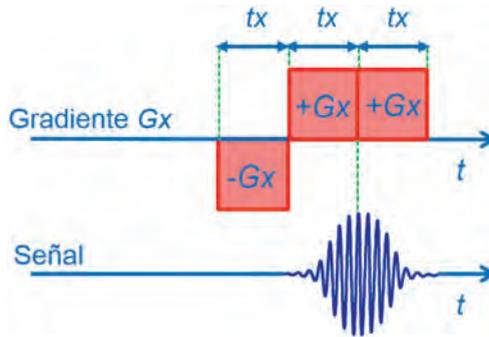
venio se le denomina gradiente de codificación por frecuencias (“*frequency-encoding gradient*”).

Tras la aplicación de este gradiente se cumple entonces la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} &Frecuencia_{columna\ 1} < Frecuencia_{columna\ 2} < Frecuencia_{columna\ 3} < \\ &< Frecuencia_{columna\ 4} < Frecuencia_{columna\ 5} < Frecuencia_{columna\ 6} \end{aligned}$$

De forma análoga al caso anterior, cabe pensar que, al estar actuando el gradiente  $G_x$ , el efecto que tiene sobre las fases de los núcleos es idéntica al gradiente  $G_y$ , es decir, aquellas columnas que perciben un campo magnético menor se retrasarán en fase respecto a las columnas que perciben un campo magnético mayor, con lo cual, se crea un desfase adicional. Este nuevo desfase generado por  $G_x$ , se acumula al generado en la etapa anterior por  $G_y$ , con lo que se crea un efecto de mezcla de codificaciones de fase que imposibilita la codificación de cada fila por la fase de sus núcleos de H.

Para solucionar esta situación, y hacer que el gradiente  $G_x$  no afecte a la fase de los núcleos de H contenidos en el plano (previamente codificada por  $G_y$ ), se opta por una estrategia basada en aplicar un gradiente bipolar, con dos lóbulos de la misma amplitud y duración, aunque en sentido contrario (Figura 4). El primer lóbulo ( $-G_x$ ) se denomina gradiente de desfase (“*dephase lobe*”) y durante su aplicación se consigue alterar la fase de los espines retrasando o



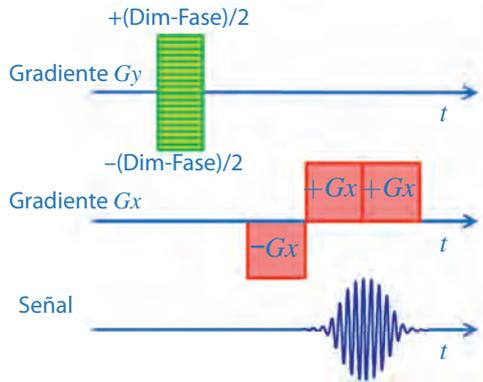
**Figura 4.** Gradiente bipolar con lóbulo de desfase ( $-G_x$ ) y lóbulo de refase ( $+G_x$ ).

adelantando determinados núcleos en función de la dirección de aplicación del gradiente. Seguidamente, se aplica un lóbulo  $+G_x$  de la misma amplitud pero que invierte la acción del lóbulo anterior, haciendo que los núcleos que se habían retrasado en fase ahora se adelanten y los núcleos que se habían adelantado se retrasen. Al cabo de un tiempo determinado, los núcleos se habrán refasado y tendrán la misma fase que al inicio (primero se retrasan y luego se adelantan), pero sin embargo, al estar actuando el gradiente  $G_x$ , existe una codificación implícita de las columnas por frecuencias.

El segundo lóbulo del gradiente  $+G_x$  recibe el nombre de gradiente de lectura (*“readout lobe”*) ya que generalmente se aplica cuando va a recogerse el eco. En el momento de máximo refase, después de la aplicación del lóbulo  $+G_x$ , es cuando la señal recogida es también mayor, así que en general se mantiene el lóbulo  $+G_x$  durante un tiempo adicional  $t_x$  para leer el eco completo.

En resumen, mediante la aplicación de un gradiente  $G_y$  y otro gradiente bipolar  $G_x$  ambos perpendiculares entre sí y situados a los lados del plano tomográfico es posible establecer una codificación espacial de las filas a través de la fase y de las columnas a través de las frecuencias.

Cuando se reciba en la antena receptora la señal procedente de todo el plano, dicha señal llevará implícita una codificación espacial de las filas y las columnas. Para cada una de las filas del plano tomográfico, (que tienen una fase diferente), podrán identificarse cada uno de los diferentes vóxeles a través de la frecuencia, utilizando para ello un análisis de Fourier. Secuencialmente, se realiza primero una codificación de fase para seleccionar una fila y posteriormente una codificación en frecuencia para recoger la información de cada vóxel en las diferentes columnas (Figura 5).

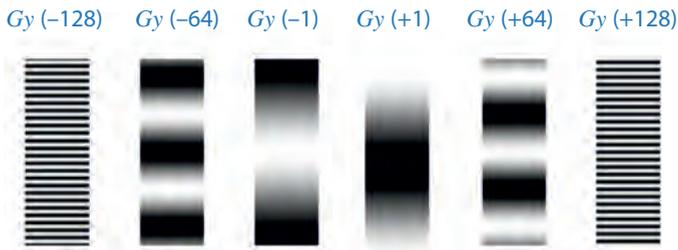


**Figura 5.** Representación esquemática de las diferentes codificaciones de  $G_y$ .

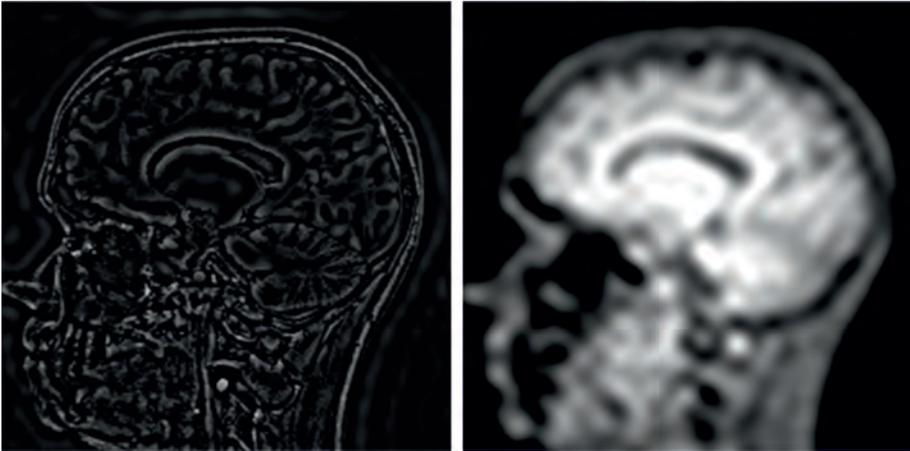
Por tanto, el proceso de codificación del plano tendrá que repetirse tantas veces como indique el número de filas del plano (*“phase encoding steps”*) o valor de la dimensión de la fase (Dim-Fase). Por cada fila, se recogerá una señal correspondiente a la acción del gradiente bipolar  $G_x$ , con un valor de codificación de fase determinado por  $G_y$ . Mediante la transformada de Fourier, que es sensible a la amplitud, la frecuencia y la fase, se reconstruirá la señal en escala de grises.

Los valores de codificación de  $G_y$  se toman la mitad positivos y la mitad negativos. De este modo, una Dim-Fase de 256 tendrá 128 valores positivos y 128 valores negativos. Cada una de estas codificaciones (filas), tendrá asociado una codificación de los puntos de cada columna.

Hay que tener en cuenta que el efecto de  $G_y$  crea una variación de la fase que se identifica por un único valor de frecuencia espacial  $k_y$ . Es decir, los cambios de fase entre filas que introduce el gradiente  $G_y$  se pueden codificar por un valor que indica la frecuencia de variación de dicha fase (Figura 6).



**Figura 6.** Valores de frecuencias espaciales  $k_y$  representando diferentes variaciones de la fase entre las filas del plano tomográfico.



**Figura 7.** Imágenes reconstruidas a partir de ecos digitalizados. Izquierda: imagen generada con valores altos de codificación de fase mostrando altas frecuencias (detalles). Derecha: imagen generada con valores bajos de codificación de fase mostrando bajas frecuencias (contraste, variaciones progresivas de la señal).

El valor de la frecuencia espacial  $k_y$  determinará el lugar donde se guardarán los ecos digitalizados en el espacio del dominio frecuencial asociado (espacio  $k$ ). Los valores altos de  $k_y$  estarán codificando frecuencias espaciales altas, mientras que los valores bajos de  $k_y$  harán referencia a variaciones de baja frecuencia. Normalmente, los ecos registrados tras una codificación baja de  $k_y$  contendrán una mayor información de la imagen final (frecuencias bajas), mientras que los valores altos de  $k_y$  se utilizarán para definir variaciones altas de señal (detalles en las imágenes de la figura 7).

### 3. Digitalización

Tras la codificación espacial de la señal durante el proceso de relajación, en la antena receptora se obtiene un eco asociado a cada valor de  $k_y$ . Este eco es una señal analógica que debe ser adquirida, muestreada y digitalizada para su almacenamiento en una matriz de frecuencias espaciales (el espacio  $k$ ). La señal recogida por las antenas es de radiofrecuencia y del orden de microvoltios, por tanto, antes de proceder a su digitalización, es necesario pasarla por un preamplificador del orden de 80 dB.

Seguidamente, la señal se demodula, pasando de la banda de radiofrecuencia a la audiodiferencia (kHz). Como caso práctico, si la señal de entrada en el receptor contiene frecuencias entre  $-32$  kHz y  $+32$  kHz, se considerará

que la amplitud de banda de frecuencias, BW (*"bandwidth"*), de la señal es de  $\pm 32$  kHz. Este valor es muy importante ya que determinará las frecuencias que serán admitidas por el receptor. Fuera de dicho intervalo, las frecuencias serán rechazadas.

Una vez demodulada, la señal está lista para digitalizarse. Para ello, se utiliza un conversor analógico/digital que mide el voltaje de la señal a intervalos de tiempo regulares. El número de muestras a digitalizar lo determina el valor de puntos en la dimensión de la frecuencia (Dim-Frec).

La frecuencia de digitalización debe cumplir el teorema de Nyquist-Shannon, siendo por tanto el doble de la máxima frecuencia contenida en la señal que se desea digitalizar ( $2 \cdot BW$ ). Por ejemplo, si hay que muestrear una señal cuya Dim-Frec = 256 y el ancho de banda es de  $\pm 16$  kHz, el tiempo empleado en realizar dicha digitalización sería:

$$t = \frac{256}{2 \cdot 16 \cdot 10^3} = 0,008 \text{ Hz}^{-1} = 8 \text{ ms}$$

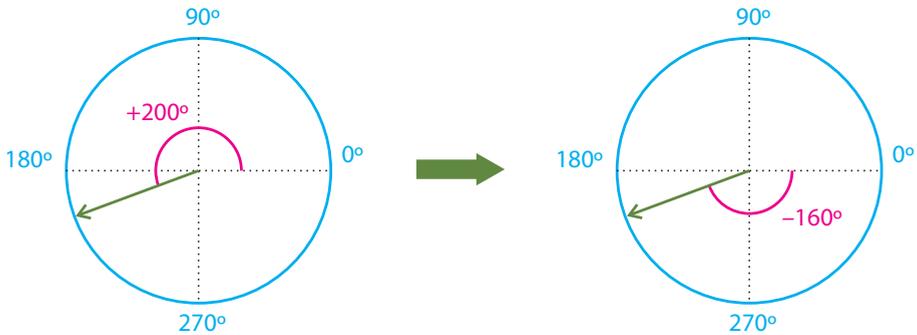
De esta expresión se deduce que el BW es un parámetro determinante en la duración del tiempo de adquisición de una secuencia de RM. El hecho de establecer un BW equivale (bajo la aplicación de un gradiente determinado) a delimitar la zona de estudio o campo de visión, FOV (*"field of view"*).

Como se ha visto en temas anteriores, el FOV quedará fijado por el BW y por la intensidad (pendiente) que los gradientes magnéticos apliquen para dispersar las frecuencias y facilitar la selección de la zona de estudio. Un determinado FOV puede alcanzarse con gradientes elevados y BW amplios o con gradientes bajos y BW estrechos.

El valor de BW determinará también el grado de ruido presente en la imagen final reconstruida. Este ruido, de naturaleza aleatoria no se verá afectado por los ajustes del BW. Por ello, cuanto mayor sea el BW, mayor probabilidad habrá de que se registre dicho ruido aleatorio en el receptor. La relación aproximada entre la razón señal-ruido y BW viene determinada por la siguiente expresión:

$$SNR \propto \frac{1}{\sqrt{BW}}$$

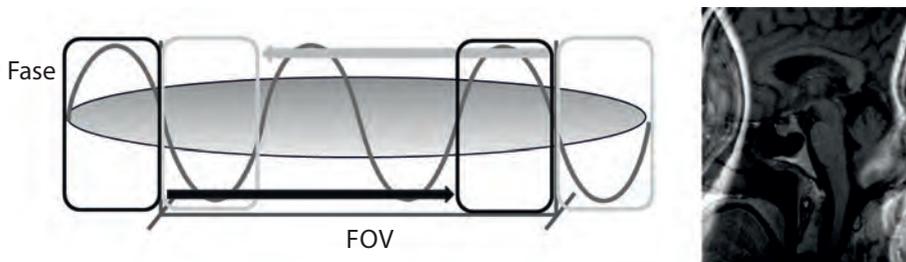
Como se ha visto hasta este punto, el valor del BW seleccionará las frecuencias que se admitirán en el receptor. Pese a que se selecciona un FOV determinado, hay que tener en cuenta que la variación del campo magnético genera-



**Figura 8.** Codificación de una fase muy alta (positiva) de  $200^\circ$  (izquierda) como una fase baja (negativa) de  $-160^\circ$  (derecha).

da por el gradiente codificador de fase afecta a todo el cuerpo, por tanto los núcleos de H que estén fuera del FOV también enviarán señales que la antena receptora captará. El registro de estas señales, no obstante, será incorrecto, pues por el teorema de Nyquist-Shannon no se muestrearán a una frecuencia correcta (definida únicamente para las frecuencias dentro del BW). Dado que el rango de valores de fase puede tomar valores múltiplos de  $-180^\circ$ ,  $+180^\circ$ , es posible que algunas frecuencias altas se codifiquen erróneamente como bajas y viceversa (Figura 8).

Por esta razón, aunque se habrá definido un BW de frecuencias determinado, las señales provenientes de partes fuera del FOV y mal codificadas también serán captadas por el receptor, dando lugar a artefactos en las imágenes reconstruidas conocidos como artefactos de doblamiento de la imagen (*"wrap-around"* o *"aliasing"*) (Figura 9).

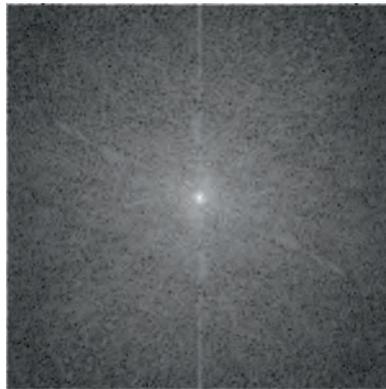


**Figura 9.** Efecto del artefacto de doblamiento (*"wrap-around"* o *"aliasing"*). Izquierda: representación esquemática de mala codificación de frecuencias. Derecha: ejemplo de imagen reconstruida con artefacto de doblamiento.

Para mitigar esta situación, que puede aparecer siempre que se defina un FOV más pequeño que el objeto a analizar, se pueden utilizar estrategias como ampliar la frecuencia de muestreo o doblar el FOV, aunque lógicamente estas medidas repercutirán en una penalización importante en cuanto al tiempo total de adquisición o la tasa de absorción específica, entre otras.

## 4. Espacio k

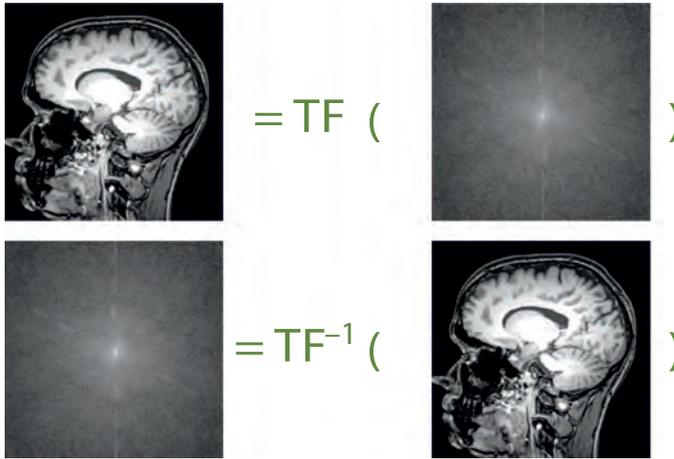
Como se ha visto en el apartado anterior, los ecos digitalizados se almacenan de manera ordenada en una matriz que incluye datos en el dominio de frecuencias espaciales. Esta matriz es la que constituye el espacio k (Figura 10).



**Figura 10.** Vista del espacio k.

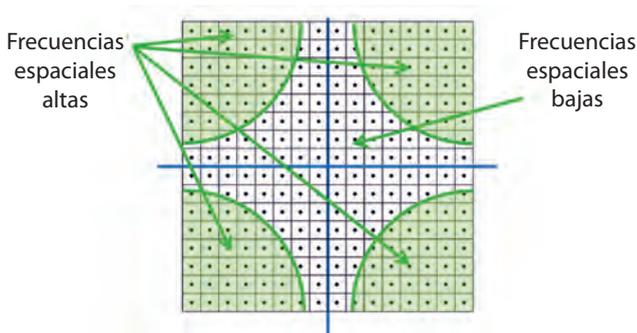
La transformada de Fourier del espacio k permite pasar del dominio frecuencial al dominio espacial (imagen), y la transformada de Fourier de dicha imagen posibilita el volver a trabajar en el dominio frecuencial, siendo por tanto una transformación reversible (Figura 11).

El espacio k tiene las mismas dimensiones que la imagen (la transformada de Fourier preserva las dimensiones), está formado por valores complejos y es sensible al período de la onda (distancia al centro), amplitud de la onda (intensidad o brillo) y la orientación de la onda (dirección respecto al centro). Es importante remarcar que, aunque las dimensiones del espacio k y la imagen reconstruida son las mismas, no existe una correspondencia entre un punto del espacio k y el píxel correspondiente en la imagen, sino que cualquier punto del espacio k, que almacena frecuencias espaciales, afectará a toda la imagen y viceversa.



**Figura 11.** Reversibilidad de la transformada de Fourier para la obtención de una imagen de RM. Fila superior: transformada de Fourier del dominio de frecuencias espaciales (espacio k) al dominio espacial (imagen). Fila inferior: transformada de Fourier del dominio espacial (imagen) al dominio frecuencial (espacio k).

Anteriormente se ha visto como la parte central del espacio k recoge la información de baja frecuencia, que normalmente se corresponde con ecos de mayor señal. En cuanto nos alejamos del centro, aparecen codificaciones de frecuencias más altas que se corresponden con los bordes y detalles de las imágenes. Por todo ello, es de esperar que la potenciación de las imágenes, es decir la relación de contraste entre los diferentes tejidos que la componen esté contenida en la parte central del espacio k (valores bajos de codificación de  $G_y$  y  $G_x$ ), siendo por tanto muy importante la forma de llenar este espacio (Figura 12).

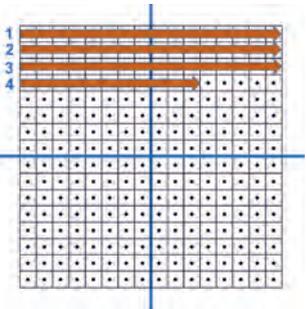
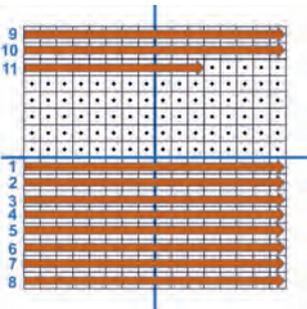


**Figura 12.** Información contenida en el espacio k. Zona sombreada: frecuencias espaciales altas (detalles). Zona central: frecuencias espaciales bajas (contraste).

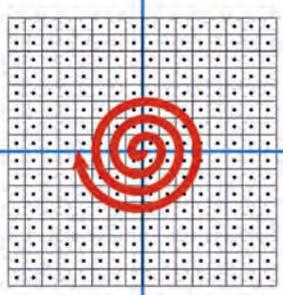
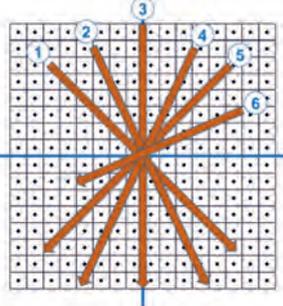
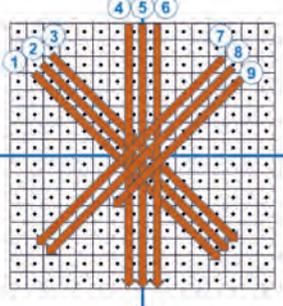
Utilizando dos componentes muy importantes de la RM como son los pulsos de radiofrecuencia y los gradientes magnéticos, es posible desplazarse a través del espacio  $k$  pudiendo definir el orden en el que se van recogiendo los ecos.

### 4.1. Técnicas de llenado del espacio $k$

En el contexto de la RM se habla de secuencias de pulsos a aquellas combinaciones de pulsos de radiofrecuencia y gradientes que se repiten en el tiempo. En función de la naturaleza de estas secuencias, se optimizan las imágenes para visualizar determinados tejidos, contrastes o funcionalidades biológicas. Sea cual sea el objetivo clínico de las diferentes secuencias de RM, todas ellas se caracterizan por condicionar el llenado del espacio  $k$ . Todos los ecos generados en el proceso de relajación se digitalizan y almacenan de una determinada forma en el espacio  $k$ . A continuación, se describen algunas técnicas de llenado para diferentes secuencias de adquisición (Tabla 1):

Tipo de llenado del espacio $k$	Esquema gráfico	Descripción
Trayectoria de llenado secuencial o clásica		<p>Se toman valores consecutivos del gradiente de codificación de fase, desde valores mayores positivos a los mayores negativos, rellenando todas las líneas del espacio <math>k</math>.</p>
Llenado secuencial desde el centro		<p>Se recogen primero los valores bajos de codificación de fase (potenciación) y posteriormente se añaden detalles (valores más extremos de <math>G_y</math>).</p>

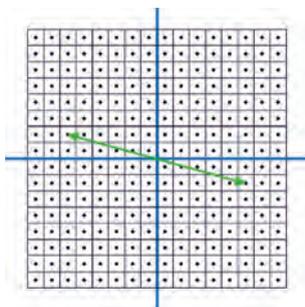
Tipo de llenado del espacio k	Esquema gráfico	Descripción
Llenado concéntrico		<p>El relleno empieza por la parte central del espacio k. Se utiliza en secuencias rápidas para definir rápidamente el contraste y completar la imagen con detalles (altas frecuencias).</p>
Llenado segmentado		<p>Se rellenan varias líneas del espacio k dentro del mismo tiempo de repetición (TR), lo que se traduce en una reducción del tiempo de llenado. Dentro del mismo TR se obtiene un tren de ecos y antes de cada eco se cambia la codificación de Gy. En el diagrama se representa un llenado con un tren de 4 ecos. Se observa como el primer eco del TR se almacena en la zona periférica y el segundo y tercer eco (TE efectivo) en la zona central, que será el que marque la potenciación de la imagen.</p>
Llenado en zigzag, alternado o eco-planar (EPI)		<p>Llenado rápido del espacio k. Se alterna la codificación de izquierda a derecha y de derecha a izquierda. Necesidad de gradientes rápidos que permitan alternancias de valores positivos a valores negativos.</p>

Tipo de llenado del espacio k	Esquema gráfico	Descripción
Llenado en espiral		<p>Al igual que el llenado en zigzag, se trata de una técnica rápida de llenado. Se necesitan gradientes muy rápidos (activación en forma de onda sinusoidal de amplitud creciente).                      Muy útil en estudios de angiografía.</p>
Llenado radial		<p>Proporciona imágenes interactivas de baja resolución aunque muy rápidas. Una sola línea es capaz de reconstruir una imagen completa.                      Utilizado en localizadores y secuencias de planificación espacial.</p>
Llenado radial agrupado		<p>Se basa en sobremuestrear la parte central del espacio k. Útil para la corrección de artefactos generados por movimiento, distorsiones geométricas o corrientes de Foucault.                      Necesarios tiempos de repetición largos.</p>

**Tabla 1.** Técnicas y estrategias de llenado del espacio k.

## 4.2. Técnicas de optimización

Tal y como se ha visto anteriormente, dependiendo de la localización dentro del espacio k, la información contenida será distinta (altas y bajas frecuencias). Además, para realizar el llenado se adquieren ecos con diferentes codi-



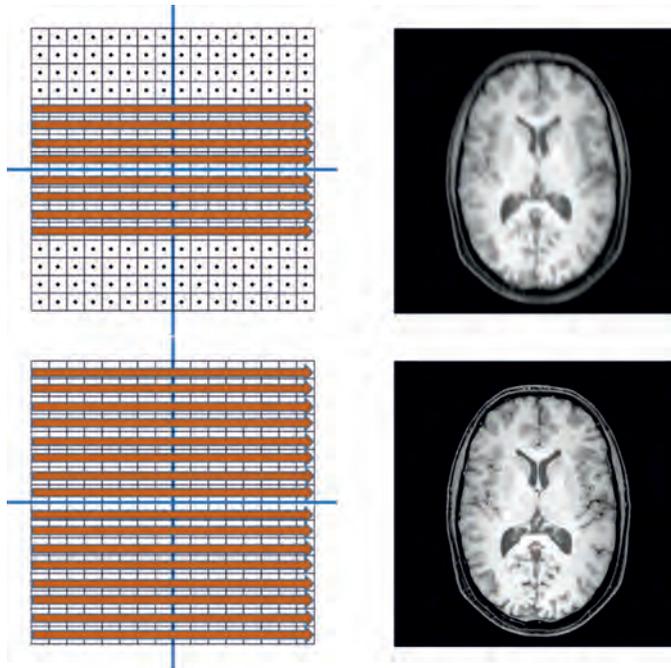
**Figura 13.** Simetría hermitica. Los elementos simétricos respecto al origen son complejos conjugados entre sí.

ficaciones de fase, por ejemplo con valores de  $G_y$  desde  $-128$  a  $+128$ . Estas características hacen que el espacio k presente una forma particular de simetría en relación a la disposición de sus datos, de tal forma que los valores de un punto del espacio k, se pueden calcular a partir de los valores que se encuentran en el punto simétrico respecto al origen. Es decir, la intensidad de la señal de un punto correspondiente a la parte creciente del eco obtenido mediante una codificación de gradiente  $G_y$  positiva de fase, es el valor especular (simétrico respecto al origen) del obtenido en la parte decreciente del eco obtenido en la codificación negativa del mismo valor del gradiente de fase (simetría conjugada o hermitiana) (Figura 13).

Esta característica hace que, en la práctica, y con el objetivo de ahorrar tiempo, se hayan desarrollado diferentes técnicas de optimización y aceleración para el llenado rápido del espacio k. Pese a que continuamente cada fabricante desarrolla sus propios algoritmos eficientes y no es posible abarcar todas las técnicas en este capítulo, se indican a continuación algunas de las estrategias más relevantes:

- *% Scan.*

Dado que la mayor parte de la información (contraste) está contenida en el centro del espacio k, esta técnica se basa en no recoger determinadas líneas en los puntos más extremos, que al fin y al cabo únicamente aportan finos detalles (alta frecuencia) a la imagen final. En función del número de líneas adquiridas, se adquiere un % Scan, que luego se utiliza para la reconstrucción de la imagen final. Obviamente, si no se adquieren todas las líneas del espacio k, la calidad final de la imagen será peor, pero en muchas ocasiones resultará útil para el diagnóstico clínico y los tiempos de adquisición se habrán reducido en un factor proporcional al número de líneas no recogidas (Figura 14).

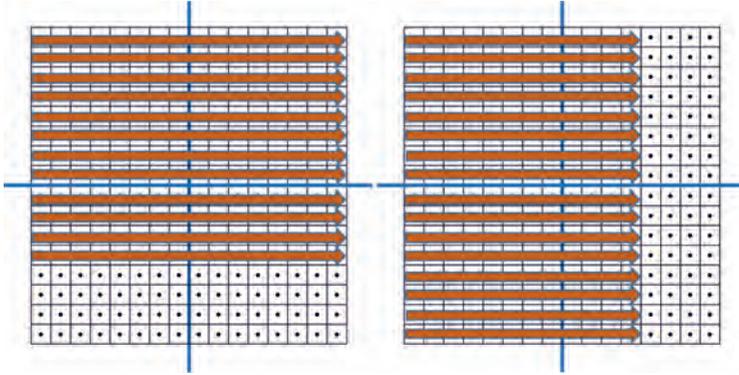


**Figura 14.** Técnica de optimización %Scan. Fila superior: %Scan = 50 e imagen reconstruida. Se adquieren la mitad de las líneas del espacio k. Fila inferior: adquisición sin técnica de optimización, de todas las líneas del espacio k.

- “Half Fourier”-“Half Eco”

De forma similar al caso anterior, aprovechando la simetría hermitiana del espacio k, es posible rellenar la mitad y un poco más del espacio k para después calcular la parte restante como la compleja conjugada. Esto supone un ahorro notable en tiempo de adquisición pero también supone algunos inconvenientes como la multiplicidad del ruido (que pierde su aleatoriedad) con la consecuente merma de la razón señal-ruido. Si lo que se reducen son las líneas del espacio k, la técnica se conoce como “Half-Fourier”, mientras que si el ahorro se hace adquiriendo sólo una parte de cada eco, se habla de técnicas “Half-Eco” (Figura 15).

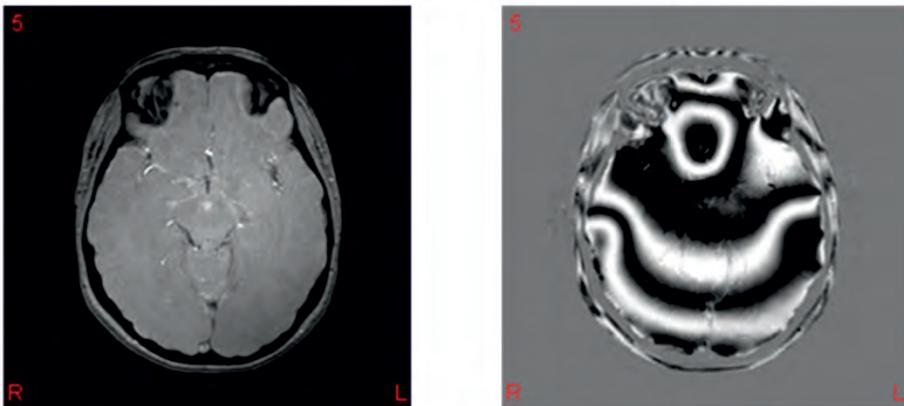
En la práctica, es posible combinar varias técnicas de optimización para maximizar el ahorro de tiempo, manteniendo la calidad clínica y diagnóstica de los datos adquiridos. En general, las antenas dedicadas que se utilizan para la recogida de señales en el proceso de relajación utilizan diferentes canales, por lo que es posible almacenar valores reales e imaginarios en el espacio k.



**Figura 15.** Izquierda: técnica de optimización “Half-Fourier”, recogiendo más de la mitad de las líneas del espacio k. Derecha: técnica de optimización “Half-Echo”, digitalizando parcialmente cada uno de los ecos recogidos.

Así, cuando se habla de un valor en el espacio k, éste en general se puede descomponer en un valor de amplitud de la señal de la parte real y en otro valor de amplitud de la señal de la parte imaginaria, obtenidos en el mismo momento de digitalización. Combinando estas dos informaciones es posible obtener imágenes de magnitud (las utilizadas habitualmente en entornos clínicos) y de fase (usadas más en el ámbito de investigación y en algunas técnicas avanzadas) (Figura 16).

$$\text{imagen\_magnitud} = \sqrt{(\text{Real})^2 + (\text{Imag})^2}$$
$$\text{imagen\_fase} = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Imag}}{\text{Real}} \right)$$



**Figura 16.** Izquierda: imagen de RM de magnitud. Derecha: imagen de RM de fase.

## 5. Bibliografía

- [1] MÓDULO DE BIOFÍSICA Y TECNOLOGÍA. Escuela Superior de Resonancia Magnética Clínica. (<https://www.geyseco.es/esrmc/esrmc.html>).

## 6. Agradecimientos

El autor quiere hacer constar expresamente su agradecimiento al Dr. Jaume Gili Planas, por la ayuda y material suministrado en el proceso de escritura de este tema.

## **Tema 8:**

Tipos de secuencias básicas  
en Resonancia magnética y  
métodos de aceleración

**Ángel Alberich-Bayarri**



# Tipos de secuencias básicas en Resonancia magnética y métodos de aceleración

Ángel Alberich-Bayarri  
Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI2<sup>30</sup>)  
Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia  
QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine  
alberich\_ang@gva.es

## 1. Introducción a las secuencias de pulsos de RF

Las secuencia de pulsos son módulos formados por pulsos de RF que se repiten a lo largo del tiempo con un intervalo TR (tiempo de repetición). Estos pulsos son necesarios para poder obtener diferentes configuraciones de contraste y excitar determinados tejidos. La utilización de los pulsos de RF nace del hecho de que no se pueda disponer de la caída completa de señal durante la relajación, FID (*Free Induction Decay*), sino de muestras de la misma (ecos). Estos ecos deben adquirirse de forma que se obtenga la señal máxima posible.

En relación al desarrollo de las sucesivas secuencias a lo largo de los años, la primera fase se caracterizó por la obtención de imágenes mediante secuencias que recogían la señal mediante un eco generado por un pulso de radiofrecuencia. Estas secuencias se conocen como "Secuencias de Eco de Spin" o "*Sequences Spin-Echo*" (SE). La carta de presentación era típicamente la imagen de un cráneo sagital medio en secuencias T1. Los tiempos eran largos y parecía que éste era la gran dificultad insalvable frente a la rapidez del escáner TC-RX. Se avanzó en rapidez cambiando la reconstrucción de retroproyección por la doble transformación de Fourier. Se desarrollaron los imanes de alta inducción con el fin de ganar señal. Se construyeron antenas que mejoraban la razón señal-ruido. Pero se entró en una fase de poca pendiente en el avance.

El segundo gran peldaño lo constituye la obtención de la señal mediante un eco de gradiente. El desarrollo de la "Secuencia de Eco de Gradiente" o "*Sequence Gradient-Echo*" (GRE) disminuyó los tiempos de adquisición a expensas de permitir que influencias de la heterogeneidad magnética aparecieran en

la imagen. Esta fase la podríamos denominar etapa de las secuencias GRE. La primera de estas secuencias, la conocida como FLASH (*"Fast Low Angle Shot"*), se desarrolló sobre 1986 en el Instituto Max Planck de Göttingen. Los tiempos llegaron a disminuir a valores del orden de los segundos. La entrada del *"flip angle"* como nuevo parámetro en juego, permitió una mayor variabilidad en el contraste de determinadas estructuras. Por su lado, continuaba el desarrollo de nuevas bobinas, en especial, las de superficie. Se abrió la RM al campo del sistema músculo-esquelético y a las posibilidades angiográficas, entre otras aplicaciones.

El tercer gran paso surgió al explotarse las posibilidades que ofrecía el trabajar con la adquisición de la señal y la forma de almacenar los datos brutos (*"raw data"*). Esta fase se podría denominar etapa del espacio k. Trabajando en el espacio k y haciendo posible el manejo de los gradientes para que los datos se obtuviesen de forma adecuada, se dio origen a las secuencias (FAST/TURBO) SE (*"Fast/Turbo, Spin Echo"*), que lograban rebajar los tiempos de obtención al orden de los segundos y podían volverse a obtener imágenes de SE, dependiendo por tanto, únicamente, de características propias del tejido. Las combinaciones en las secuencias son tan inmensas que las publicaciones científicas se han llenado de verdaderas sopas de letras para designar secuencias muy similares. Los intentos realizados para unificar criterios en la denominación no han dado resultado por ahora.

La tecnología parecía haber llegado a un límite, pero no fue así y en el año 94 aparecieron nuevos diseños de gradientes que aumentaron tanto el valor máximo como la rapidez de instauración. Esta fase, la podríamos denominar etapa de los gradientes. Las imágenes se pueden obtener en tiempos inferiores a 100 ms a expensas de perder calidad de imagen, pero con suficiente contraste para ser útiles. Actualmente, existen multitud de secuencias que permiten obtener imágenes en resolución temporal del orden del ms. Los nuevos gradientes permitieron implementar en la práctica las secuencias EPI (*"Echo-Planar Imaging"*). Esta rapidez en la adquisición de las imágenes, permite pasar de los movimientos orgánicos y hacer abordables campos como el cardíaco. Alcanzar imágenes con resoluciones espaciales del orden del mm y resoluciones temporales inferiores a 100 ms estaba en 1998 al alcance de la técnica.

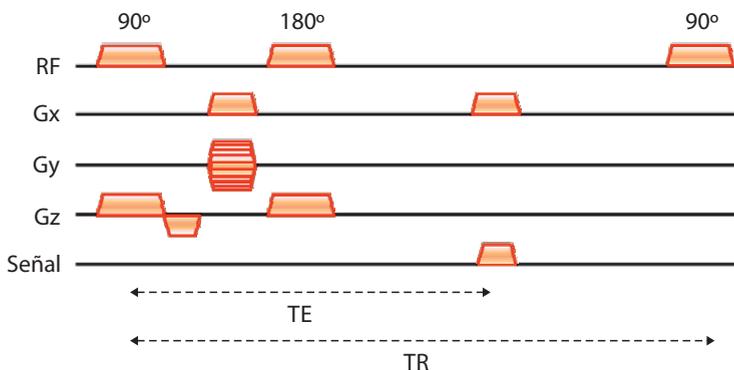
El diseño apropiado de secuencias de pulsos de radiofrecuencia es un área de conocimiento muy importante en el avance de la RM. Además de la obtención de distintas potenciaciones de la imagen en el mismo plano tomográfico y permitir la mejora del proceso de diagnóstico diferencial por parte del radiólogo, su especial interés radica en la posibilidad de hacer los tiempos de exploración más y más cortos. Esto ha llevado al desarrollo de secuencias de pulso con varias configuraciones y nombres distintos según los diferentes fabricantes.

Para ayudar al lector a enfocar el estudio de las secuencias básicas, hay dos familias de secuencias que se consideran imprescindibles y que son la base del resto de las secuencias de pulso de RM, ya que se definen directamente a partir de las dos formas existentes para generar un eco de la señal FID, como ya hemos introducido previamente: utilizando el sistema de RF en las secuencias eco de espín o mediante el sistema de gradientes en la secuencias de eco de gradiente.

De manera acorde con esta clasificación, podremos diferenciar dos grupos de secuencias, las clásicas y las rápidas. A diferencia de las secuencias "rápidas", se denominan "clásicas" a aquellas secuencias fundamentales en la historia de la RM, como son el eco de espín SE ("*Spin-Echo*") y el eco de gradiente GRE ("*Gradient-Echo*").

## 2. Secuencias eco de espín

El diseño clásico de la secuencia SE se compone de un pulso de RF inicial de  $90^\circ$  que excita los núcleos e inclina la magnetización al plano transversal. Al final de la excitación, todos los núcleos tienen exactamente la misma fase, y una magnetización positiva y de valor elevado existe en el plano xy. Inmediatamente después de la aplicación del pulso de excitación, los núcleos empiezan a relajarse perdiendo su coherencia de fase durante un tiempo TE/2 (Tiempo de eco/2). A continuación, se envía un segundo pulso de RF de  $180^\circ$  y la posición de los vectores magnetización desfasados se invierte. Los núcleos comienzan a recuperar entonces la coherencia de fase y se forma una señal de eco. El proceso se repite cada TR. Un ejemplo de diagrama de la secuencia de pulsos SE se puede apreciar en la figura 1.



**Figura 1.** Diagrama de la secuencia de pulsos eco de espín.

El diagrama de la secuencia muestra las activaciones del pulso de radiofrecuencia, junto con el gradiente de corte ( $G_z$ ) para la selección del plano de excitación, y el gradiente de frecuencia y el de codificación de fase durante la relajación, ( $G_x$  y  $G_y$ , respectivamente).

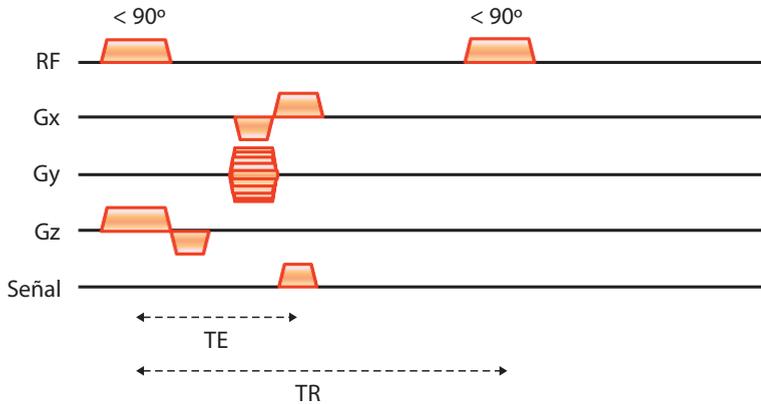
En las secuencias SE, es posible incluir un pulso de  $180^\circ$  inicial para conseguir un efecto de inversión-recuperación (IR). Esta característica se puede utilizar para generar imágenes con un mayor rango dinámico en la escala de grises, mediante reconstrucciones reales en lugar de en magnitud. No obstante, quizá el uso más extendido de IR es su aprovechamiento para eliminar las señales de algunos componentes, como el líquido cefalorraquídeo o la grasa. La utilización de tiempos de inversión largos, del orden de 1 a 2 segundos en función del campo magnético, permite eliminar la señal del líquido cefalorraquídeo, estableciendo las secuencias FLAIR (*"Fluid Attenuated Inversion Recovery"*). Así mismo, la utilización de tiempos de inversión del orden de 180 a 260 ms en función de la inducción del campo magnético (1,5T o 3T, respectivamente) permite la supresión de la señal de la grasa, definiendo las secuencias STIR (*"Short Tau Inversion Recovery"*). No obstante, estas secuencias no son del todo específicas, por lo que especialmente en el caso de las STIR se tiende a afirmar que no suprimimos únicamente la grasa, sino el resto de tejidos que tengan un T1 similar. Para la supresión selectiva de la grasa existen las secuencias de supresión espectral, tipo SPIR, SPAIR o PROSET.

### 3. Secuencias eco de gradiente

En la secuencia convencional SE, los tiempos de adquisición típicos son del orden de minutos debido al tiempo que supone la excitación con pulsos de  $90^\circ$  y  $180^\circ$  y a que la magnetización debe ser recuperada por completo entre cada TR.

La reducción de los tiempos de adquisición de la RM con modernas técnicas de aceleración es un tema clave de la investigación en diferentes grupos en todo el mundo. Como idea preliminar para la aceleración de las secuencias SE, se propuso la utilización de tiempos de repetición menores, sin embargo, esto implicaba problemas en el contraste, ya que las imágenes tenderían a ser T1. Otra solución podría consistir en la sustitución de los pulsos de  $90^\circ$  por un pulso de menor ángulo, lo que permitiría una recuperación más rápida. Además, otra posibilidad consistiría en la eliminación de los pulsos de  $180^\circ$  pero debería encontrarse una solución añadida para el problema de la generación del eco.

La solución óptima es la de enviar un pulso inicial para producir un ángulo de inclinación  $\alpha$ , menor de  $90^\circ$  y realizar la medición mientras los núcleos se están desfasando. De esta manera, el proceso normal de desfase de los espines



**Figura 2.** Diagrama de pulsos correspondiente a la secuencia GRE.

se potencia con un pulso de gradiente (disminución de la señal) y, a continuación, el gradiente se invierte favoreciendo el refase de los núcleos (aumento de la señal) generando un eco. La señal puede ser fácilmente detectada en las secuencias GRE, con tiempos significativamente menores en comparación con las secuencias SE. Este conjunto de gradientes (desfase, refase) de igual amplitud y duración, pero de signo opuesto, se expresa comúnmente como gradiente bipolar.

En la figura 2 se puede apreciar un diagrama de tiempo de la secuencia GRE.

Como puede observarse en los diagramas de secuencias de los pulsos, el gradiente de selección de corte (Gz) se activa al mismo tiempo, durante la excitación, mediante el pulso de RF. También se puede señalar que la adquisición del eco se realiza durante la activación del gradiente de codificación de frecuencia (Gx) y del gradiente de codificación de fase (Gy); la amplitud de éste último, se modifica en cada ciclo de TR.

Las secuencias GRE han permitido la adquisición de un volumen completo de datos (3D) en un tiempo razonable debido a la velocidad de los gradientes y al ángulo reducido de excitación de los protones. Para aplicaciones que requieren una alta resolución espacial en las tres direcciones del espacio, las secuencias GRE se pueden implementar en modo de adquisición 3D, empleando dos gradientes de codificación de fase, por lo tanto, no existe el gradiente de selección de corte y en lugar de hablar de cortes en las imágenes resultantes, se habla de particiones, dado que provienen de un volumen.

	Eco de Espín (SE)	Eco de Gradiente (GRE)
ECO	Espín (radiofrecuencia)	Gradiente
Depósito calórico	↑ (limitaciones)	
Ruido		↑ (gradientes)
Parámetros	TE, TR	$\alpha^\circ$ , TE, TR
Potenciación	DP, T1, T2	DP, T1, T2*
Rapidez		↑ ↑ ↑
Heterogeneidades de $B_0$	Corrige	No corrige
Susceptibilidad magnética		Muy sensible

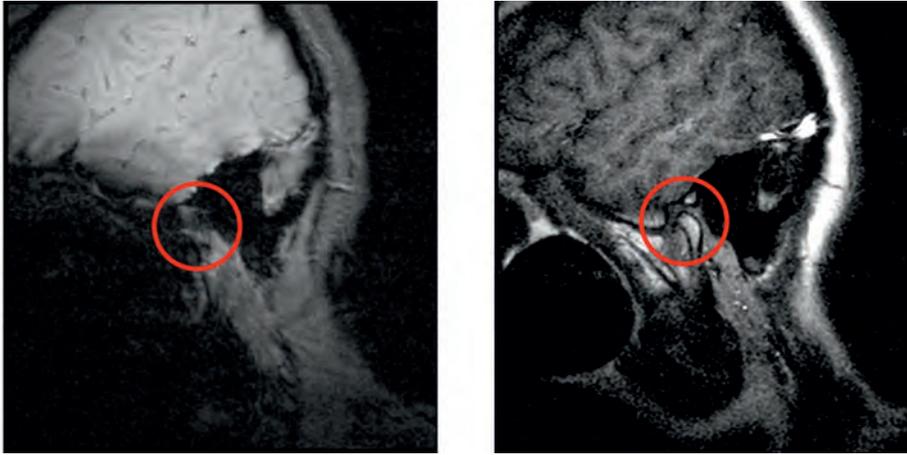
**Tabla 1.** Comparación de las principales características de las secuencias SE y GRE.

## 4. Comparación de secuencias SE y GRE

Con las secuencias GRE se inicia también la complejidad en la nomenclatura de las secuencias de pulsos de RM entre los diferentes fabricantes. De esta manera, las secuencias SE tienen los mismos acrónimos (SE) con todos los fabricantes mientras que las secuencias GRE adoptan diferentes siglas y acrónimos en función de la denominación de cada fabricante, así Philips utiliza el nombre EFE (*"Fast Field Echo"*), Toshiba, FE (*"Field Echo"*), Siemens y General Electric utilizan ambas GRE, e Hitachi utiliza, GE (*"Gradient Echo"*).

En la tabla 1 se puede apreciar una comparación de las principales características de ambas secuencias.

A modo de ejemplo, en la figura 3 se pueden apreciar 2 imágenes adquiridas en la misma localización anatómica, con el objetivo de valorar la articulación temporomandibular, que únicamente es valorable en la secuencia SE por ser menos sensible a las alteraciones de la susceptibilidad magnética, y tratarse en este caso de un paciente con implantes tipo *"bracket"*, por ortodoncia.



**Figura 3.** Paciente con implantes tipo “*bracket*” por proceso de ortodoncia. Izquierda, secuencia GRE en la que resulta imposible la valoración de la articulación temporomandibular. Derecha, secuencia SE en la que se minimiza el efecto de la alteración de la susceptibilidad magnética gracias al pulso de 180° de la secuencia SE.

## 5. Bibliografía

- [1] GILI J. (2008). *“Introducción biofísica a la Resonancia Magnética aplicada a la clínica”*. Curso 2008-2009 en la Universidad Autónoma de Barcelona. Jaume Gili, editor.

## 6. Agradecimientos

El autor quiere hacer constar expresamente su agradecimiento al Dr. Jaume Gili Planas, por la ayuda y material suministrado en el proceso de escritura de este tema.



## **Tema 9:**

# Técnicas especiales (I). Estudios de Resonancia magnética funcional y difusión

**Gracián García Martí**



# Técnicas especiales (I). Estudios de Resonancia magnética funcional y difusión

*Gracián García Martí  
Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia  
Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud  
Centro de Investigación Biomédica en Red en Salud Mental (CIBERSAM)  
gracian.garcia@quironsalud.es*

## 1. Resonancia magnética funcional

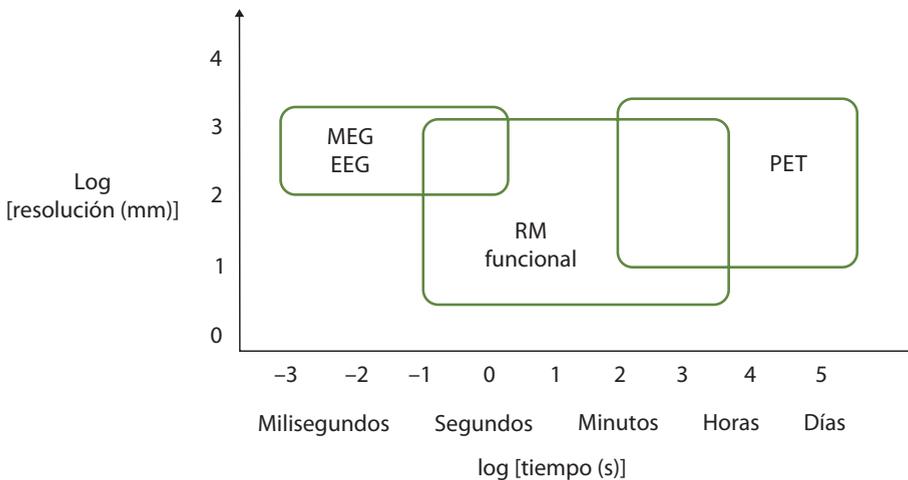
### 1.1. Principios físicos

Las técnicas de neuroimagen funcional tratan de profundizar en los aspectos del funcionamiento y la actividad del sistema nervioso central. Existen numerosas enfermedades que hacen que cada paciente procese la información y gestione los estímulos de forma diferente. Con el afán de medir y estudiar esta actividad, existen diversas aproximaciones cuyos objetivos se centran en obtener indicadores directos de la función cerebral. Aunque cada técnica tiene sus propias ventajas e inconvenientes, existen aproximaciones que presentan un equilibrio general sobre todos los aspectos.

La Resonancia Magnética (RM) funcional es una técnica de imagen que permite monitorizar la actividad cerebral cuando el sujeto está realizando una determinada acción o está percibiendo un estímulo. Para ser sensible a estos cambios, existe un abanico de secuencias de RM que son sensibles a los cambios hemodinámicos producidos por variaciones en la demanda de oxígeno y nutrientes por parte del cerebro. Estos cambios se producen por causa de la estimulación (visual, auditiva, motora, etc.), que desencadena la activación de alguna parte del cerebro.

El "gold estándar" para medir la actividad de las células del cerebro es el registro directo e invasivo del potencial de membrana de neuronas individuales, pero solo se hace en determinadas condiciones experimentales. Esto implica la introducción de sondas dedicadas, lo cual hace inviable la utilización en huma-

nos en rutina clínica. Por ello, se han desarrollado métodos no invasivos pero con limitaciones, diferenciando entre los métodos electrofisiológicos (electroencefalografía - EEG, magnetoencefalografía - MEG) y métodos metabólico-vasculares (tomografía por emisión de positrones - PET, RM funcional) (Figura 1). Entre todas estas metodologías, la RM funcional destaca por su carácter no ionizante y además presenta una relación aceptable de resolución espacial y temporal (Meyer-Linderbert y cols. 2010):

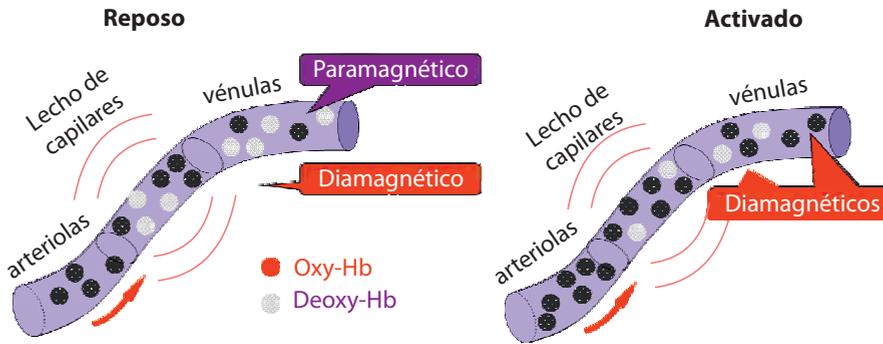


**Figura 1.** Comparación en términos de resolución espacial y temporal de distintas técnicas para valoración del sustrato funcional cerebral.

El mecanismo que desencadena el proceso de activación se basa en que la transferencia de información en el cerebro a lo largo de los axones se produce por conducción eléctrica, a partir de la liberación de neurotransmisores en las sinapsis y la subsiguiente interacción con receptores específicos en las neuronas postsinápticas. Esto cambia el potencial de membrana y altera la frecuencia de despolarización.

Los cambios metabólicos en las neuronas y glía, que acompañan a la liberación de neurotransmisores, consumen energía y la mayor parte de ésta se utiliza en y alrededor de las sinapsis. El cerebro obtiene su energía de la oxidación de la glucosa y por tanto es necesario alimentarlo casi continuamente con esta sustancia y oxígeno, distribuidos por la sangre a través de una rica red de vasos sanguíneos.

En 1890, A. Sherrington demuestra que la estimulación del cerebro causa un incremento de flujo sanguíneo local, pero observa que la proporción de



**Figura 2.** Mecanismo BOLD. Izquierda: estado de reposo, en el que se observa un equilibrio entre oxy y deoxy-hemoglobina. En este escenario, por la diferente susceptibilidad magnética de estas sustancias, la señal de RM es más baja. Derecha: estado de activación, en el que hay un exceso de oxy-hemoglobina que produce más homogeneidad magnética (medio más diamagnético) e incremento de la señal de RM.

oxígeno extraída de esta sangre es reducida: “El incremento del oxígeno distribuido excede el incremento de oxígeno utilizado”.

Este excedente de oxígeno produce cambios del campo magnético local, debido a que la sangre rica en oxígeno es diamagnética, mientras que la sangre desoxigenada es paramagnética. Utilizando por tanto secuencias de RM sensibles a estos cambios de la susceptibilidad magnética, es posible obtener de manera indirecta la activación cerebral, a partir de un contraste endógeno conocido como BOLD (“*blood oxygenated level dependent*”) (Figura 2).

El uso del contraste BOLD permite por tanto estudiar, de una forma indirecta, la activación cerebral ante una estimulación determinada. Sin embargo,

Flujo sanguíneo	Utilización del oxígeno	Volumen sanguíneo
Enfermedad cerebrovascular	Hábitos tóxicos (tabaco)	Lesiones estructurales
Medicamentos	Enfermedad neurodegenerativa	Compresión de vasos
Hipoxia		Vasodilatación
Hipercarbia		
Anestesia, sueño		
Anemia		

**Tabla 1.** Factores que potencialmente pueden afectar a la señal BOLD.

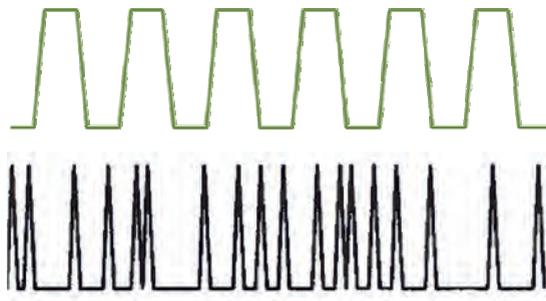
aunque se trata de un contraste ampliamente utilizado, existen numerosos factores que potencialmente pueden afectar a los cambios en oxigenación, y por lo tanto también a la señal de RM derivada del contraste BOLD. En la tabla 1 se detallan algunos ejemplos.

## 1.2. Técnica y estudio

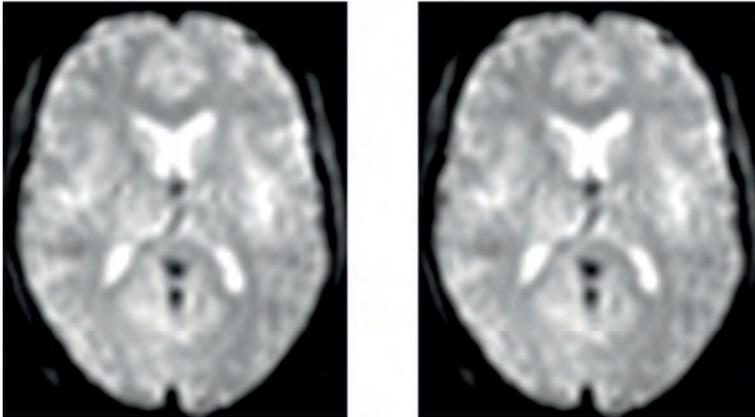
Para la realización de estudios de RM funcional, es necesario definir un paradigma de estímulos, que corresponde a una secuencia de acciones o sucesos que se irán repitiendo secuencialmente en el tiempo. Este paradigma se aplicará al paciente durante la duración del estudio. Generalmente existen dos tipos de paradigmas distintos (Figura 3):

- Paradigma por bloques. Repetición ordenada, a intervalos de tiempos regulares, de bloques de tareas (o estímulos) y bloques de reposo.
- Paradigma orientado a sucesos. Repetición, con intervalos de tiempos no constantes, de una estimulación, pudiendo variar la duración y periodicidad de los mismos.

La razón principal de repetir en el tiempo los estímulos radica en la dificultad para obtener señal de RM en el proceso de relajación. Los cambios producidos en la señal BOLD son muy pequeños, aproximadamente del 2 o 3 % de la variación de brillos en la imagen (véase la figura 4). Estas variaciones están prácticamente dentro del orden de magnitud del ruido y de los artefactos derivados del uso del hardware en el equipo, por lo que pueden confundir los datos a la hora de realizar el análisis. Para mitigar esta situación la estrategia que se utiliza es repetir las adquisiciones en el tiempo, adquirir muchos dinámicos y luego promediarlos para minimizar el ruido aleatorio y maximizar la señal BOLD.

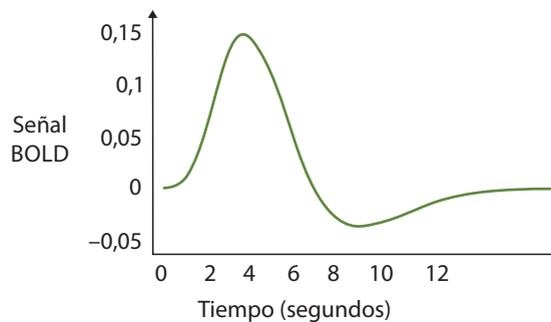


**Figura 3.** Tipos de paradigmas en estudios funcionales. Fila superior: paradigma por bloques. Fila inferior: paradigma orientado a sucesos.

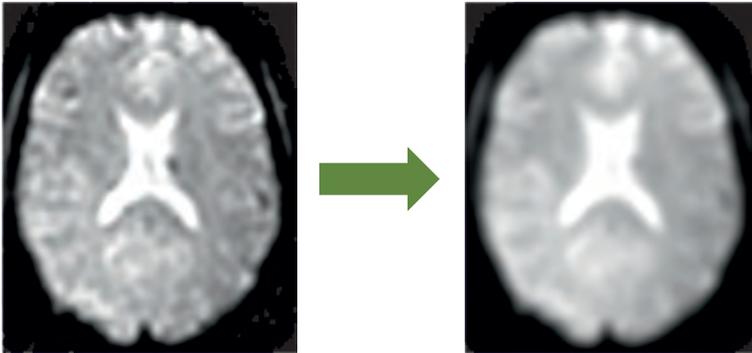


**Figura 4.** Imagen BOLD adquirida en dos instantes temporales diferentes. Izquierda: estado de reposo. Derecha: estado con estimulación auditiva del paciente. Se puede observar como con una única adquisición temporal no existe suficiente contraste para diferenciar ambos estados.

Además de las limitaciones en la variación de señal BOLD, existe otra limitación importante en los estudios de RM funcional relacionada con el retraso del procesamiento de la señal hemodinámica. Así, aunque desde el punto de vista eléctrico sería posible medir la respuesta a una estimulación en el orden de milisegundos, utilizando el contraste BOLD y evaluando pequeñas diferencias en la susceptibilidad magnética de la sangre con y sin oxígeno, existe un retraso temporal en el procesamiento de la señal, dependiente de la fisiología humana y que establece que, después de una estimulación, el pico de señal BOLD se obtendrá en un intervalo de tiempo entre 2 y 6 segundos (Figura 5). Esto hace especialmente sensible el diseño de paradigmas de estimulación, pues si se



**Figura 5.** Respuesta hemodinámica modelica de la señal BOLD, observándose el pico de señal a los 5 segundos tras la estimulación inicial.



**Figura 6.** Proceso de suavizado. Izquierda, imagen original; derecha, imagen suavizada con un filtro tridimensional gaussiano de  $8\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 8\text{ mm}$  FWHM.

juntan mucho los estímulos pueden entremezclarse las señales y si los estímulos están muy separados se aumenta el tiempo de adquisición.

Una vez definido correctamente el protocolo de estimulación teniendo en cuenta estas limitaciones, se procede a adquirir las imágenes. Después de explicar el paradigma de estimulación y las instrucciones al sujeto, el equipo de RM adquiere las imágenes mientras se aplica dicha estimulación. Dado que el objetivo en estas técnicas es monitorizar la respuesta cerebral, se utilizan secuencias rápidas con alta resolución temporal, basadas en llenados rápidos del espacio  $k$  (técnicas eco-planares, de disparo único o multidisparo). Una vez adquiridas las imágenes, generalmente es necesario realizar un posprocesado a las mismas, con el fin de extraer las componentes de activación cerebral o regiones que han respondido funcionalmente a la estimulación.

Para ello, un primer paso consiste en hacer una corrección del movimiento que el sujeto haya podido realizar durante los minutos que dura la adquisición. Este proceso es muy importante ya que al final del análisis funcional se debe establecer una correspondencia espacial lo más exacta posible entre todos los vóxeles de la imagen, a fin de obtener los mapas de activación. Para realizar esta corrección, usualmente se toma como referencia el primer volumen cerebral en el tiempo (dinámico) y se van aplicando pequeñas transformaciones espaciales rígidas (transformaciones afines) para reorientar las imágenes a la referencia. Adicionalmente, es posible también calcular un valor promedio y utilizarlo como referencia.

Una vez corregido el movimiento, las imágenes se normalizan para permitir un análisis conjunto que incluya imágenes de diferentes sujetos. En esta normalización espacial, se minimizan las diferencias anatómicas y las imágenes

se posicionan en un espacio común que ayuda en la identificación de áreas comunes de activación. Después de la normalización, las imágenes se suavizan con un filtro tridimensional (generalmente gaussiano), que aumenta la razón señal-ruido e incrementa la normalidad de los datos necesaria para el posterior análisis estadístico (Figura 6). El parámetro que gobierna el suavizado representa la anchura máxima a mitad de la máxima altura, FWHM (*Full Width at Half Maximum*).

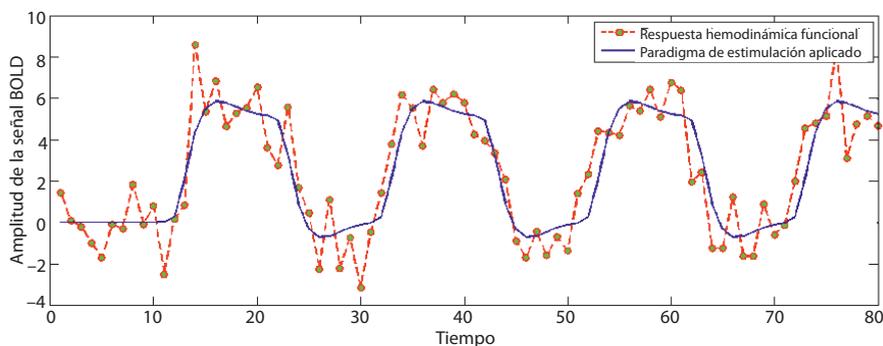
### 1.3. Estadística y resultados

Tras el preprocesado de los datos es necesario realizar un modelado estadístico para la obtención de la información sobre la respuesta cerebral al estímulo aplicado. El método más ampliamente utilizado para este modelado estadístico es el modelo lineal general (MLG), aunque existen otras alternativas como por ejemplo, el análisis por componentes independientes. El MLG permite que cada vóxel se analice temporalmente, observándose si su señal cambia en relación al paradigma aplicado:

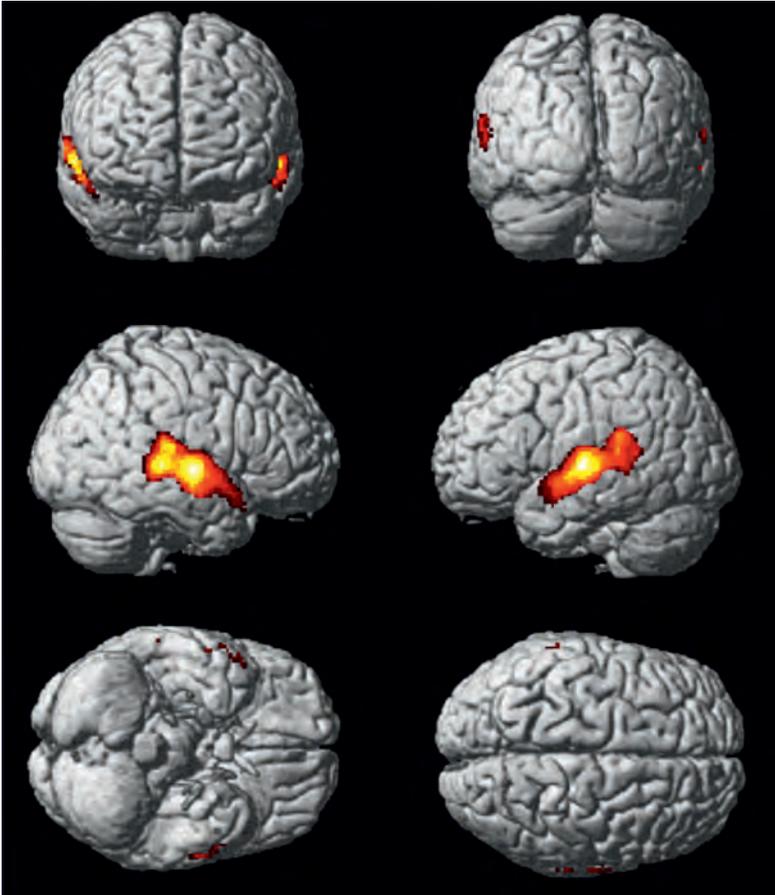
$$Y = \beta \cdot X + \varepsilon$$

donde  $Y$  representa los datos medidos,  $X$  representa la modelización de los datos (matriz de diseño),  $\beta$  representa los parámetros del ajuste y  $\varepsilon$  representa el error.

Si, utilizando este modelado, un determinado vóxel se ajusta correctamente al paradigma de estimulación, dicho vóxel se etiquetará como activo, mientras que si la correlación no es lo suficientemente fuerte, no formará parte del mapa de activación final (Figura 7).



**Figura 7.** Representación esquemática de la señal temporal de un vóxel determinado (línea discontinua) que tiene una alta correlación con el paradigma de estimulación (línea continua).



**Figura 8.** Mapa de activación funcional superpuesto sobre cerebro 3D. Se observa la respuesta funcional tras estimulación auditiva.

Finalmente, los vóxeles marcados como activos se superponen sobre las imágenes originales dando lugar a los mapas de activación funcional para cada sujeto (Figura 8). En estos mapas paramétricos, el valor o intensidad de brillo de cada punto del mapa de activación es proporcional al estadístico que se haya definido para realizar el análisis, usualmente valores de correlación  $r$  de Pearson o valores  $t$  de Student.

## 2. Resonancia magnética potenciada en difusión

### 2.1. Principios físicos

Las técnicas de imagen por RM potenciadas en difusión, DWI (*“Diffusion-Weighted Imaging”*), se basan en la elevada sensibilidad de esta técnica al movimiento microscópico de las moléculas de agua. Este movimiento, de naturaleza browniana es caótico y aleatorio. Las moléculas que experimentan este tipo de desplazamiento describen una ruta impredecible debido a los choques con las partículas del medio en el que se encuentran, cuya velocidad es proporcional a la temperatura del sistema (con una variación aproximada de un 2,4% por grado centígrado, (Tofts y cols. 2000)). Sin embargo, como se verá en este tema, esta influencia térmica no es la más determinante a la hora de estudiar la difusión, sino que existen otros factores biológicos adicionales que harán especialmente útil esta técnica para su uso en clínica y en investigación.

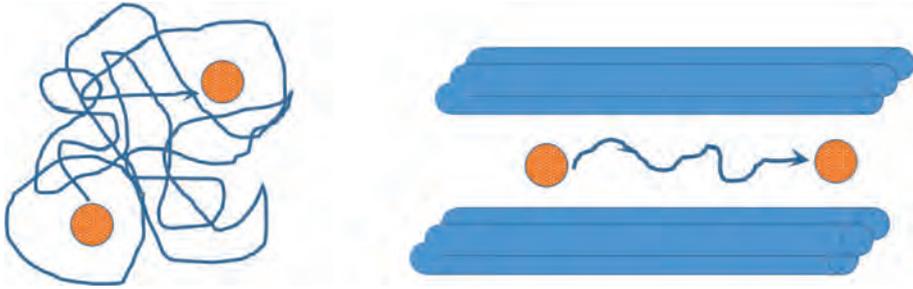
Aunque como se ha comentado, la naturaleza de los choques entre las partículas es caótica, es posible calcular la distancia recorrida por la partícula en un tiempo determinado mediante la siguiente ecuación de Einstein para la difusión en tres dimensiones:

$$r = \sqrt{6 \cdot D \cdot t}$$

donde  $D$  es el coeficiente de difusión de la molécula dependiente de la temperatura,  $t$  es el intervalo de tiempo durante el cual la partícula se desplaza y  $r$  es el radio promedio de desplazamiento. Además se cumple que:

$$D = \frac{r^2}{t}; \left[ \frac{\text{mm}^2}{\text{s}} \right]$$

La difusión de las moléculas de agua viene restringida por el medio en el que se encuentren. En un medio libre, donde las moléculas tienen total libertad de desplazamiento, la difusión es prácticamente equiprobable en cualquier dirección del espacio, es decir, el movimiento es isotrópico. Sin embargo, si existen barreras físicas que condicionan la movilidad de las moléculas, el movimiento se vuelve más dirigido o anisotrópico, con lo que aparecen direcciones principales de movimiento (Figura 9).



**Figura 9.** Representación esquemática del movimiento de una partícula en un tiempo determinado. Izquierda: en ausencia de barreras físicas, movimiento isotrópico. Derecha: con determinadas restricciones espaciales, el movimiento es anisotrópico, dirigido en una determinada dirección del espacio.

## 2.2. Técnica y estudio

Aunque la difusión molecular se produce en las tres direcciones del espacio, en el caso más simple de imágenes de RM potenciadas en difusión, se utiliza una única medida para cada vóxel (valor escalar) que indica el grado de difusividad de dicho vóxel. En este caso, se trata de un valor aproximado de la difusividad, lo que se conoce como coeficiente de difusión aparente, ADC (*“Apparent Diffusion Coefficient”*). La siguiente expresión resume la relación entre estas medidas de difusividad y la señal obtenida en el proceso de la RM:

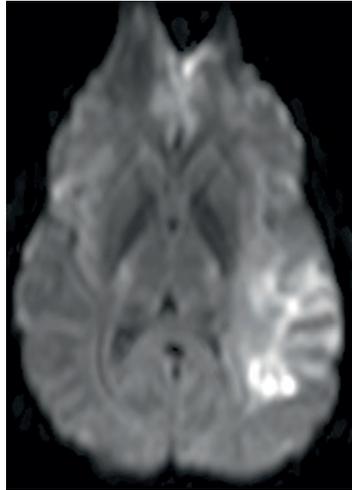
$$S = S_0 \cdot e^{-b \cdot (ADC)}$$

donde  $S$  es la señal de RM medida y  $S_0$  es la señal original que varía según una curva exponencial decreciente. El grado de atenuación viene determinado por el factor de potenciación  $b$  (Stejskal y Tanner 1965) escogido, y el coeficiente de difusión aparente en cada uno de los vóxeles. La elección de uno u otro factor  $b$  condiciona el grado de potenciación en difusión que tendrá la imagen final. Este factor, puede calcularse con la siguiente expresión:

$$b = \gamma^2 \cdot G^2 \cdot \delta^2 \cdot \left( \Delta - \frac{\delta}{3} \right)$$

donde  $\gamma$  es la constante giromagnética,  $G$  representa el pulso de gradiente,  $\delta$  representa la duración en un determinado tiempo  $\Delta$ .

La secuencia de RM asociada a este tipo de imágenes se basa en determinar aquellos núcleos que permanecen más estáticos (difusión restringida) frente a



**Figura 10.** Imagen ponderada en difusión mostrando restricción a la difusión (hiperseñal) en giro temporal izquierdo.

los que presentan mayor libertad de movimiento (difusión aumentada). Para ello se aplica un pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$  que pone en fase los núcleos. Pasado un determinado tiempo, dependiendo del entorno bioquímico, y por lo tanto de las condiciones del medio, algunos núcleos se habrán desplazado de su posición original frente a otros que permanecerán más estáticos. Tras el envío de un nuevo pulso de  $180^\circ$  en un intervalo de tiempo determinado, se refasan los núcleos aunque aquellos que se han dispersado más tendrán un desfase mayor, con lo que su señal de RM será menor (Koh y Collins 2007) (Figura 10).

La RM potenciada en difusión junto con los mapas de ADC proporcionan información clínica y biológica muy útil para la valoración de procesos inflamatorios, isquemias, accidentes cerebro-vasculares y tumoraciones en diferentes regiones del cuerpo.

### 2.3. Tensor de difusión y tractografía

Hasta este apartado se ha estudiado cómo la difusividad del medio puede expresarse mediante un único valor escalar para cada vóxel del espacio. En los tejidos biológicos, sin embargo, existen estructuras anatómicas que forman barreras naturales que limitan el movimiento microscópico de las moléculas, como ocurre por ejemplo en los haces de la sustancia blanca cerebral que van recubiertos de vainas de mielina. Es por eso, que se pueden obtener medidas

adicionales de difusión teniendo en cuenta la direccionalidad (codificación vectorial). Para codificar las direcciones principales de desplazamiento, se utiliza un tensor de difusión, DTI (*"Diffusion Tensor Imaging"*). Al menos son necesarias 6 direcciones de gradiente, mediante los cuales es posible estimar la anisotropía de la difusión:

$$\begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

donde cada elemento representa la difusividad en diferentes codificaciones espaciales. Nótese que la matriz es simétrica ( $D_{xy} = D_{yx}$ ,  $D_{yz} = D_{zy}$  y  $D_{xz} = D_{zx}$ ), con lo que únicamente utilizando las 6 direcciones de codificación de gradiente antes citadas, es posible estimar el valor del tensor.

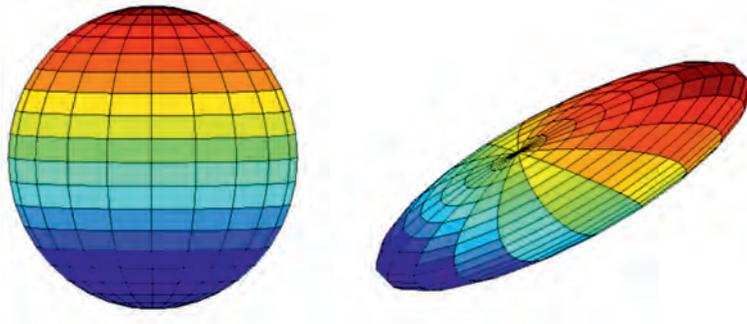
Del tensor de difusión es posible extraer los valores propios (relacionados con la longitud o forma de las elipsoides) y los vectores propios (indicativos de la dirección). A partir de estos datos se calculan los mapas de anisotropía fraccional, FA (*"Fractional Anisotropy"*), que resumen la dirección predominante de difusividad (mediante una elipsoide):

$$FA = \sqrt{\frac{3 \cdot \left( (\lambda_1 - \hat{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \hat{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \hat{\lambda})^2 \right)}{2 \cdot (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}}$$

siendo  $\lambda_1, \lambda_2$  y  $\lambda_3$  los valores propios de la matriz del tensor y  $\hat{\lambda}$  la media de los valores propios:

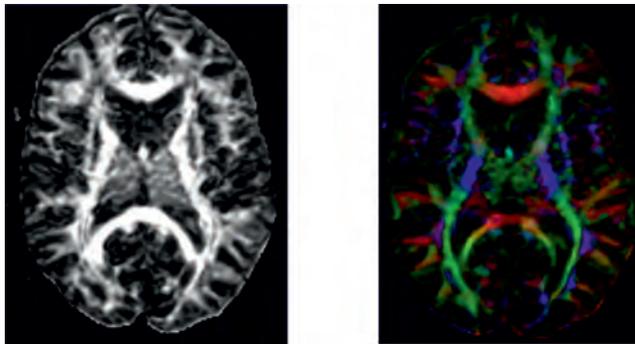
$$\hat{\lambda} = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)}{3}$$

El rango de valores de la FA puede variar en el intervalo [0,1], siendo el menor valor el que representa poca direccionalidad (0) y el máximo valor el que representa direccionalidad máxima (1) (Figura 11):



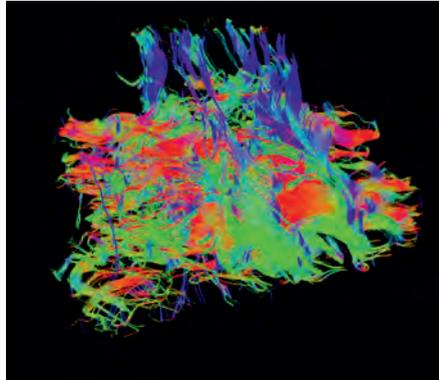
**Figura 11.** Diferentes valores de anisotropía en función de la dirección principal. Izquierda:  $FA = 0$ . Derecha  $0 < FA < 1$ .

Utilizando esta información espacial es posible generar mapas paramétricos codificados en color donde el color de cada vóxel en un canal RGB ("Red, Green, Blue"), determina la direccionalidad de la difusión predominante en dicho vóxel (Figura 12).



**Figura 12.** Izquierda: mapa paramétrico de anisotropía fraccional mostrando valores en el intervalo  $[0,1]$ . Derecha: mapa paramétrico codificado en color RGB mostrando la direccionalidad principal en cada vóxel del espacio.

Utilizando esta información espacial, es posible aplicar algoritmos de tractografía que trazan el camino más probable de un punto origen o semilla a un destino. Esta información se utiliza para reconstruir las fibras y tractos que recorren diferentes estructuras biológicas (Figura 13). Uno de los usos más extendidos de esta técnica es el estudio de los haces de la sustancia blanca cerebral. Mediante su trazado se estudia la integridad de los paquetes nerviosos que interconectan las diferentes partes del cerebro.



**Figura 13.** Reconstrucción tridimensional mostrando tractografía de la sustancia blanca cerebral de un sujeto.

### 3. Referencias

- [1] KOH D.M., COLLINS D.J. (2007). "Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology". *AJR Am. J. Roentgenol* 188(6):1622-35.
- [2] MEYER-LINDENBERG A. (2010). "From maps to mechanisms through neuroimaging of schizophrenia". *Nature* 468 (7321):194-202.
- [3] STEJSKAL E.O., TANNER J.E. (1965). "Spin Diffusion Measurements: Spin Echoes in the Presence of a Time Dependent Field Gradient". *J. Chem. Phys.* 42, 288.
- [4] TOFTS P.S., LLOYD D., CLARK C.A., BARKER G.J., PARKER G.J., MCCONVILLE P., BALDOCK C., POPE J.M. (2000). "Test liquids for quantitative MRI measurements of self-diffusion coefficient in vivo". *Magn. Reson. Med.* 43(3):368-74.

### 4. Bibliografía

- [1] MÓDULO DE BIOFÍSICA Y TECNOLOGÍA. ESCUELA SUPERIOR DE RESONANCIA MAGNÉTICA CLÍNICA. (<https://www.geyseco.es/esrmc/esrmc.html>)

## **Tema 10:**

Técnicas especiales (II). Estudios de perfusión, dinámica de fluidos y susceptibilidad

**Roberto Sanz Requena**



# Técnicas especiales (II). Estudios de perfusión, dinámica de fluidos y susceptibilidad

Roberto Sanz Requena  
Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia  
Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud  
roberto.sanz@quironsalud.es

## 1. Perfusión

### 1.1. Introducción

La perfusión se puede definir como el proceso de aporte sanguíneo arterial al lecho capilar de un tejido. De forma cuantitativa también se puede definir como la cantidad de sangre que llega al lecho capilar de un volumen de un tejido en un tiempo determinado, expresado en unidades de flujo por volumen de tejido (ml/min/100 ml) o por masa de tejido (ml/min/100 g).

La perfusión por RM permite estudiar de forma cualitativa y cuantitativa el aporte sanguíneo a los tejidos, pudiendo determinar zonas de gran captación de contraste (relacionadas, por ejemplo, con la angiogénesis asociada a tumores), de poca o nula captación (relacionadas con la ausencia de vasos, como en casos de necrosis) o retrasos en la captación con respecto a un área sana (como en casos de isquemia).

Podemos distinguir tres tipos de técnicas para estudiar la perfusión mediante RM:

- Perfusión con medios de contraste exógenos.
- Estudio del movimiento incoherente intravoxel, IVIM (*"intravoxel incoherent motion"*), del agua.
- Marcaje de espines arteriales, ASL (*"arterial spin labeling"*).

## 1.2. Perfusión con medios de contraste exógenos

Los medios de contraste son sustancias paramagnéticas que alteran el entorno magnético de los protones del agua acortando sus tiempos de relajación T1 y T2. Facilitan los mecanismos de relajación, tanto longitudinal (liberación de energía al medio) como transversal (pérdida de sincronismo en la precesión). No contribuyen directamente a la señal (como en la tomografía computarizada), sino que tienen una acción indirecta actuando sobre la señal de los protones cercanos.

La relajatividad ( $r$ ) es un parámetro de los medios de contraste que mide la eficacia para comunicar sus propiedades magnéticas al medio. Se expresa en  $\text{mmol}^{-1}\text{s}^{-1}$  y se puede dividir según el mecanismo de actuación en:

### Relajatividad longitudinal ( $r_1$ )

- Es función de la accesibilidad de los protones al núcleo activo del medio de contraste.
- Se basa en interacciones a corta distancia para la transferencia de energía.
- Depende de la estructura molecular del contraste, la movilidad del agua y el grado de compartimentación del tejido.

### Relajatividad longitudinal ( $r_2$ )

- Es función del momento magnético del ión metálico ( $\mu$ ).
- Se basa en la alteración magnética que el ión metálico produce en su entorno, es decir, en un incremento de la susceptibilidad magnética ( $\chi$ ).

El efecto global del medio de contraste depende de:

- El tipo de contraste: momento magnético ( $\mu$ ), concentración, estructura y tamaño moleculares.
- El tejido: situación de la zona a estudiar con respecto al área de influencia del medio de contraste y movilidad del agua.
- Técnica de adquisición de RM empleada.

Se puede obtener la relación entre la concentración del medio de contraste, los tiempos de relajación y la relajatividad como (Donahue y cols. 1994):

$$C(t) = \frac{\frac{1}{T1_{post}(t)} - \frac{1}{T1_{pre}}}{r_1}$$

$$C(t) = \frac{\frac{1}{T2_{post}^*(t)} - \frac{1}{T2_{pre}^*}}{r^2}$$

donde se puede observar que a mayor concentración de contraste se produce una mayor disminución de los tiempos de relajación del tejido.

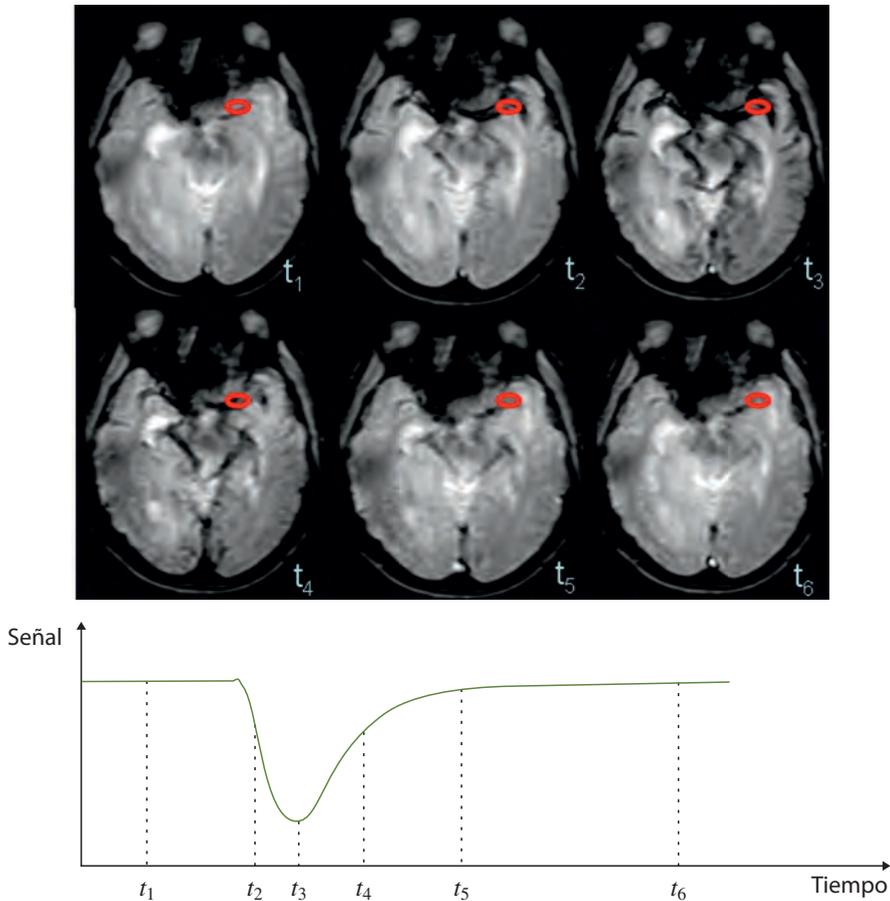
Los medios de contraste se pueden dividir en dos grupos: paramagnéticos (basados en iones paramagnéticos, como el gadolinio o el manganeso) y superparamagnéticos (basados en compuestos superparamagnéticos de óxido de hierro). Estos iones son tóxicos en sí mismos, por lo que se deben introducir en el organismo en forma de quelatos, macromoléculas orgánicas que minimizan la toxicidad y caracterizan el transporte (biodistribución y farmacocinética) del medio de contraste.

Los medios de contraste se inyectan habitualmente por vía intravenosa y, dependiendo de su estructura y tamaño moleculares, pueden permanecer en el espacio vascular, difundir al medio intersticial o penetrar al medio intracelular. Los quelatos de distribución extravascular extracelular basados en gadolinio son los más utilizados en la práctica clínica. Permanecen en el espacio vascular el tiempo suficiente para poder analizar la fase arterial de primer paso y la distribución y lavado iniciales. Además, se eliminan principalmente por vía urinaria en menos de 24 horas.

En condiciones muy concretas (principalmente pacientes con insuficiencia renal severa) y con una probabilidad de ocurrencia muy baja, el gadolinio puede sufrir reacciones de transmetalación con iones metálicos sanguíneos ( $Zn^{+2}$ ,  $Cu^{+2}$  o  $Ca^{+2}$ ), de forma que quedaría libre y se acumularía en el organismo. Este parece ser el origen de la fibrosis nefrogénica sistémica, una enfermedad rara grave asociada a algunos medios de contraste con características moleculares determinadas. No obstante, en general se puede afirmar que los medios de contraste utilizados en RM basados en gadolinio son seguros.

### 1.3. Secuencias

Según la potenciación empleada, distinguiremos dos tipos de estudios de perfusión por RM con contraste. Para observar el efecto es necesario en ambos casos adquirir imágenes sucesivas de un mismo tejido, de forma que se puede ver el comportamiento dinámico (en el tiempo) de la sangre. El análisis posterior se puede realizar de forma cualitativa, es decir, observando la forma de las curvas de captación, o cuantitativa, es decir, obteniendo parámetros numéricos mediante el posproceso de las imágenes.

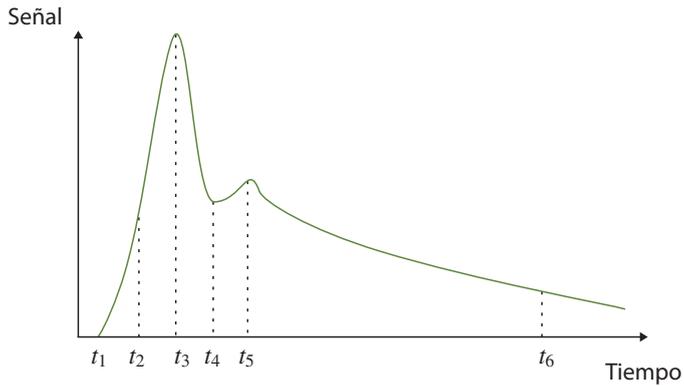
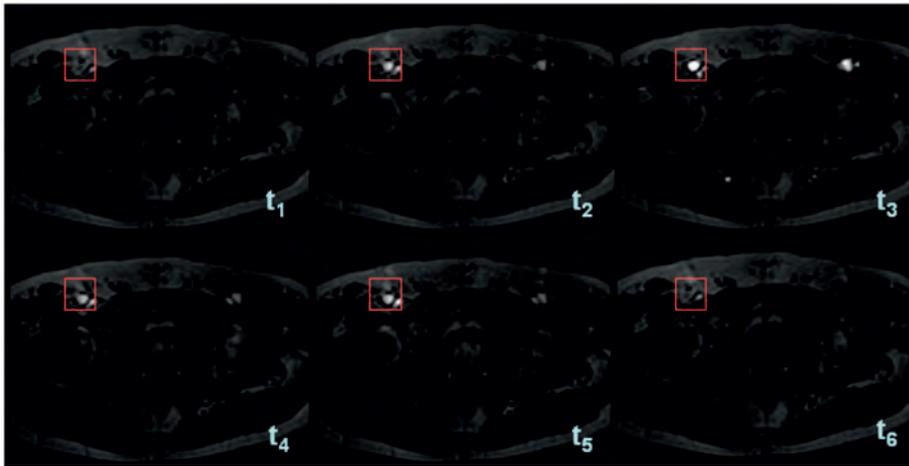


**Figura 1.** Evolución de la curva de captación de contraste en el tiempo para una región de interés (rojo) en una secuencia de perfusión potenciada en T2\*.

### Secuencias con potenciación (T2\*)

Se utilizan para el estudio de la perfusión cerebral, donde la barrera hematoencefálica impide la difusión libre del contraste al medio intersticial, de forma que éste prácticamente permanece en el interior de los vasos cerebrales.

Esta potenciación hace que aparezcan hipointensas (pierdan señal) las zonas bajo la influencia del contraste, tanto dentro los vasos como en las zonas limítrofes que experimentan también la influencia magnética del contraste (Figura 1).



**Figura 2.** Evolución de la curva de captación de contraste en una secuencia potenciada en T1 para una región de interés (cuadrado rojo). En el instante  $t = t_1$  se produce la llegada del medio de contraste a la región de interés (arteria iliaca); en  $t = t_3$  se produce el máximo en la curva, asociado a la máxima concentración del bolo de contraste o primer paso; en  $t = t_5$  se puede observar un máximo local, asociado a la fase de recirculación, o segundo paso.

De estas curvas se pueden extraer parámetros como el volumen sanguíneo cerebral (porcentaje de cada vóxel de tejido ocupado por vasos), el flujo sanguíneo cerebral y el tiempo de tránsito medio (tiempo promedio necesario para que una molécula de contraste pase a través del tejido). Estos parámetros se utilizan para graduar tumores, áreas de penumbra en isquemias y otras patologías cerebrales que guardan relación con la vascularización.

Habitualmente, se mide o se valora cualitativamente la perfusión cerebral en una zona de interés (por ejemplo, una lesión focal o un área más amplia) y se compara con la misma zona del hemisferio contralateral. De esta forma se

obtienen valores relativos que permiten concluir una alteración de la perfusión en dicha región. Como ejemplos se pueden citar el aumento del volumen y flujo sanguíneos en una lesión situada en sustancia blanca que presente rotura de la barrera hematoencefálica, o el retraso en la llegada del medio de contraste (medido a través del tiempo de tránsito medio) tras un proceso isquémico.

### Secuencias con potenciación (T1)

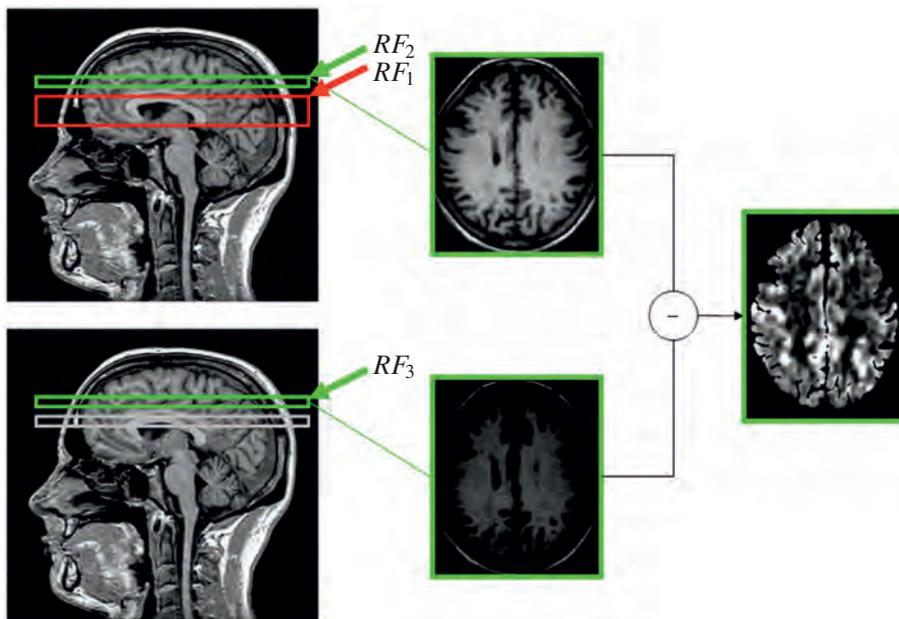
Se utilizan para el estudio de la perfusión en el resto de tejidos, donde se produce difusión libre del medio de contraste desde el lecho capilar al espacio intersticial. En este caso el efecto del contraste es un aumento de la intensidad de señal (hiperseñal) en las zonas de influencia (Figura 2).

### 1.4. Estudio del movimiento incoherente intravóxel (IVIM) del agua

La perfusión se puede interpretar como un proceso de difusión del agua dentro del lecho capilar. Para ello, se modela el vóxel como dos compartimentos: vascular (asociado a movimiento rápido de las moléculas de agua o perfusión) e intersticial (asociado al movimiento lento de las moléculas del agua). En el apartado de difusión se ha visto cómo se puede adquirir una curva con múltiples valores  $b$  de potenciación de difusión para disponer de suficientes datos para modelarla como una caída biexponencial, lo cual permite extraer la fracción de volumen vascular ( $f$ ), el componente de difusión ( $D$ ) y el componente de perfusión ( $D^*$ ).

### 1.5. Marcaje de espines arteriales, ASL (“arterial spin labeling”)

ASL es una técnica basada en el marcaje magnético del flujo sanguíneo mediante pulsos de radiofrecuencia. Primero se excitan los núcleos de hidrógeno de la sangre antes de que entren en la región de interés, de forma que la magnetización longitudinal se invierta (utilizando pulsos de  $180^\circ$ ). A continuación, cuando la sangre entra en la región de interés, se adquiere una imagen con la magnetización original del tejido más la magnetización de la sangre. Finalmente, se adquiere una segunda imagen donde la sangre no se ha marcado previamente con radiofrecuencia, de forma que al hacer la sustracción, es decir, al restar la primera imagen, queda una imagen de perfusión (Figura 3).



**Figura 3.** Esquema de la secuencia de pulsos para ASL. En verde se muestra el corte axial que se desea adquirir y en rojo el volumen sanguíneo que se excita previamente.

## 2. Angiografía

### 2.1. Introducción

Los estudios angiográficos permiten evaluar con una muy buena resolución espacial la morfología de las estructuras vasculares. Estos estudios se pueden realizar con o sin la ayuda de un medio de contraste exógeno intravascular.

Las técnicas angiográficas con medios de contraste exógenos son más rápidas y ofrecen una mejor razón contraste-ruido. En el caso de utilizar medios de contraste inespecíficos, la adquisición debe ser lo suficientemente rápida como para obtener imágenes en los instantes previos a la extravasación y difusión del medio de contraste. También existe la posibilidad de utilizar medios de contraste específicamente intravasculares, que permanecen durante más tiempos en el sistema vascular.

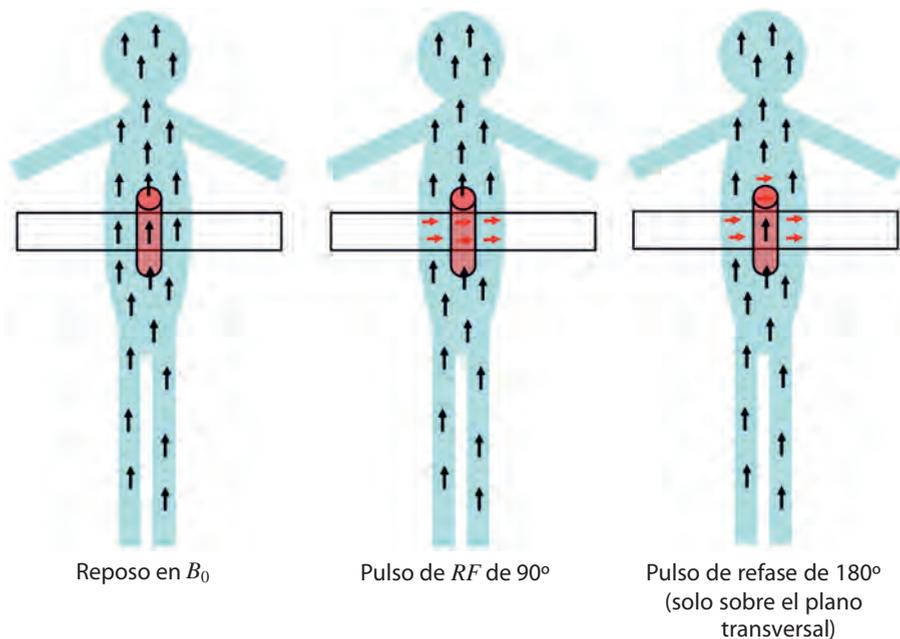
El medio de contraste tiene el efecto de acortar el T1 de la sangre, lo que permite generar un contraste muy bueno con tejidos circundantes. Se utiliza una secuencia 3D eco de gradiente con supresión de la magnetización residual, un tiempo de repetición (TR) corto para tener poca señal del tejido circundante

estacionario y un tiempo de eco (TE) corto para minimizar los efectos T2\*. La adquisición de las imágenes en la región de interés debe estar correctamente sincronizada con la llegada del medio de contraste ("bolus tracking"), para asegurar que el relleno del centro del espacio k coincide con la llegada de la mayor concentración de contraste.

Las técnicas angiográficas sin medios de contraste exógenos requieren tiempos mayores de adquisición, pero presentan un menor riesgo para los pacientes y tienen un coste menor.

Se pueden diferenciar dos técnicas de angiografía por RM sin contraste:

- Técnicas "inflow" o TOF ("time of flight").
- Técnicas de contraste de fase ("phase contrast").



**Figura 4.** Izquierda: paciente en reposo sometido a  $B_0$ . Centro: se aplica un pulso de RF de  $90^\circ$  que actúa sólo sobre la zona marcada. Derecha: pasado cierto tiempo se aplica un pulso de refase de  $180^\circ$  que actúa sólo sobre los momentos magnéticos que están en el plano transversal. La sangre marcada magnéticamente sale del plano y no se ve afectada por el pulso de  $180^\circ$ , mientras que la sangre nueva (no marcada magnéticamente) ha entrado en el plano. Al no tener magnetización en el plano transversal tampoco se ve afectada por el pulso de  $180^\circ$ , con lo cual no devuelve señal (aparecerá negra en la imagen final).

## 2.2. Técnicas TOF

Permite detectar diferencias por la absorción selectiva de pulsos de RF entre los protones en movimiento (asociados a los fluidos) y los protones estáticos. Se divide a su vez en dos técnicas, conocidas como sangre negra y sangre blanca.

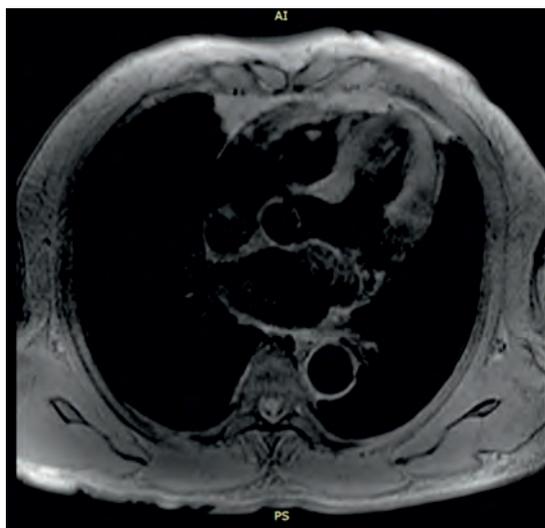
### 2.2.1. Sangre negra

Está basada en secuencias eco de espín y se denomina de sangre negra porque se emplea para visualizar la luz del vaso, anulándose la señal de la sangre (vacío de señal).

En el esquema de la figura 4 se detallan los pasos que se siguen en la secuencia TOF de sangre negra.

La técnica TOF de sangre negra depende de la velocidad de la sangre (a mayor velocidad se consigue un mayor efecto en menos tiempo), del grosor de corte seleccionado (a menor grosor de corte también se tiene mayor efecto) y del TE (a mayor TE mayor efecto).

En la figura 5 se muestra un ejemplo de TOF de sangre negra para estudio de cavidades y vasos cardiacos.



**Figura 5.** Ejemplo de TOF de sangre negra. Se aprecian en negro los vasos y cavidades ocupadas por sangre.

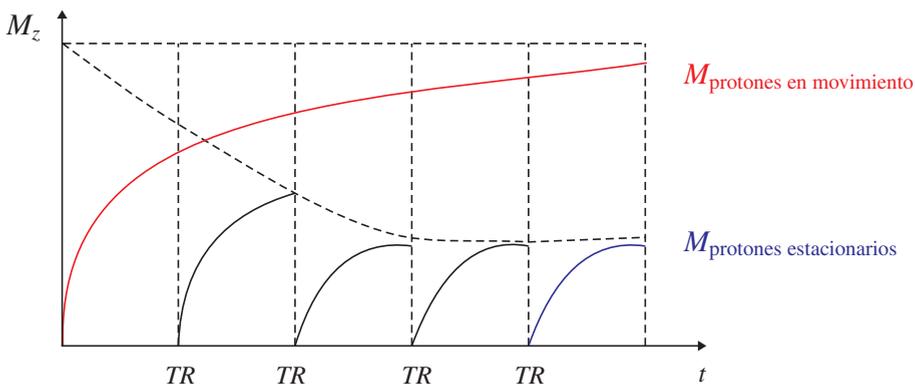
Entre las aplicaciones clínicas más destacadas de esta técnica están la obtención de imágenes morfológicas de los vasos y estructuras adyacentes y el estudio de las placas de ateroma y trombos.

Como limitaciones de la técnica cabe destacar la propiedad laminar del flujo, que puede condicionar la aparición de regiones donde el flujo sanguíneo es más lento, con lo que no desaparecería totalmente la señal. También pueden presentar problemas el flujo tortuoso y los reflujos. Estas limitaciones se pueden compensar empleando pulsos de presaturación antes de que la sangre llegue al corte de interés.

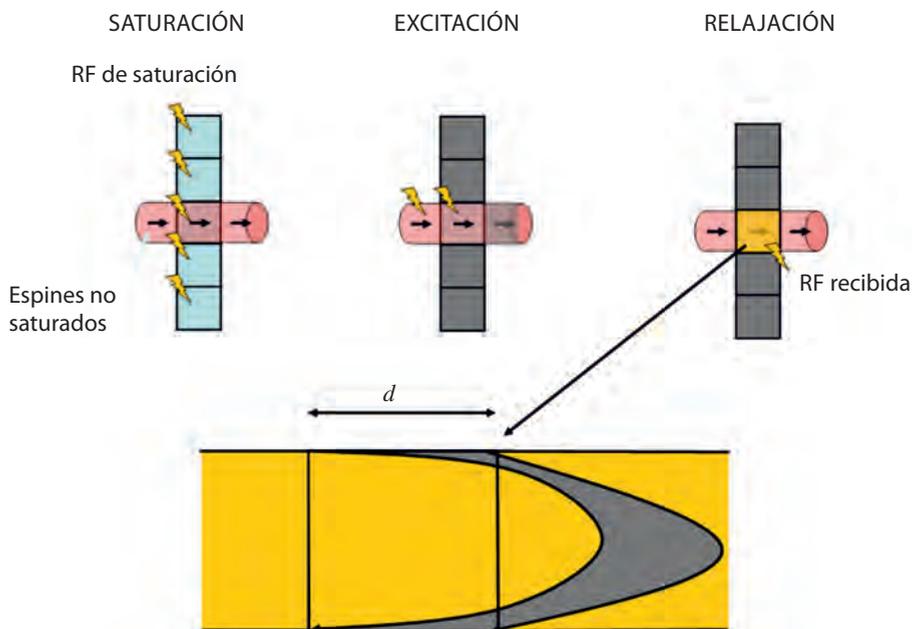
### 2.2.2. Sangre blanca

Está basada en secuencias eco de gradiente y se utiliza para visualizar el flujo arterial y venoso, que aparece hiperintenso. En comparación a las secuencias de sangre negra, basadas en eco de espín, en esta técnica sólo se emplea un pulso de RF (no se emplea el pulso de refase de  $180^\circ$ ) por cada TR.

Para adquirir imágenes de la sangre es necesario realizar una saturación del tejido mediante una secuencia eco de gradiente muy rápida, utilizando valores de TR y TE muy cortos. De esta forma, si el TR utilizado es mucho menor que el T1 de los tejidos, éstos no recuperarán la magnetización longitudinal original, con lo que se consigue en el estado estacionario una diferencia de magnetización entre lo que se mueve y lo estático, tal y como se muestra en la figura 6.



**Figura 6.** Estado estacionario (“steady state”) conseguido con un valor de TR muy corto. Tras un cierto tiempo, los protones estacionarios presentan un estado de saturación (baja señal), producida por la dificultad en recuperar la magnetización longitudinal. Se puede observar la diferencia de señal entre los protones móviles y los estacionarios.



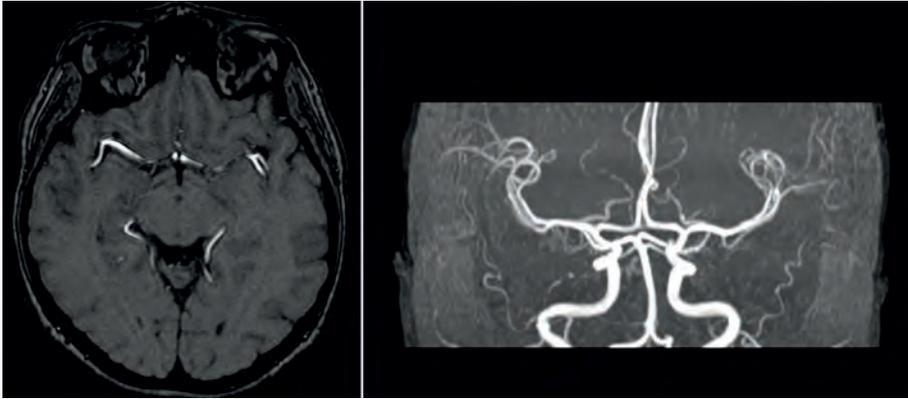
**Figura 7.** Izquierda: fase de saturación del tejido durante la que se consigue el estado estacionario. Centro: aplicación de un pulso de RF que excita sólo la sangre nueva (no saturada) que entra en la región a estudiar. Derecha: se obtiene señal principalmente de la sangre entrante. Inferior: representación del flujo laminar, donde se observa el flujo saliente de la zona de interés de los protones saturados (en gris).

En el siguiente esquema (Figura 7) se muestran las fases de saturación-excitación-relajación para la obtención de una imagen TOF de sangre blanca.

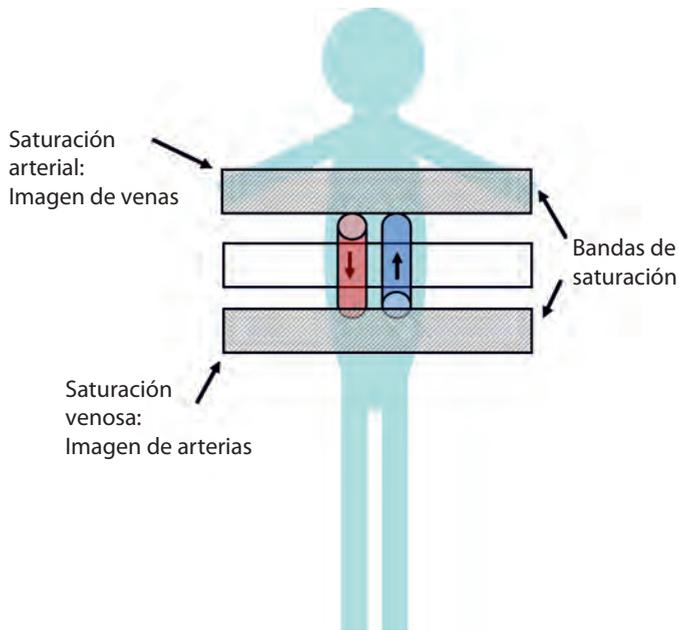
El grosor de corte (o distancia  $d$ , en la figura 7) viene determinado por la velocidad de la sangre y el TR de la secuencia. Para conseguir espesores de corte pequeños es necesario emplear valores de TR muy bajos, para lo cual se requieren gradientes muy rápidos.

En la figura 8 se muestra un ejemplo de adquisición de una angiografía cerebral por técnica TOF en sangre blanca.

Con la utilización de bandas de saturación de señal localizadas correctamente es posible realizar angiografías más selectivas basadas en esta técnica que muestren sólo la morfología de los vasos con sangre entrante en el plano de interés. En la figura 9 se muestra un ejemplo simplificado que permitiría obtener imágenes angiográficas de venas o arterias por separado.



**Figura 8.** Ejemplo de adquisición TOF en sangre blanca (izquierda), donde destaca la sangre con valores hiperintensos. En la imagen de la derecha se puede observar la reconstrucción 3D del polígono de Willis, obtenido a partir de varios cortes adyacentes a distinto nivel.

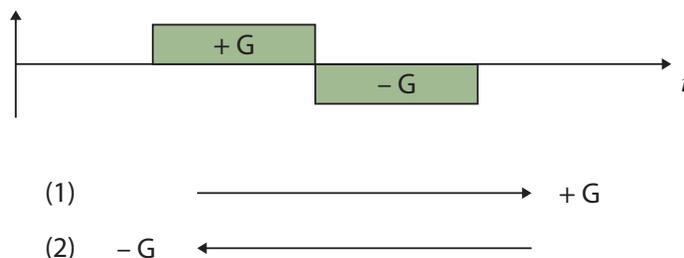


**Figura 9.** Esquema simplificado en el que se muestra la posibilidad de obtener imágenes angiográficas de venas y arterias por separado, basándose en la utilización de bandas de saturación que originan que la sangre que entra en el plano de estudio presente después poca señal en la imagen resultante.

De forma análoga a la técnica de sangre negra, cuando la sangre fluye más lenta de lo esperado o presenta alguna tortuosidad, se obtendrá menor nivel de señal y la imagen resultante será menos brillante en las regiones que presenten estas alteraciones.

### 2.3. Técnica de contraste de fase (“phase contrast”)

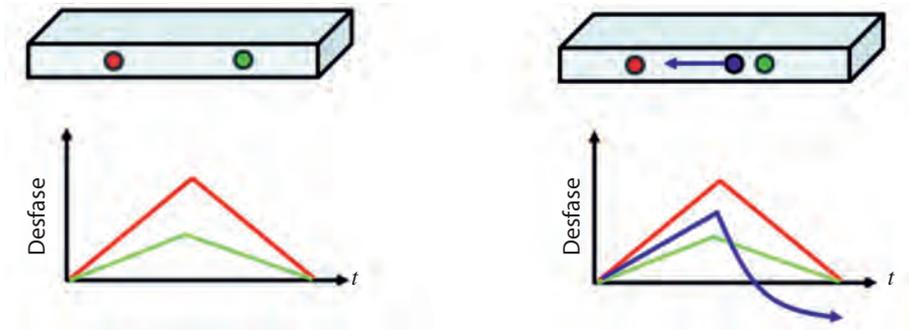
Permite detectar diferencias bajo la influencia de los gradientes entre los protones estáticos y los protones en movimiento (asociados a fluidos). Para ello se emplean gradientes bipolares, es decir, gradientes consecutivos de igual amplitud y duración pero signo distinto (Figura 10).



**Figura 10.** Cronograma de aplicación de un gradiente bipolar, con lóbulos de igual amplitud y duración pero signo distinto. Se aplica primero un gradiente de valor positivo (1) y a continuación un gradiente de valor negativo (2).

De esta forma, en el global, los protones en movimiento cambian de fase al percibir valores netos distintos de campo magnético, mientras que los protones estacionarios la mantienen (Figura 11), ya que la variación neta de campo magnético que perciben producida por el gradiente bipolar es nula. Cabe recordar que en RM es posible aplicar cualquier combinación lineal de gradientes ( $X$ ,  $Y$  y  $Z$ ) para obtener planos en cualquier dirección del espacio.

El desfase total de los protones es proporcional a la velocidad de flujo, por lo que es necesario configurar correctamente en la secuencia de adquisición la velocidad del flujo que se desea estudiar (parámetro VENC o “velocity encoding”) (Tabla 1). Esta velocidad condiciona la amplitud del gradiente bipolar a aplicar.

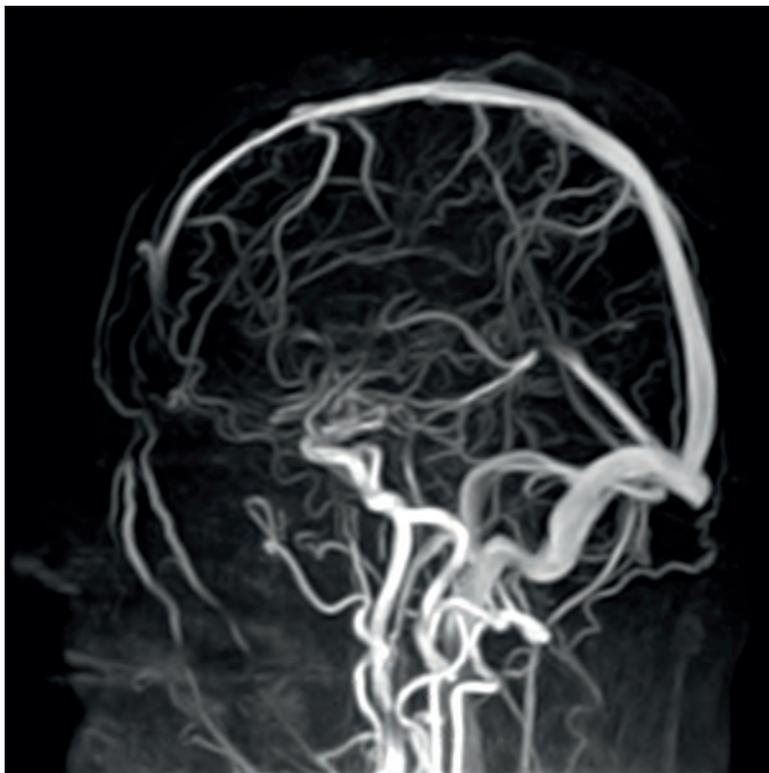


**Figura 11.** Izquierda: desfase total nulo producido en dos protones estacionarios tras la aplicación del gradiente bipolar. Derecha: desfase total no nulo para el protón en movimiento (azul) tras la aplicación del gradiente bipolar.

Localización del fluido	Velocidad habitual
Arterias carótidas	70 cm/s
Arterias cerebrales	40 cm/s
Arteria aorta	150 cm/s
Arterias pulmonares	80 cm/s
Arterias renales	80 cm/s
Arterias iliacas	80 cm/s
Arterias femorales	90 cm/s
Arterias poplíteas	60 cm/s
Líquido cefalorraquídeo	7 cm/s
Vena porta	15 cm/s

**Tabla 1.** Velocidades habituales de los fluidos. Estas velocidades se utilizan como referencia para programar el parámetro "velocidad de codificación" (*encoding velocity*) de las secuencias de RM en contraste de flujo.

Las imágenes obtenidas mediante esta técnica ofrecen información de velocidad (magnitud) y de la fase (sentido) de los flujos. Habitualmente, la empleada para diagnóstico es la imagen de módulo de la velocidad, sin tener en cuenta el sentido (Figura 12).

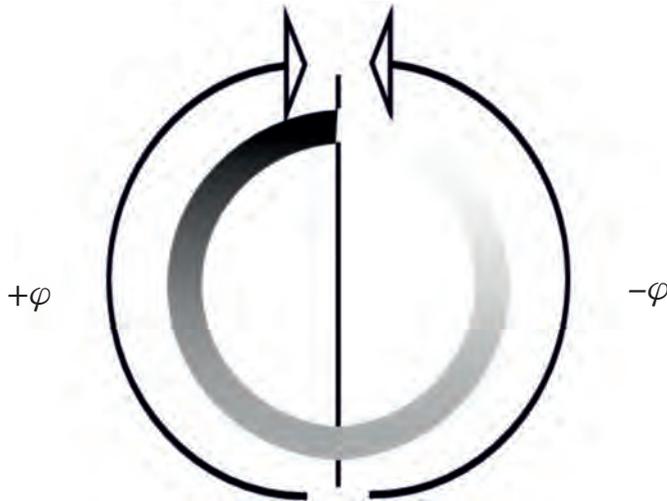


**Figura 12.** Imagen de módulo, donde la intensidad es proporcional a la velocidad del fluido.

### Artefacto de “aliasing”

La codificación de la velocidad se realiza a partir de las variaciones de fase experimentadas por los protones. Para ello se establece una relación lineal entre la velocidad de codificación y el desfase observado, de forma que un desfase máximo positivo ( $180^\circ$ ) queda asociado a una velocidad máxima positiva, es decir, la velocidad especificada por el parámetro VENC en un sentido (por ejemplo, superior-inferior), y viceversa. Los valores extremos de velocidad aparecerán reflejados en la imagen final como blanco (desfase y velocidad máxima en un sentido) o negro (desfase y velocidad máximos en sentido contrario). En la figura 13 se muestra un ejemplo del rango de asignación de intensidades de señal a partir del desfase observado.

Se puede deducir que este sistema de codificación funcionará correctamente cuando las velocidades de los fluidos estén en el rango de las velocidades esperadas. Sin embargo, cuando un fluido es hiperdinámico, como en el



**Figura 13.** Esquema de codificación de las fases (velocidades) mediante una escala de grises. Las fases positivas (0 a 180°) corresponden a velocidades en un sentido (por ejemplo, superior-inferior). Las fases negativas (0 a -180°) corresponden a velocidades en sentido contrario (por ejemplo, inferior-superior). El nivel de gris codifica la magnitud de la velocidad, correspondiendo el nivel de gris intermedio a la velocidad nula.

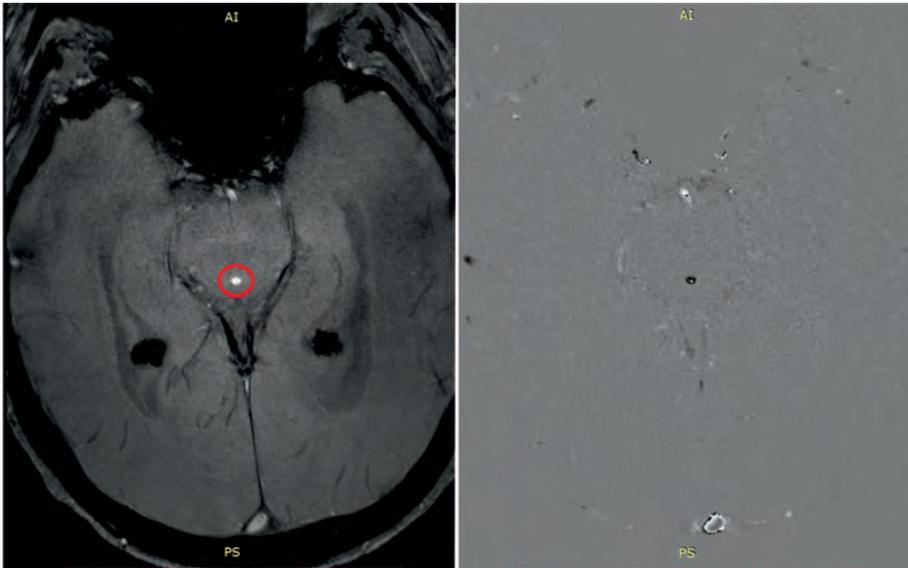
caso del líquido cefalorraquídeo en la hidrocefalia de presión normal, esta codificación puede ser errónea. Hay que tener en cuenta que la fase es cíclica, por lo que en esta situación, valores más elevados de velocidad que lo establecido en VENC (tanto en un sentido como en otro) se relacionarán de forma errónea con valores de fase ya asignados a otras velocidades menores. Este efecto se conoce como artefacto de solapamiento o *"aliasing"*, y es fácilmente observable en las imágenes como cambios bruscos de la intensidad.

En la figura 14 se muestra un ejemplo de artefacto de *"aliasing"* en un estudio de flujo de líquido cefalorraquídeo.

### 3. Susceptibilidad

#### 3.1. Introducción

La susceptibilidad ( $\chi_0$ ) es una propiedad de la materia relacionada con la magnetización interna de una estructura que se produce como consecuencia de la interacción con un campo magnético externo. Puede interpretarse como una medida de la facilidad que presenta para magnetizarse por influencia de un campo magnético dado.



**Figura 14.** Artefacto de “aliasing”. Izquierda: imagen de módulo donde se observa el acueducto de Silvio con alta intensidad, indicador de la presencia de flujo de líquido cefalorraquídeo. Derecha: en la imagen de fase, correspondiente a la velocidad y sentido de la misma, se puede observar que el acueducto presenta valores oscuros a excepción de una pequeña zona con valores hiperintensos. Esta zona está asociada a una velocidad del flujo mayor que VENC y que se ha representado como velocidad elevada, pero en sentido contrario.

### 3.2. Clasificación

El comportamiento magnético de un material depende de la respuesta del electrón y los dipolos magnéticos atómicos bajo un campo magnético externo. Las propiedades magnéticas de los materiales dependen de su estructura electrónica y de los movimientos propios de los electrones: movimiento orbital y de espín.

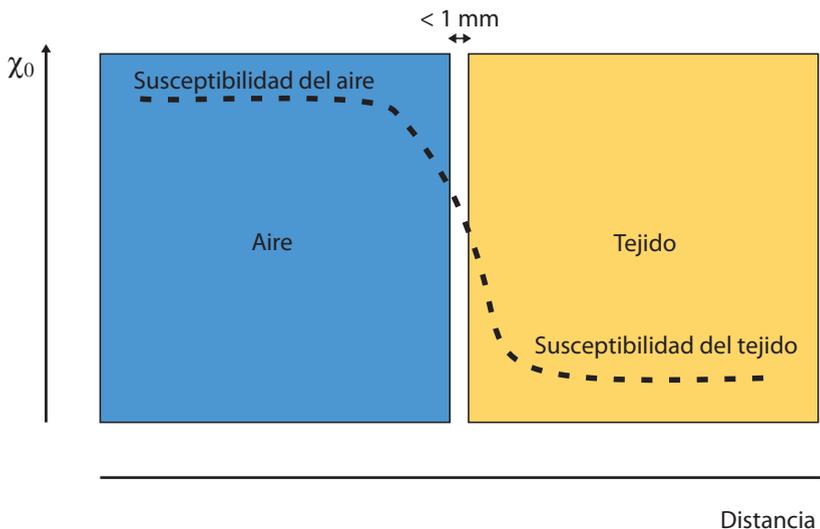
Podemos considerar tres tipos de materiales:

- Paramagnéticos
  - Los materiales paramagnéticos se caracterizan por tener una susceptibilidad positiva, relativamente pequeña.
  - Bajo la acción de un campo magnético externo los momentos magnéticos de los átomos tienden a alinearse en la dirección del campo.
  - Ejemplos: desoxihemoglobina, ferritina, hemosiderina, gadolinio.

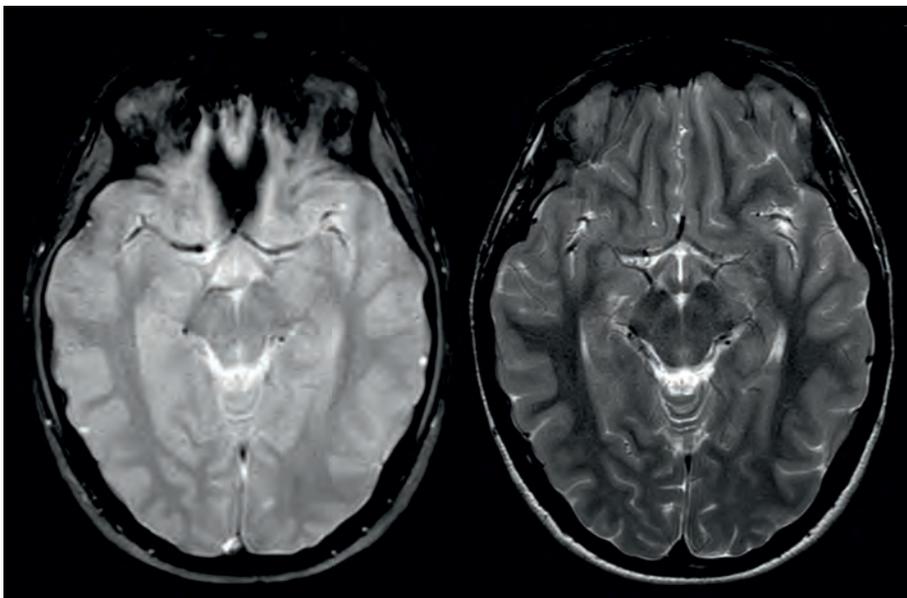
- Ferromagnéticos
  - Los materiales ferromagnéticos se distinguen por presentar una susceptibilidad positiva muy grande (de  $10^3$  a  $10^{11}$  veces mayor que los otros materiales).
  - Tienen también memoria magnética.
  - Ejemplos: hierro, cobalto, níquel.
- Diamagnéticos
  - Los materiales diamagnéticos se caracterizan por presentar una susceptibilidad negativa.
  - Bajo la acción de un campo magnético externo se produce una magnetización distinta a 0, opuesta al campo magnético externo.
  - Ejemplos: tejidos biológicos.

### 3.3. El artefacto de susceptibilidad

El artefacto de susceptibilidad es un efecto no deseado en la imagen que aparece en las zonas intermedias entre tejidos con susceptibilidades magnéticas muy distintas, como las interfaces entre aire y tejidos (Figura 15), hemoglobina y tejido o hueso y tejido.



**Figura 15.** Gradiente de campo magnético no deseado producido en la interfaz entre aire y tejido.



**Figura 16.** Izquierda: pérdida de señal localizada alrededor del seno esfenoidal. Derecha: compensación de la pérdida de la señal mediante una secuencia eco de espín.

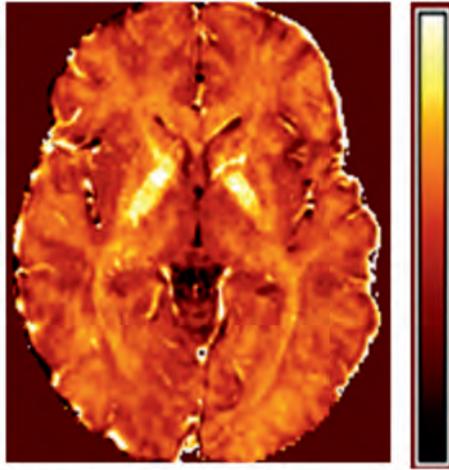
En la siguiente imagen (Figura 16) se puede apreciar los efectos del artefacto de susceptibilidad por la presencia de aire.

Tal y como se muestra en la figura 2, se puede minimizar este artefacto empleando secuencias eco de espín con pulso de refase de  $180^\circ$  que, como se introdujo en el tema correspondiente, permite corregir fuentes de heterogeneidad magnética constantes.

Cabe destacar también que el artefacto de susceptibilidad también puede ser útil para afinar el diagnóstico. Utilizando secuencias eco de gradiente se pueden observar mejor los focos hemorrágicos antiguos ricos en hemosiderina (pigmento ferruginoso), las metástasis de melanomas ricos en melanina o las lesiones calcificadas.

### 3.4. Imagen ponderada en susceptibilidad

La ponderación en susceptibilidad, SWI (*"Susceptibility weighted imaging"*), permite combinar imágenes de fase con imágenes de magnitud para conseguir imágenes con gran contraste y sensibilidad para ver venas, hemorragias y acumulaciones de hierro (Figura 17).



**Figura 17.** Ejemplo de una imagen paramétrica coloreada que indica la concentración de hierro.

Como se ha visto en apartados anteriores, la imagen ponderada en susceptibilidad también es la base para la obtención del contraste BOLD en los estudios de RM funcional y para la obtención de imágenes de perfusión cerebral (contraste T2\*). También se puede emplear para la obtención de mapas de temperatura, de utilidad para evaluar los efectos del tratamiento de algunos tipos de tumores mediante el aumento controlado de la temperatura.

## 4. Referencias

- [1] DONAHUE K.M., BURSTEIN D., MANNING W.J., GRAY W.L. (1994). "Studies of Gd- DTPA relaxivity and proton exchange rates in tissue". Magn. Reson. Med. 32:66-76.

## 5. Bibliografía

- [1] BIGLANDS J.D., RADJENOVIC A., RIDGWAY J.P. (2012). "Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part II". J. Cardiovasc. Magn. Reson. 20:14-66.
- [2] DI LEVA A., LAM T., ALCAIDE-LEON P., BHARATHA A., MONTANERA W., CUSIMANO M.D. (2015). "Magnetic resonance susceptibility weighted imaging in neurosurgery: current applications and future perspectives". J. Neurosurg. 123(6):1453- 1475.

- [3] HARTUNG M.P., GRIST T.M., FRANÇOIS C.J. (2011). "*Magnetic resonance angiography: current status and future directions*". J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2011;13:19.
- [4] JACKSON A., BUCKLEY D.L., PARKER G.J.M. (2006). Eds. "*Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging in oncology*". Springer.
- [5] JAHNG G.H., LI K.L., OSTERGAARD L., CALAMANTE F. (2014). "*Perfusion magnetic resonance imaging: a comprehensive update on principles and techniques*". Korean J. Radiol. 15(5):554-577.
- [6] RIDGWAY J.P. (2010). "*Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I*". J. Cardiovasc. Magn. Reson. 30:12-71.



**Tema 11:**  
Espectroscopia por  
Resonancia magnética

**Ángel Alberich-Bayarri**



# Espectroscopia por Resonancia magnética

Ángel Alberich-Bayarri  
Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI2<sup>30</sup>)  
Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia  
QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine  
alberich\_ang@gva.es

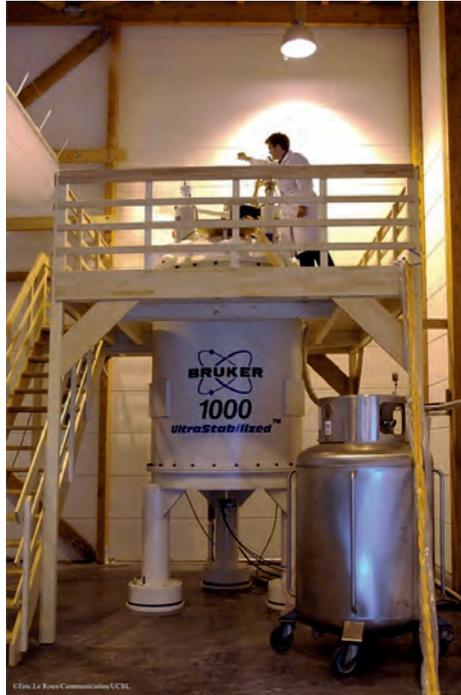
## 1. Introducción

El descubrimiento del fenómeno de la “Resonancia Magnética Nuclear” tuvo lugar en 1946 de manera simultánea e independiente por Bloch en Stanford y Purcell en Harvard. En 1950, Proctor y Yu descubrieron el efecto del desplazamiento químico por apantallamiento electrónico. Observaron que los núcleos del mismo tipo tenían diferentes frecuencias de resonancia.

El uso de la RM para la obtención de imágenes del cuerpo humano no llegó hasta la década de los 70. La espectroscopia por RM se ha convertido en la técnica más usada en el análisis de las interacciones moleculares y la identificación de compuestos químicos. Las características principales que han propiciado el uso de la técnica son su naturaleza no destructiva y su sensibilidad al entorno molecular y al átomo.

El estudio de elementos biológicos y no biológicos por espectroscopia RM es de especial relevancia para el análisis de determinadas moléculas o sistemas bien caracterizados. Para el análisis por RM espectroscópica de determinadas muestras de tejidos o materiales aislados, se requiere una preparación muy buena de las mismas. Las impurezas pueden llegar a producir señales que se interfieren y no se pueden separar de la propia señal de la muestra.

El análisis “*ex vivo*” de muestras celulares o tejidos permite conocer la actividad metabólica y ha proporcionado avances de gran relevancia dentro de la ciencia de la bioquímica. Para el estudio “*ex vivo*” se requieren campos magnéticos muy elevados (de hasta 25 T). La terminología empleada en los equipos está orientada a la frecuencia de precesión y no al campo magné-



**Figura 1.** Equipo para espectroscopia RM “ex vivo” de 1000 MHz (23,5 T). Bruker®.

tico. Actualmente también permiten hacer imagen,  $\mu$ MRI (“*Micro Magnetic Resonance Imaging*”). En la figura 1, se puede apreciar un equipo de RM para espectroscopia de muestras.

La clave para el uso de la técnica “*in vivo*” es la localización y posicionamiento de las señales de RM de un determinado volumen de tejido en el interior del cuerpo humano. Los gradientes de campo magnético han permitido, por ejemplo, que se puedan obtener señales espectroscópicas de un vóxel situado en el centro del cerebro para caracterizar células tumorales.

Las técnicas de localización son similares a las utilizadas en imagen. Las señales espectroscópicas se adquieren en volúmenes o vóxeles relativamente grandes. Las señales detectadas provienen de moléculas y metabolitos cuya concentración en los tejidos es de 1000 a 100 000 veces menor que el  $H_2O$ . Podemos concluir por tanto, que el agua será uno de los principales inconvenientes en la cuantificación del espectro por RM. Las diferentes técnicas de supresión de la señal de agua y la correcta sintonización del equipo de RM sobre el agua, es un factor muy importante en el análisis espectroscópico por RM. En general, se trabaja sobre el protón de hidrógeno, aunque la espectroscopia

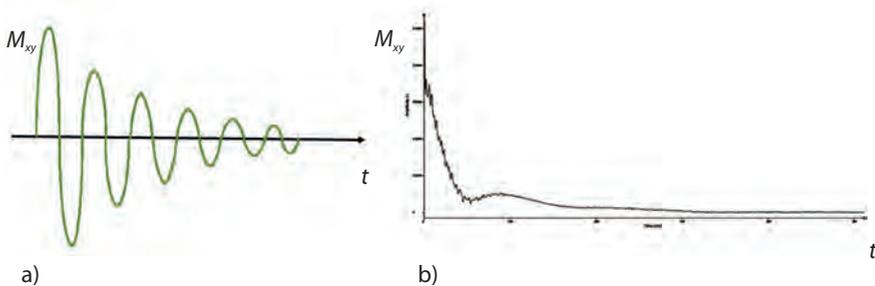
centrada en otros núcleos, como el fósforo ( $^{31}\text{P}$ ) está también muy extendida y es de gran utilidad en el estudio del metabolismo energético muscular.

El objetivo de este tema es proporcionar una visión integral de la Espectroscopia por RM (ERM) “*in vivo*”, mediante la comprensión de las secuencias principales y las configuraciones que se utilizan en la adquisición del espectro de hidrógeno en la actualidad, así como los métodos de procesamiento de la señal, la cuantificación de las concentraciones de los diferentes metabolitos y la interpretación de las alteraciones del espectro en las diferentes condiciones patológicas.

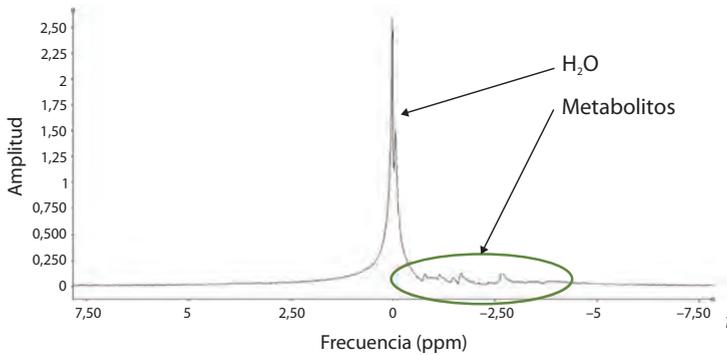
## 2. Conceptos físicos y principios de la relajación en RM

El fenómeno de la RM está principalmente gobernado por procesos de excitación-relajación, en los que los protones de la muestra se excitan a su frecuencia de resonancia mediante un pulso de radiofrecuencia (RF). Tras la excitación, los protones pierden de manera progresiva su energía y emiten la energía previamente recibida en el proceso conocido como relajación. En el inicio del proceso de relajación, se puede capturar la señal de RM generada gracias a la colocación de una bobina receptora. La señal recibida se corresponde con la pérdida de la magnetización en el plano transversal y se conoce como señal de caída libre de la inducción, FID (“*Free Induction Decay*”). La representación teórica de la FID, y la más extendida en los libros de RM se pueden apreciar en la figura 2a. En condiciones reales la FID incorpora señales de resonancia a diferentes frecuencias (véase la figura 2b para observar una FID real).

La señal FID se puede interpretar de una manera más intuitiva si aplicamos una transformada de Fourier para trasladarla al dominio frecuencial (Figura 3).



**Figura 2.** Equipo para espectroscopia RM “*ex vivo*” de 1000 MHz (23,5 T). Bruker®.



**Figura 3.** Espectro original sin procesar obtenido en un equipo de RM de 3 teslas. La concentración del agua es significativamente más elevada que los metabolitos de interés. Será por tanto necesario aplicar filtros de eliminación de agua para el estudio de los mismos (Martí-Bonmatí y Alberich-Bayarri 2012).

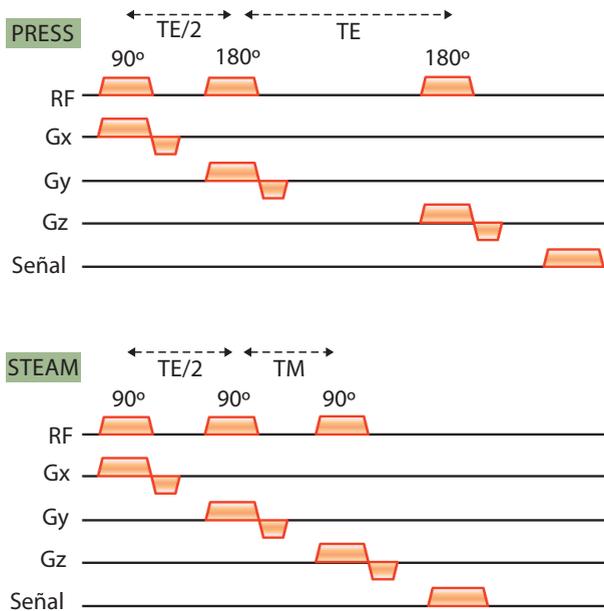
El hecho de que los átomos de un mismo elemento en diferentes partes de una molécula presenten diferentes frecuencias de resonancia se debe principalmente a dos factores: el apantallamiento electrónico y el acoplamiento J. El apantallamiento electrónico es el principal fenómeno que provoca un desplazamiento químico entre los diferentes metabolitos. El acoplamiento J está relacionado con la influencia del campo magnético de un núcleo sobre el campo existente en un núcleo vecino.

### 3. Adquisición de ERM clínica

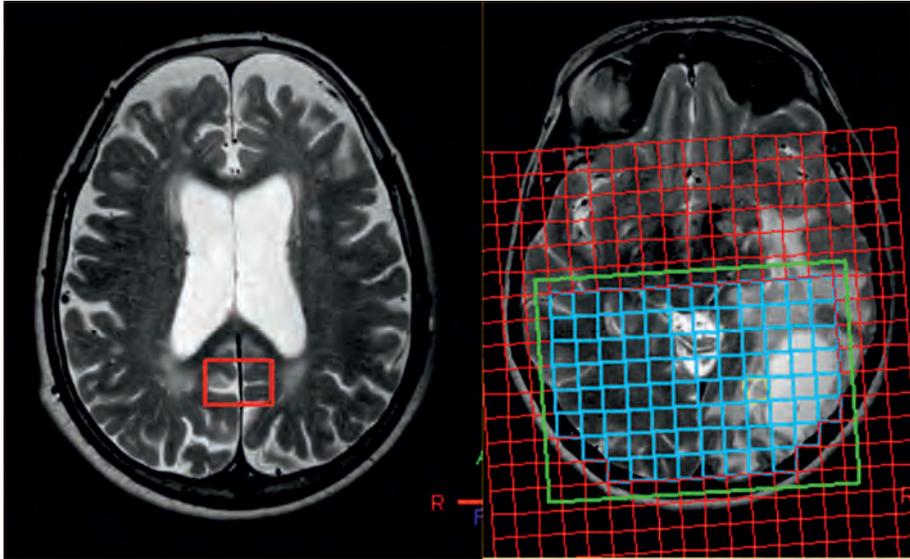
La primera fase de la adquisición es la preparación de la secuencia, que se inicia por una adecuada planificación de la geometría y la localización en la que se desea obtener la señal espectroscópica, garantizando la cobertura de toda la región de interés. Para la planificación de la secuencia de ERM debe utilizarse la secuencia de imagen más reciente, ya que de esta forma minimizaremos la posibilidad de aparición de errores de localización por movimientos del paciente. Desde la perspectiva del equipo de RM y la configuración de la radiofrecuencia, la fase de preparación consiste en un primer paso de sintonización de la frecuencia central, la homogeneización del volumen y la supresión de agua. Uno de los pasos más relevantes es el de la homogeneización o “*shimming*” del volumen a adquirir. Este proceso lo realiza de forma automática el equipo, sin embargo, es recomendable verificar la efectividad del mismo en los resultados de la fase de preparación del espectro, persiguiendo conseguir, en el agua, anchuras del pico a la mitad de la máxima altura, FWHM (“*Full-Width at Half Maximum*”), por debajo de los 10 Hz. Para ello es importante no incluir tejidos con susceptibilidades magnéticas muy diferentes dentro del volumen.

Como recomendación, en la adquisición de ERM en tejidos como la sustancia gris del cerebro, se evitará incluir hueso dentro del volumen de interés. Si el volumen incluye elementos o tejidos con susceptibilidades magnéticas muy diferentes, la relajación de la magnetización será mucho más rápida y el ancho del pico del agua será mayor. De manera opuesta, un buen "shimming" permitirá una relajación más lenta, proporcionando un pico de agua más estrecho y con una menor FWHM. El último paso en la preparación es la supresión del pico de agua, que al igual que ocurría con la supresión de grasa en imagen, existen diferentes tipos de secuencias, en función de si se utiliza un pulso de inversión-recuperación (IR) o bien, una técnica de supresión espectral.

Existen aproximaciones muy diferentes para el estudio de las diferentes metodologías de adquisición de ERM disponibles en la actualidad. La primera manera de clasificar las adquisiciones de ERM es en función del tipo de secuencia y el volumen de adquisición. Al igual que en las secuencias de imagen, existen dos tipos de secuencias, la PRESS ("Point-Resolved Spectroscopy") y la STEAM ("Stimulated Echo Acquisition Mode"). La secuencia PRESS está basada en Eco de Espín (SE) y produce mayor Razón Señal-Ruido (SNR) que la STEAM. La ventaja de las secuencias STEAM es que permiten obtener Tiempos de Eco (TE) más cortos, en los que es posible estudiar un mayor número de metabolitos (Figura 4).



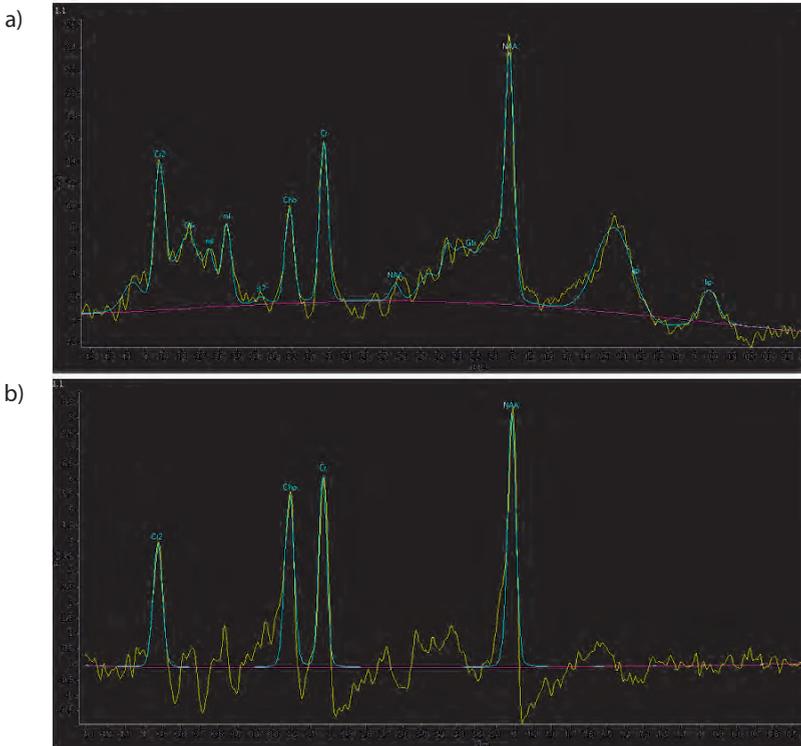
**Figura 4.** Diagramas de pulsos en secuencia PRESS y secuencia STEAM (Martí-Bonmatí y Alberich-Bayarri 2012).



**Figura 5.** Adquisición de vóxel único en sustancia gris posterior (izquierda). Adquisición multivóxel en un Glioblastoma multiforme, cubriendo la lesión y la región cerebral contralateral (derecha) (Martí-Bonmatí y Alberich-Bayarri 2012).

En relación a las adquisiciones de espectro en diferentes vóxeles (ERM multivóxel) se pueden generar imágenes paramétricas de las concentraciones metabólicas (técnica también conocida como CSI (“*Chemical Shift Imaging*”) o imagen espectroscópica). En la figura 5 se puede apreciar un ejemplo de ERM de vóxel único y multivóxel.

Las adquisiciones también se pueden clasificar en función del tiempo de eco, ya que nos permite controlar los metabolitos visibles en la señal. Si utilizamos un TE corto (alrededor de 30 ms), los metabolitos que tengan tanto un T2 corto como largo, contribuirán a la señal recibida. Si el TE es largo (como por ejemplo 270 ms) la relajación de los metabolitos con un T2 corto habrá finalizado y no contribuirá a la señal. Un TE largo de utilidad es 144 ms ya que el lactato, como indicador de hipoxia celular, se invierte en este tiempo de eco y puede diferenciarse adecuadamente de la resonancia de los lípidos, que ocurre en la misma banda frecuencial. En la figura 6 se puede apreciar el espectro con un TE corto (32 ms) y uno largo (136 ms).



**Figura 6.** En a), espectro de vóxel único adquirido a TE corto. En b), espectro de vóxel único adquirido a TE largo (Martí-Bonmatí y Alberich-Bayarri 2012).

## 4. Procesamiento y análisis de la señal

Una vez se haya adquirido la información de espectroscopia por RM, necesitamos analizar la señal para la extracción de información cuantitativa que permita realizar la evaluación clínica. Existen diferentes aplicaciones de software que permiten realizar los análisis de ERM y que son más adaptables que las herramientas creadas por los fabricantes, pues en muchos casos no permiten modificar suficientemente los parámetros de los algoritmos de ajuste, resultando en cuantificaciones no fiables. Por ello, se han establecido herramientas como “jMRUI” y “LCmodel”, que se están usando ampliamente entre la comunidad investigadora y en la aplicación clínica de los análisis de ERM. El primer paso en el procesamiento es la eliminación del agua residual, ya que, aunque hayamos utilizado pulsos de supresión de agua en la fase de preparación, existe señal residual de agua en el espectro reconstruido que debe filtrarse. Habitualmente se aplica un filtro selectivo elimina-banda entre 4,30 y 5,10 ppm. Posteriormente

se aplica un filtro de apodización (*"apodization filter"*) para reducir el ruido. Tras la minimización del ruido, se aplica una corrección de la fase del espectro para conseguir un mismo valor de línea base a lo largo de todas las frecuencias. Finalmente se corrige la desviación con respecto al 0 u ófset.

Los pasos se resumen en los siguientes:

1. Filtrado del pico de agua.
2. Filtrado de apodización.
3. Corrección de fase.
4. Corrección de línea base.

Tras la fase de preparación de la señal, se deben cuantificar las concentraciones de los metabolitos existentes en el espectro. Aunque hay herramientas de software que realizan el análisis en el tiempo y otras en frecuencia, de manera conceptual la explicación es mucho más intuitiva sobre el dominio frecuencial. Para la obtención de la concentración de los metabolitos en el tejido, debemos calcular el área delimitada por el pico y la línea base, ya que existe una relación directa entre el área bajo el pico y la concentración. La cuantificación puede realizarse tanto mediante valores relativos o absolutos. En la cuantificación absoluta, el principal inconveniente es que incrementa significativamente el tiempo de adquisición, ya que idealmente el tiempo de repetición (TR) debería ser de 5 segundos (aproximadamente el tiempo de relajación del agua). En la cuantificación relativa, las áreas de los metabolitos se normalizan contra un metabolito de referencia como es la creatina (con abreviatura, Cr), que es un metabolito bastante estable y está relacionado con los niveles de metabolismo energético.

## 5. Metabolitos en cerebro y próstata

En cada región anatómica es importante conocer qué metabolitos pueden cuantificarse en los tejidos. Para establecer los valores de frecuencia de resonancia, en la práctica clínica se trabaja con frecuencias relativas. Para ello, se toma como referencia el tetrametilsilano y se calculan las desviaciones en ppm de todos los metabolitos con respecto al tetrametilsilano. La ventaja principal es que la unidad de frecuencias relativas en ppm, son las mismas en cualquier campo magnético (por ejemplo, el agua y la grasa están separados 3,4 ppm en cualquier equipo de RM con independencia del campo magnético, sin embargo, en Hz, están separados 225 Hz en 1,5T y 450 Hz en 3T). En el caso del

Metabolito	Abreviatura	Frecuencia [ppm]	Función
N-acetil-aspartato	NAA	2,02	Marcador de viabilidad neuronal
Colina	Cho	3,21	Proliferación celular y síntesis de membranas
Creatina	Cr	3,03	Almacenamiento energético y metabolismo
Glutamato	Glx	2,1-2,5 3,1-3,8	Mediación de señales excitatorias
Lactato	Lac	1,3	Hipoxia celular
Mio-inositol	mi	3,55	Actividad glial y neurodegeneración
Lípidos	Lip	1,3	Necrosis celular, agresividad

**Tabla 1.** Metabolitos habituales en cerebro.

cerebro, los metabolitos habituales que podemos analizar en la práctica clínica son los que se detallan en la tabla 1.

En la próstata, se encuentran los metabolitos especificados en la tabla 2.

Metabolito	Abreviatura	Frecuencia [ppm]	Función
Citrato	Cit	2,5-2,8	Sintetizado en la glándula prostática normal
Colina	Cho	3,21	Proliferación celular y síntesis de membranas
Creatina	Cr	3,03	Almacenamiento energético y metabolismo

**Tabla 2.** Metabolitos en la próstata.

La cuantificación de la colina como marcador de proliferación celular y agresividad tumoral puede extrapolarse a otros tumores sólidos, como los de mama y recto.

## 6. Referencias

- [1] MARTÍ-BONMATÍ L., ALBERICH-BAYARRI A. (2012). *"Disease Biomarkers: Modelling MR Spectroscopy and Clinical Applications"* in *"Bioinformatics of Human Proteomics"*, X. Wang, editor. Springer. ISBN: 978-94-007-5810-0.

## 7. Bibliografía

- [1] GILI J. (2008). *"Introducción biofísica a la Resonancia magnética aplicada a la clínica"*. Universidad Autónoma de Barcelona, curso 2008-2009. Jaume Gili, editor.

## 8. Agradecimientos

El autor quiere hacer constar expresamente su agradecimiento al Dr. Jaume Gili Planas, por la ayuda y material suministrado en el proceso de escritura de este tema.

**Tema 12:**  
Posproceso en  
Resonancia magnética

**Gracián García Martí**  
**Roberto Sanz Requena**



# Posproceso en Resonancia magnética

Gracián García Martí<sup>1,2,3</sup>, Roberto Sanz Requena<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Radiología Hospital Quirónsalud Valencia

<sup>2</sup>Unidad de Ingeniería Biomédica Grupo Quirónsalud

<sup>3</sup>Centro de Investigación Biomédica en Red en Salud Mental (CIBERSAM)

gracian.garcia@quironsalud.es, roberto.sanz@quironsalud.es

## 1. Imagen médica cuantitativa

### 1.1. Introducción

Hasta hace pocos años, los métodos de imagen médica se han utilizado para realizar juicios clínicos y diagnósticos basados en la interpretación cualitativa de las imágenes adquiridas por parte del radiólogo. Así, mediante el análisis visual de las características de las lesiones (básicamente en base a la información de los bordes entre áreas y sus contenidos), el radiólogo ha sido capaz de realizar un diagnóstico sobre la presencia y el tipo de patología con cierta eficacia. En el caso del diagnóstico de tumores, la tipificación biológica de la lesión y la evaluación de su respuesta frente a un tratamiento es una parte fundamental de la radiología. En esta tarea, los estudios de imagen se consideran metodológicamente una de las mejores herramientas, y a veces, la única disponible para objetivar el tumor y sus características. Sin embargo, y aunque representan la mejor forma para detectar y evaluar las lesiones, no están exentas de errores. Así, hay tumores que pueden pasar desapercibidos a los métodos tradicionales de diagnóstico, especialmente cuando se trata de tumores de tamaño pequeño (inferiores a 1 cm).

Gracias a la aparición de la imagen digital, en la actualidad puede obtenerse información de relevancia médica que no era perceptible a simple vista cuando se analizaban las imágenes radiológicas de manera cualitativa. La evolución hacia entornos completamente digitales y la implantación de plataformas de posproceso con cuantificación y análisis paramétrico de las imágenes médicas han empezado a revolucionar la Medicina.

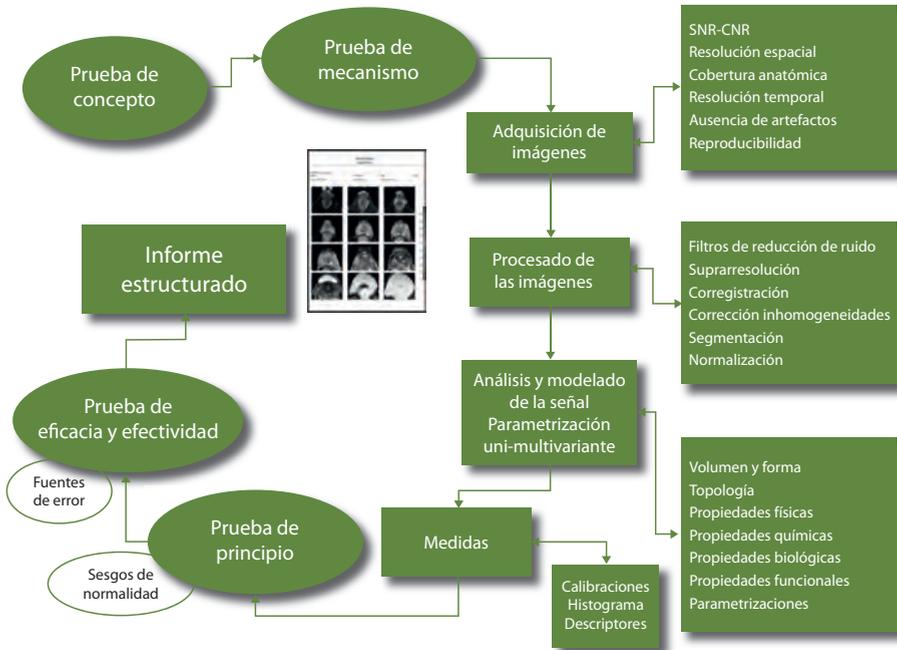
La computación ha permitido extraer medidas físicas, químicas y biológicas de los órganos analizados mediante “biopsias virtuales” basadas en la adquisición de imágenes sensibles a los parámetros de interés. Estas medidas se comportan como biomarcadores de la enfermedad y son relevantes para el manejo del paciente. Formalmente, se pueden definir los biomarcadores de imagen como todas aquellas características que se puedan extraer y medir objetivamente y que se comportan como indicadores indirectos de procesos biológicos, normales o patogénicos, o de respuesta a una intervención terapéutica. Por ejemplo, un biomarcador podría ser una característica extraída de las imágenes adquiridas de un sujeto que permiten detectar una neoplasia antes de que sea evidente en la lectura radiológica convencional, medir la situación biológica de una tumoración, definir su progreso o evaluar los efectos de un tratamiento.

## 1.2. Biomarcadores de imagen. Desarrollo y validación

Para desarrollar un biomarcador de imagen es necesario realizar una serie de pasos destinados a validar su relación con la realidad estudiada y controlar su validez, tanto clínica como técnica. Este proceso incluye la definición de pruebas de concepto y de mecanismo; la adquisición estandarizada y optimizada de imágenes anatómicas, funcionales y moleculares; el análisis de los datos mediante modelos computacionales; la visualización adecuada de los resultados; la obtención de medidas estadísticas apropiadas y la realización de diferentes pruebas: principio, eficacia y efectividad (Martí-Bonmatí y cols. 2012) (Figura 1).

A continuación se describe, de forma más detallada y secuencial, los diferentes pasos y etapas para el desarrollo y validación de un biomarcador de imagen:

- *Prueba de concepto.* Permite verificar que un proceso biológico se puede estudiar mediante técnicas de diagnóstico por imagen y computación.
- *Prueba de mecanismo.* Permite establecer el tipo de relación que existe entre una enfermedad y un biomarcador de imagen. Por ejemplo, si es directa o indirectamente proporcional a la gravedad, si guarda una relación lineal o exponencial, etc.
- *Adquisición de imágenes.* La técnica o las secuencias de adquisición de imágenes empleadas deben permitir observar aquello que se desea cuantificar, es decir, deben tener la suficiente resolución espacial y temporal para disponer de un nivel de detalle adecuado. Además, deben estar libres de errores o artefactos y ser reproducibles entre equipos distintos y a lo largo del tiempo.



**Figura 1.** Diagrama que muestra las etapas en el desarrollo y validación de un biomarcador de imagen. Adaptado de Martí-Bonmatí (Martí-Bonmatí y cols. 2012).

- *Procesado de las imágenes.* Este punto consiste en aplicar técnicas de tratamiento digital de imágenes para mejorar la calidad de las mismas. Para ello, se aplican filtros para reducir el ruido, mejorar la nitidez y reducir heterogeneidades de señal. También se aplican técnicas de corrección para compensar los efectos del movimiento y técnicas de segmentación para extraer las estructuras, órganos o tejidos de interés de los volúmenes estudiados.
- *Modelado.* Con la aplicación de los algoritmos de computación adecuados se pueden extraer los biomarcadores de imagen correspondientes. Los algoritmos aplicados pueden ir desde el recuento del número de vóxeles de una región de interés segmentada para obtener una medida de volumen, hasta el planteamiento de sistemas de ecuaciones diferenciales para la obtención de parámetros funcionales que varían en el tiempo.
- *Medidas.* En este punto se debe plantear la metodología estadística necesaria para resumir todos los datos cuantificados, de forma que los

resultados que se presenten sean concisos, significativos e inteligibles con un conocimiento mínimo sobre las técnicas aplicadas. Puede que en muchos casos sea suficiente con disponer de la media y la desviación típica de una distribución de valores, pero en otros casos puede ser imprescindible disponer de los valores extremos, la forma de los histogramas de la distribución, imágenes derivadas que puedan proporcionar información regional, localizada, etc.

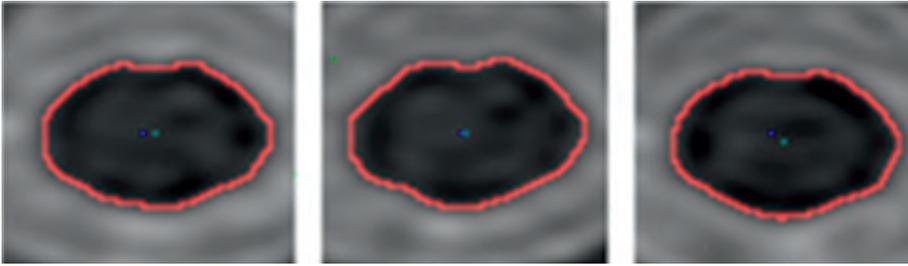
- *Prueba de principio.* Permite validar las pruebas de concepto y mecanismo y la metodología utilizada en un grupo reducido o piloto de sujetos. Esta prueba permite conocer cuáles son los sesgos estadísticos y los factores que pueden influir en los resultados.
- *Prueba de eficacia y efectividad.* Permite validar el biomarcador de imagen desarrollado dentro del entorno clínico, realizando primero pruebas en condiciones controladas (eficacia) y en las condiciones habituales de uso (efectividad).
- *Informe estructurado.* Es el informe clínico que debe resumir toda la información referente al biomarcador de imagen cuantificado. Debe ser por tanto, preciso, conciso, claro e incluir terminología normalizada. También es fundamental que quede integrado dentro del flujo de trabajo clínico, por lo que tiene que estar accesible a través de los sistemas de información hospitalarios junto con el resto de datos del paciente.

## 2. Posproceso: ejemplos y aplicaciones

### 2.1. Segmentación

El término segmentación representa la división de una imagen en los distintos tejidos que la componen. Es uno de los posprocesos más básicos y necesarios para aislar y estudiar de forma individualizada cualquier estructura o región de una imagen. Existen multitud de algoritmos de segmentación (por contornos activos o “snake”, por umbralización, etc.) (Figura 2). Todos ellos de alguna u otra forma hacen un análisis basado en el brillo o la intensidad de cada vóxel.

En las imágenes de RM, prácticamente todos los tejidos tienen niveles de brillo que siguen una distribución normal o gaussiana. Este hecho posibilita la modelización tisular en base a la media y a la varianza de cada tejido. Además, en numerosas ocasiones existen plantillas predefinidas o información a priori que contienen información sobre cómo se distribuyen estas intensidades en una imagen de un órgano concreto. Estos mapas de probabilidad a prio-



**Figura 2.** Ejemplo de segmentación, mediante estrategia de contornos activos de imágenes de RM medular en pacientes con esclerosis múltiple.

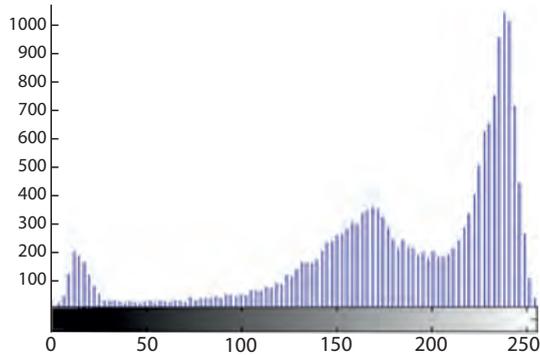
$r_i$  representan las distribuciones de intensidad que se consideran normales o comunes en una población determinada y han sido obtenidas a partir de un elevado número de muestras. Muchos métodos de segmentación utilizan esta información y la combinan con la propia imagen con métodos de esperanza-maximización, EM (*“Expectation-Maximization”*).

Con estas estrategias es posible asignar a cada vóxel una agrupación o clúster diferente. Inicialmente, a cada vóxel de la imagen se le asigna el valor de probabilidad a priori correspondiente que determine el mapa de probabilidad. A continuación, el algoritmo calcula el número total de vóxeles de cada agrupación. Cuando ya se tienen todos los vóxeles pertenecientes a una agrupación determinada, se calcula su media y su varianza. Con todos estos datos, se recalculan las probabilidades de pertenencia a un determinado tejido siguiendo una función de densidad gaussiana, que puede observarse analíticamente al estudiar el histograma asociado a la imagen:

$$p_{i,k} = \frac{1}{\sqrt{(2\pi c_k)}} \exp\left(\frac{-(f(x_i) - v_k)^2}{2c_k}\right)$$

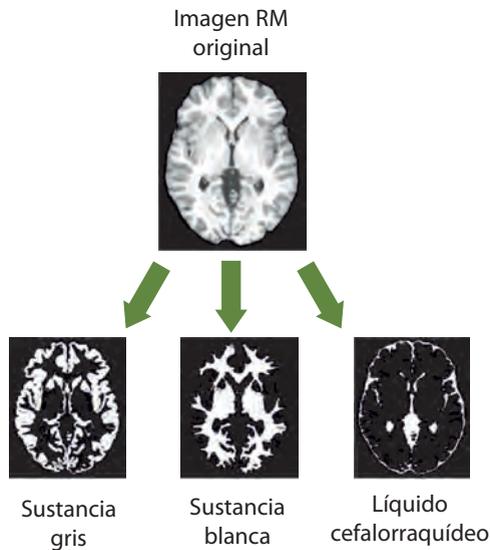
donde  $p_{i,k}$  representa la probabilidad de que el vóxel  $i$  sea tejido  $k$ ,  $c_k$  representa la varianza del tejido  $k$ ,  $f(x_i)$  representa el valor de la intensidad de brillo del vóxel  $i$  en la imagen  $f$  y  $v_k$  representa la media del tejido  $k$  (Figura 3).

Con las nuevas probabilidades, el algoritmo continúa hasta que se cumple algún criterio de convergencia o se rebasa el número de iteraciones estipuladas. Dependiendo del número de bits empleados para codificar cada imagen, existirá un rango determinado de valores de brillo o intensidad que pueden adoptar los vóxeles. Si  $n$  es el número de bits de codificación de la imagen, entonces los valores de intensidad de los vóxeles podrán alcanzar un valor comprendido en el intervalo  $[0 \dots 2^{n-1}]$ . Por ejemplo, una imagen codificada con



**Figura 3.** Histograma mostrando la distribución acumulada de brillos en una imagen de RM cerebral potenciada en T1.

8 bit, posee un nivel de brillo que oscila entre 0 y 255, siendo 0 el color negro (ausencia de luz) y 255 el color blanco. En la siguiente figura 4 se muestra cómo a partir de los brillos de cada vóxel y el algoritmo descrito, se puede segmentar una imagen original de RM cerebral:



**Figura 4.** Ejemplo de segmentación, mediante estrategia EM de una imagen original cerebral en los tres principales tejidos que la componen (sustancia gris, sustancia blanca y líquido cefalorraquídeo).

## 2.2. Morfometría cerebral

Uno de los campos que más auge ha experimentado con el desarrollo de la radiología cuantitativa es la neuroimagen. Por sus características biológicas, el cerebro es una estructura relativamente fácil de explorar debido a la ausencia de movimientos u artefactos como los que se producen, por ejemplo, en adquisiciones abdominales o torácicas.

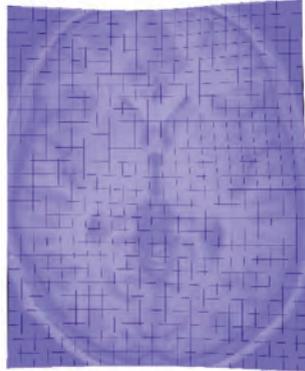
Anatómicamente, las diferencias entre dos cerebros de sujetos diferentes pueden expresarse de manera distinta según el nivel biológico de estudio. De este modo, se pueden establecer diferencias a nivel microscópico, por ejemplo, estudiando las fibras mielinizadas (mieloarquitectura) y su relación con las neuronas corticales (citoarquitectura), a nivel mesoscópico (por ejemplo, analizando la displasia cortical) o macroscópico (asimetrías cerebrales o agrandamiento ventricular). En este contexto, existen diferentes métodos morfométricos cuyo funcionamiento se basa en minimizar las grandes diferencias a nivel global (nivel macroscópico) para estudiar variaciones más sutiles propias del nivel mesoscópico.

Estos métodos pueden aplicarse a grupos muestrales muy amplios para determinar si existen estructuras cerebrales que estén relacionadas con algún efecto de interés. A continuación, se detallan algunas de estas técnicas y sus principales características.

### 2.2.1. Morfometría basada en campos de deformación

La morfometría basada en campos de deformación, DBM (*“Deformation-based Morphometry”*) (Gaser y cols. 2001), se centra en utilizar las transformaciones espaciales que permiten registrar una imagen de RM cerebral a una plantilla. En dicho proceso de registro, se genera un mapa tridimensional de deformación no lineal (elástico) que contiene los diferentes parámetros de ajuste entre la imagen y la plantilla. Se trata pues de una metodología útil para encontrar diferencias a nivel macroscópico.

Para la obtención del campo de deformación, se genera una malla de localización que se utiliza para iniciar el algoritmo. Dicha malla se va reduciendo hasta alcanzar la precisión requerida, pasando de menos a más componentes (estrategia de minimización de coste *“coarse-to-fine”*). Para cada uno de los vóxeles del espacio de trabajo, el campo de deformación contiene los vectores de desplazamiento que describen el movimiento tridimensional necesario para desplazarse de un punto de la imagen  $(i_1, i_2, i_3)$  a un punto de la plantilla  $(j_1, j_2, j_3)$ . Estos vectores pueden codificar tres tipos de operaciones entre los diferentes puntos (traslación, rotación y poner en escala). Estas operaciones se recodifican mediante coeficientes de baja frecuencia de la Transformada



**Figura 5.** Mapa de deformación generado tras normalizar una imagen de RM cerebral a una plantilla anatómica.

Discreta del Coseno (TDC) dando lugar al campo de deformación asociado (Figura 5).

Mediante el análisis estadístico de estos parámetros, se puede determinar si existen diferencias sistemáticas entre los sujetos de estudio. Debido a que el mapa de deformación proporciona tanto información de volumen como de posición, pueden estudiarse diferencias a distintos niveles como los vectores de desplazamiento de cada punto o la variación de señal local.

### 2.2.2. Morfometría basada en tensores

La morfometría basada en tensores, TBM (*“Tensor-based morphometry”*) (Kipps y cols. 2005), es una técnica de análisis morfométrico similar a DBM pero que utiliza magnitudes tensoriales para identificar cambios regionales en el sustrato anatómico a partir de pequeñas variaciones en los campos de deformación que se generan cuando se normalizan los diferentes puntos de una imagen  $(i_a, i_b, i_c)$  respecto a una plantilla  $(j_a, j_b, j_c)$ .

A partir de los campos de deformación pueden obtenerse los determinantes de la matriz jacobiana ( $J$ ). La matriz jacobiana es equivalente a un tensor de segundo orden que proporciona información univariada (punto a punto) sobre cómo varía la imagen de RM original respecto a la plantilla. Esta característica resulta ventajosa en este tipo de análisis, pues evita el utilizar todo el campo de deformación (método multivariante) para establecer la diferenciación de las imágenes.

La matriz jacobiana contiene información punto a punto sobre escalas, rotaciones y estiramientos asociados a la deformación:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial i_a}{\partial j_a} & \frac{\partial i_a}{\partial j_b} & \frac{\partial i_a}{\partial j_c} \\ \frac{\partial i_b}{\partial j_a} & \frac{\partial i_b}{\partial j_b} & \frac{\partial i_b}{\partial j_c} \\ \frac{\partial i_c}{\partial j_a} & \frac{\partial i_c}{\partial j_b} & \frac{\partial i_c}{\partial j_c} \end{bmatrix}$$

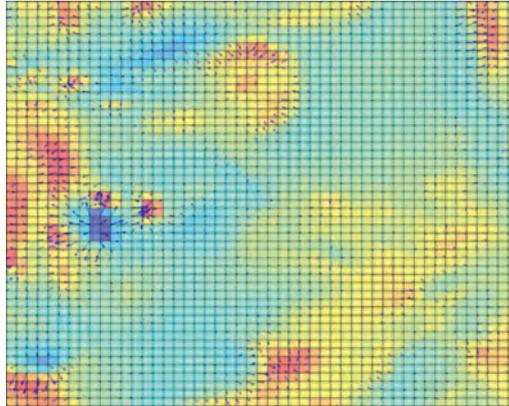
Para realizar los análisis estadísticos de comparación entre sujetos, es necesario centrarse en las propiedades intrínsecas de la forma (escala y estiramiento), siendo necesario aislar las propiedades espaciales de localización, como la orientación. Para ello, la matriz  $J$  se puede descomponer en una matriz de rotación ( $R$ ) y unas matrices simétricas definidas positivas ( $U$  o  $V$ ), de manera que se cumplan los siguientes axiomas:

$$\begin{aligned} J &= RU = VR \\ U &= \sqrt{(J^T J)} \\ V &= \sqrt{(J J^T)} \\ R &= JU^{-1} = V^{-1}J \end{aligned}$$

En los procesos de normalización donde se aplican transformaciones rígidas, se cumple que  $U = V = I$ , siendo  $I$  la matriz identidad. Si las matrices  $U$  y  $V$  se alejan de la matriz  $I$ , se codifica un cambio elástico de la forma, que puede representarse mediante un tensor  $E$ . Para una deformación dada, existen infinitas formas de expresar los tensores asociados en función de un parámetro  $n$ :

$$\begin{cases} n \neq 0 \Rightarrow E^n = n^{-1}(U^n - 1) \\ n = 0 \Rightarrow E^n = \ln(U) \end{cases}$$

En el caso particular donde  $n = 0$ , se obtiene el tensor de Hencky, el cual resulta útil para expresar incrementos o decrementos locales de volumen de la imagen de RM en relación a la plantilla utilizada (Figura 6). A partir de estos cálculos, pueden compararse las imágenes de muchos sujetos extrayendo medidas de forma (área, longitud y volumen) y analizándolas mediante técnicas estadísticas.



**Figura 6.** Mapa paramétrico mostrando el tensor de Hencky generado al normalizar una imagen de RM frente a una plantilla.

### 2.2.3. Morfometría basada en registro difeomórfico

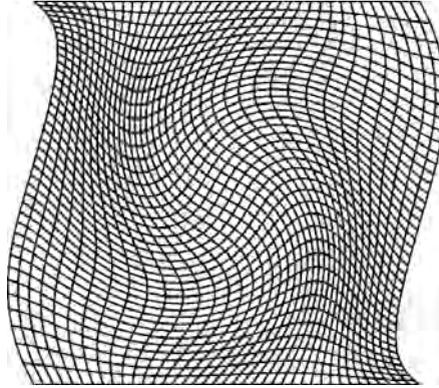
La morfometría basada en registro difeomórfico (Ashburner 2007), se basa en registrar una imagen con una plantilla mediante un campo de flujo que representa la transformación geométrica necesaria para normalizar una imagen a la otra.

Si se tienen dos imágenes  $A$  y  $B$  (con las mismas dimensiones) y una función  $f$  que toma puntos de la imagen  $A$  y los mapea en la imagen  $B$ , entonces se puede considerar a  $f$  como un traductor, que para cada punto de  $A$  proporciona el punto  $B$  correspondiente.

Dependiendo del comportamiento de la función  $f$ , a un mismo punto de  $A$  le pueden asignar distintos puntos de  $B$ , o distintos puntos de  $A$  pueden tener asignados el mismo punto de  $B$ . Para que el registro sea difeomórfico, la función de transformación  $f$  debe ser biyectiva, es decir, la relación entre los puntos de  $A$  y  $B$  tiene que ser 1 a 1 (un punto de la imagen  $A$  únicamente puede corresponder a un punto en la imagen  $B$  y viceversa). Además, tiene que cumplir que sea diferenciable, pudiendo definir sus derivadas de una manera natural:

$$\begin{cases} f : A \rightarrow B \\ f^{-1} : B \rightarrow A \end{cases}$$

donde la transformación es difeomórfica si hay una función suave  $f$  biyectiva que transforma  $A$  en  $B$  y viceversa (Figura 7). Lo realmente importante de este tipo de metodología morfométrica es que hace que  $A$  y  $B$  sean equivalentes



**Figura 7.** Campo suave difeomórfico para normalizar una imagen cerebral de RM respecto a una plantilla.

porque hay una transformación biunívoca entre las mismas. Una vez aplicado el registro a todas las imágenes, se realiza el análisis estadístico para determinar las zonas de variación significativa entre grupos.

#### 2.2.4. Morfometría basada en vóxel

La morfometría basada en vóxel, VBM (*"Voxel-based Morphometry"*) (Ashburner y Friston 2000), se basa en la normalización individual de cada imagen respecto a una plantilla para posteriormente analizar punto a punto las variaciones locales de tejido.

A diferencia de otras técnicas morfométricas, VBM se basa en la aplicación de un análisis estadístico univariante masivo para cada uno de los vóxeles de las imágenes que se desean analizar. Este conjunto de pruebas independientes y basadas en vóxel permite obtener una medida numérica de cuanto difieren dos poblaciones en base a la comparación de los valores de tejido, típicamente sustancia gris (SG), sustancia blanca (SB) y líquido cefalorraquídeo (LCR).

Previamente al cálculo de estos valores de diferenciación, es necesario (al igual que ocurre en los otros métodos morfométricos), realizar algunos procesos previos de normalización y posicionamiento de los datos en un espacio común. Estos procesos tienen como principal objetivo la normalización de las imágenes y la minimización de la variabilidad anatómica entre los diferentes sujetos de estudio, permitiendo así descontar estos factores del análisis estadístico y obtener valores de diferenciación que puedan ser atribuidos únicamente a la variabilidad anatómica entre los grupos (si la hubiere).

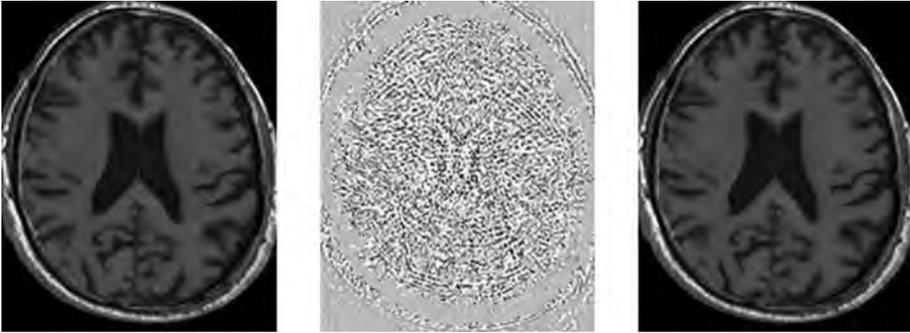


**Figura 8.** Posproceso de corrección de heterogeneidad del campo magnético en imagen de RM cerebral. Izquierda: imagen de RM original. Centro: campo de heterogeneidad estimado. Derecha: imagen de RM corregida.

Uno de los primeros pasos consiste en reducir los potenciales artefactos que pueden estar presentes en las imágenes. Uno de ellos, es la falta de homogeneidad de la señal de RM, que puede producirse por algunos factores como heterogeneidades del campo magnético estático, sensibilidad de las bobinas de transmisión y recepción, efecto dieléctrico, etc. y afecta de forma directa a las intensidades de los vóxeles. Para una interpretación cualitativa de los datos, esto no supone un gran problema, pero si se pretende analizar los datos cuantitativamente con técnicas de posproceso, la diferencia de brillos entre una u otra región puede ser una fuente de confusión para los criterios de convergencia de los algoritmos de procesamiento. Para mitigar este problema, se utilizan algoritmos que modelan el campo de heterogeneidad mediante una combinación lineal de funciones de baja frecuencia basadas en “*B-Splines*” cúbicas ajustadas mediante una función de coste sobre la intensidad y el gradiente de la imagen (Manjón y cols. 2007). Este método presenta la ventaja de ser no paramétrico, calculando de manera automática el número de funciones base para modelar el campo de heterogeneidad (Figura 8).

Paralelamente al artefacto de la heterogeneidad de campo, en las imágenes de RM existen pequeñas variaciones de la señal que en las imágenes de magnitud siguen una distribución de Rice (Sijbers, 1998), aunque en la práctica clínica, con valores de SNR mayores que 3, pueden considerarse como ruido blanco aditivo con distribución gaussiana.

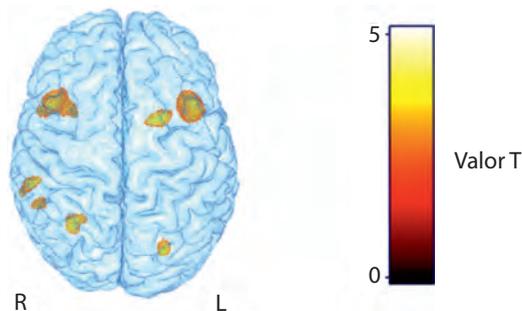
Al igual que ocurre con la heterogeneidad de campo, este artefacto no supone ninguna limitación para una interpretación meramente visual de las imágenes, aunque sí puede suponer un inconveniente real en la aplicación de métodos de posproceso semiautomáticos en los que la información se trata cuantitativamente. Debido a que estas pequeñas variaciones de señal tienen una relación directa con cambios en la intensidad, es necesario estimarlas y



**Figura 9.** Posproceso de corrección de ruido aleatorio en imagen de RM cerebral. Izquierda: imagen de RM original. Centro: ruido aleatorio estimado mediante una estrategia de búsqueda de patrones no local. Derecha: imagen de RM corregida.

corregirlas antes de proceder con los algoritmos y procesos de segmentación antes citados. Para ello, existen diferentes tipos de filtros como el filtro de difusión anisotrópica (Gerig y cols. 1992) o el filtrado no local (Manjón y cols. 2008). Éste último, presenta diferentes ventajas, entre las que se encuentran el aprovechamiento de la redundancia de patrones espaciales en las imágenes, constituyendo a día de hoy una de las técnicas más precisas en esta área (Figura 9).

Tras estos procesos, se realizan comparaciones estadísticas punto a punto que permiten, para un conjunto de dos o más grupos (por ejemplo un grupo de pacientes con una determinada enfermedad y un grupo de referencia control), estimar si existen diferencias sutiles (no apreciables a simple vista) del sustrato anatómico. Dependiendo de la variable utilizada, es posible estudiar



**Figura 10.** Posproceso de morfometría basada en vóxel sobre imagen de RM cerebral. Izquierda: mapa paramétrico mostrando diferencias significativas de la densidad neuronal entre dos grupos. Derecha: escala de valores estadísticos (t de Student) utilizada para la representación del biomarcador.

variaciones de la densidad neuronal, espesor cortical, índices de girificación, etc. (Figura 10).

### 3. Referencias

- [1] ASHBURNER J., FRISTON K.J. (2000). "*Voxel-Based Morphometry – The methods*". Neuroimage 11:805-821.
- [2] ASHBURNER J. (2007). "*A fast diffeomorphic image registration algorithm*". Neuroimage 38:95-113.
- [3] GASER C., NENADIC I., BUCHSBAUM B.R., HAZLETT E.A., BUCHSBAUM M.S. (2001). "*Deformation-Based Morphometry and Its Relation to Conventional Volumetry of Brain Lateral Ventricles in MRI*". Neuroimage 13: 1140-1145.
- [4] GERIG G., KUBLER O., KIKINIS R., JOLESZ F.A. (1992). "*Nonlinear anisotropic filtering of MRI data*". IEEE Trans. Med. Imaging. 11:221-232.
- [5] KIPPS C.M., DUGGINS A.J., MAHANT N., GOMES L., ASHBURNER J., MCCUSKER E.A. (2005). "*Progression of structural neuropathology in preclinical Huntington's disease: a tensor based morphometry study*". J. Neurol., Neurosurg. Psychiatry. 76:650–655.
- [6] MANJÓN J.V., LULL J.J., CARBONELL-CABALLERO J., GARCÍA-MARTÍ G., MARTÍ-BONMATÍ L., ROBLES M. (2007). "*A nonparametric MRI inhomogeneity correction method*". Med. Image Anal. 11:336-345.
- [7] MANJÓN J.V., CARBONELL-CABALLERO J., LULL J.J., GARCÍA-MARTÍ G., MARTÍ-BONMATÍ L., ROBLES M. (2008). "*MRI denoising using non-local means*". Med. Image Anal. 12(4):514-23.
- [8] MARTÍ-BONMATÍ L., ALBERICH-BAYARRI A., GARCÍA-MARTÍ G., SANZ REQUENA R., PÉREZ CASTILLO C., CAROT SIERRA J.M., MANJÓN HERRERA J.V. (2012). "*Imaging biomarkers, quantitative imaging, and bioengineering*". Radiología 54(3):269-78.
- [9] SIJBERS J. (1998). "*Signal and noise estimation from magnetic resonance images*". Doctoral thesis Antwerpen.

### 4. Bibliografía

- [1] MÓDULO DE BIOFÍSICA Y TECNOLOGÍA. Escuela Superior de Resonancia Magnética Clínica. (<https://www.geyseco.es/esrhc/esrhc.html>)

**Tema 13:**  
Seguridad y riesgos en  
Resonancia magnética

**Eduardo Guibelalde del Castillo**



# Seguridad y riesgos en Resonancia magnética

*Eduardo Guibelalde del Castillo  
Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia  
Facultad de Medicina  
Universidad Complutense de Madrid  
egc@ucm.es*

## 1. Introducción

En los últimos 30 años más de 500 millones de pacientes se han sometido a pruebas de RM, sin evidencia de daño a trabajadores, debiéndose las incidencias y accidentes que han provocado, incluso la muerte de pacientes en las salas de RM, principalmente a la existencia inadvertida e imprudente de objetos metálicos en movimiento en el interior de la sala del imán que eran atraídos por el campo magnético. Además de ello, existe una creciente preocupación sobre el efecto de la exposición a campos electromagnéticos.

Durante la exploración, se combinan tres tipos de campos magnéticos para obtener imágenes de RM: el campo magnético estático, el campo generado por la activación de los gradientes (en el rango de los kHz) y por la radiofrecuencia (en el rango de los MHz). Estos campos magnéticos deben alcanzar unas variaciones espaciales y unos valores determinados en el centro del escáner de RM con el fin de garantizar la calidad de imagen deseada. Para poder utilizar la RM en condiciones de seguridad es necesario que todo el personal relacionado directa o indirectamente con la técnica, sea consciente de sus mecanismos de funcionamiento y tenga un conocimiento adecuado de los aspectos de seguridad en relación con los efectos sobre la salud de estos tres tipos de posibles exposiciones.

## 2. Aspectos normativos

En abril de 2013 se publicó la Directiva 2013/35/UE del Parlamento y del Consejo Europeos que establece los requisitos mínimos de seguridad y protección frente a los riesgos derivados de exposiciones a campos electromag-

néticos (CEM) para trabajadores expuestos (Directiva 2013). La publicación de nuevos estudios relacionados con la exposición a la radiación electromagnética y su impacto sobre la salud que han ido apareciendo en los últimos años hizo aconsejable la derogación de la directiva existente, Directiva 2004/40/CE. Como acompañamiento de la Directiva la UE publicó una guía no vinculante de buenas prácticas para la aplicación de la Directiva 2013/35/UE sobre campos electromagnéticos (Guía 2013).

La Directiva establece valores límite de exposiciones ocupacionales en relación a campos electromagnéticos variables en el tiempo para los campos eléctricos, magnéticos y electromagnéticos de frecuencias comprendidas entre 0 Hz y 300 GHz. Dichos valores implican límites de exposición ocupacional por encima de los cuales dicha exposición es ilegal, incluso para exposiciones breves. Estos límites se establecieron a partir de las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección contra la Radiación No Ionizante (ICNIRP) de 1998, (ICNIRP 1998), sobre la base de una interpretación cautelosa de los datos existentes sobre efectos biológicos y fisiológicos de las Radiaciones No Ionizantes (RNI) para excluir toda posibilidad de efectos adversos, y como es habitual, estableciendo límites uno o dos órdenes de magnitud por debajo de los umbrales comúnmente aceptados para la aparición de los efectos.

La Directiva incluye también los llamados “valores de acción” que determinan cuando es preciso realizar medidas preventivas para reducir los riesgos ocupacionales debidos a dichos CEM. Estos valores de acción se definen en término de parámetros directamente medibles tales como el campo eléctrico (E), el campo magnético (H), la densidad de flujo magnético o inducción magnética (B) y la densidad de potencia (S). La observancia de los valores de acción garantiza la conformidad con los correspondientes valores límite de exposición.

La Directiva establece las pertinentes obligaciones de los titulares de la práctica en materia de prevención de riesgos y abarca todos los sectores y actividades en los cuales exista exposición a dichos CEM, incluyendo, en consecuencia, el ámbito médico y, especialmente, la Imagen por Resonancia Magnética (IRM). Aspectos importantes contemplados es la obligatoriedad de los exámenes de salud específicos y la necesidad de informar y formar adecuadamente a los trabajadores en materias de protección y seguridad frente a RNI. La Directiva contempla los riesgos para la salud y la seguridad de los trabajadores expuestos a dichas radiaciones debidos a efectos negativos a corto plazo en el cuerpo humano, bien conocidos y documentados, pero no aborda posibles efectos a largo plazo, tales como los posibles efectos cancerígenos, de los cuales –la propia Directiva señala– no existe todavía una evidencia científica de una posible relación causa-efecto.

### 3. Los riesgos bien conocidos

Tradicionalmente se distinguen tres tipos de efectos que los campos electromagnéticos pueden producir en la salud de un individuo. En primer lugar, efectos evidentes (resultados), como los daños por efecto proyectil, o daños que pueden objetivarse mediante mediciones, como el aumento descontrolado de la temperatura corporal. En segundo lugar, sospechas que pueden comprobarse por un médico (signos). En tercer lugar, efectos que experimenta el paciente de manera subjetiva (síntomas), como los fosfenos, náuseas, mareos o pérdida de concentración. Analizaremos en primer lugar, los riesgos directos más evidentes y que exigen medidas obvias de precaución y control.

#### 3.1. Riesgo debido al efecto proyectil en materiales ferromagnéticos

El campo magnético estático es el elemento principal de un equipo de RM y se genera normalmente mediante una bobina compuesta por un material superconductor (aleación niobio-titanio). Dado que la magnitud y dirección de la corriente eléctrica permanecen constantes con el tiempo, el campo magnético generado por el solenoide es estático. Los valores de la inducción magnética del campo estático oscilan en los equipos comerciales entre los 0,15 y los 3 T, pudiendo ser más altos en los equipos de investigación (hasta 20 T). A modo de referencia, el campo magnético terrestre es de aproximadamente 45  $\mu\text{T}$  en España, mientras que el orden de magnitud del campo magnético de un imán de frigorífico es de unos pocos mT. La mayoría de los equipos clínicos de RM son superconductores y presentan un campo magnético estático permanentemente activo, las 24 horas del día y todos los días del año.

Los equipos resistivos no incluyen material superconductor y presentan campos magnéticos estáticos por debajo de los 0,6 T. A diferencia de los superconductores, sí que pueden desconectarse por completo.

La dirección del campo magnético es horizontal en el caso de los equipos convencionales de RM cilíndricos y vertical en los equipos abiertos.

Debido a la atracción producida por el campo magnético estático con los materiales ferromagnéticos, se corre el riesgo de que estos objetos o piezas se desplacen sin control hacia el centro del imán. Este efecto proyectil es muy peligroso, ya que la fuerza de atracción magnética es muy grande, pudiendo un empleado lesionarse gravemente si se sitúa en la trayectoria del objeto hacia el imán. Este peligro únicamente puede ocurrir dentro de la sala del imán, por lo que es de extrema importancia que garanticemos la compatibilidad de todo el material de transporte (como camillas y sillas de ruedas) e instrumental sanitario antes de entrar en la sala.

Debe tenerse un cuidado especial para evitar la presencia de materiales ferromagnéticos en las proximidades de la RM. Este efecto puede producirse para valores por encima de 1,5 mT (a distancias inferiores a 8,7 m del equipo para una RM de 1,5 T), siendo necesario advertir este hecho con una indicación que diga ATENCIÓN CAMPO MAGNÉTICO ALTO, y un control administrativo para asegurar que no se introducen objetos metálicos en la sala del equipo.

### 3.2. Portadores de implantes o marcapasos

Siguiendo la norma de la Comisión Electrotécnica Internacional, IEC 60601 (IEC 2002), la zona de acceso controlado próxima al imán es el *“área en la que el acceso está controlado por razones de seguridad”*. Esta norma indica que fuera del área de acceso controlado, el campo residual, entendido como el campo magnético a partir del cual pueden ocurrir alteraciones en el funcionamiento de algunos implantes y mecanismos (como por ejemplo, los marcapasos), no debe superar los 0,5 mT.

Recordemos de nuevo que el campo residual producido por el campo magnético estático siempre está presente, mientras que los campos residuales de los gradientes y de la radiofrecuencia sólo están presentes durante la adquisición de imágenes.

Los marcapasos cardíacos pueden quedar afectados tanto por los campos magnéticos estáticos, como por los variables. El acceso a pacientes, público o personal, portadores de marcapasos debe estar restringido a áreas en donde el campo magnético exceda 0,5-1 mT (a distancias inferiores a 12,2 m del equipo para una RM de 1,5 T), siendo necesario advertir este hecho con un cartel indicador que diga ATENCIÓN CAMPO MAGNÉTICO.

Los dispositivos actuales son de menor tamaño e incluyen materiales con menor probabilidad de interferencia electromagnética. En los últimos años se han realizado pequeños estudios de seguridad que, si bien no son suficientes para levantar la contraindicación, parecen indicar que no se producen complicaciones importantes siempre que se mantengan ciertas condiciones de seguridad.

En la práctica, el área de acceso controlado se corresponde a menudo con la propia sala del imán. Sin embargo, en algunos casos es posible que el campo supere los 0,5 mT en zonas auxiliares alrededor de la sala del imán, por lo que se necesitan medidas de seguridad adicionales en tales condiciones.

### 3.3. Exposición a ruido

Los gradientes de campo magnético producen ruido en la sala del escáner debido a las vibraciones mecánicas de las bobinas del gradiente. La intensidad del ruido depende de la secuencia de pulsos que se esté utilizando, del diseño de la antena de gradientes y de la duración de la exposición. El nivel de ruido depende de la distancia al equipo, pudiendo alcanzar niveles de más de 80 dB en la mayoría de los sistemas. Además del apantallamiento para el campo eléctrico, las paredes de la sala del imán contarán con la debida instalación de paneles de protección acústica para minimizar el ruido en el exterior de la sala. Si el promedio de exposición diaria al ruido es superior a 80 decibelios ponderados, el trabajador deberá utilizar protección auditiva.

Los niveles de ruido exterior a la sala del imán, en general, son inferiores a los límites legales. Si no es así, será necesario tomar medidas adicionales para minimizar los riesgos por ruido acústico en las habitaciones anejas.

### 3.4. Riesgo por los líquidos criogénicos

Existe riesgo de congelación por contacto con la criogenia utilizada para refrigerar el bobinado superconductor a muy bajas temperaturas. En condiciones normales de funcionamiento, no se generan situaciones de peligro, a excepción de los trabajadores responsables del mantenimiento del equipo que deben ir equipados con material aislante, ya que el bombeo de los fluidos criogénicos se encuentra fuera del alcance del personal sanitario en la parte superior del imán.

El término *“quench”* se refiere al proceso en el que las bobinas superconductoras del imán pasan a ofrecer resistencia a la corriente eléctrica, convirtiéndose en resistivas. Esto se traduce en un aumento de calor por la liberación de energía del bobinado, que produce a su vez una vaporización del fluido criogénico, comúnmente el helio. El helio en estado gaseoso sale expulsado por una chimenea, conocida como la chimenea de *“quench”*. Existe también un botón de *“quench”* para activar voluntariamente este proceso en situaciones de emergencia. Si se produce un *“quench”* con resistencia al paso de la corriente eléctrica y calentamiento del helio, el líquido se vaporizará y saldrá expulsado por una chimenea al exterior. La expulsión del gas generado a través de la chimenea de *“quench”* puede generar hielo y obstruir la chimenea de *“quench”*. En este caso, el helio gaseoso se liberaría en la sala de exploración, incrementando el riesgo de asfixia al desplazar el oxígeno ambiente.

Los únicos controles que se requieren se centran en que la chimenea de *“quench”* no expulse el gas en zonas donde el personal pueda entrar en contac-

to con él y que se construya de tal manera que no pueda condensarse el aire y obstruirla en un evento de “*quench*”.

Ante un evento de “*quench*”, los trabajadores y pacientes deben abandonar la sala del imán lo antes posible. Al evacuar la sala, deberán evitar el contacto con cualquier superficie para evitar riesgo de congelación. Los trabajadores deberán también ser conscientes de que existirá un incremento en el riesgo de incendio debido a la condensación de oxígeno. Debido a la menor densidad del helio con respecto al oxígeno, ante un evento de “*quench*” los trabajadores deberán desplazarse hacia el exterior de la sala del imán arrastrándose, con la nariz lo más cercana al suelo posible. Los trabajadores deberán recibir formación adicional para actuar con la respuesta necesaria frente a accidentes con fluidos criogénicos.

## 4. Exposición a pacientes. Efectos

### 4.1. Efectos térmicos

En la RM, la razón señal-ruido, SNR (“*Signal to Noise Ratio*”) de una imagen aumenta aproximadamente de forma lineal con la inducción magnética del campo. Por ello, una de las estrategias de la industria de cara a mejorar sustancialmente la SNR es la introducción de campos magnéticos de alta inducción. Es conocido que a partir de la década de los 2000 se comenzaron a utilizar equipos RM con campos de 3-4 teslas para estudios con personas (Kuhl y cols. 2008) y actualmente en fase experimental se encuentran ya instalados sistemas de 7-8 T y son motivo de estudios de seguridad (Capstick y cols. 2008).

Una de las consecuencias que conlleva el uso de equipos de alto campo es el aumento de la energía absorbida por los tejidos biológicos. La absorción, y como consecuencia de ello, el calentamiento de los tejidos, aumenta con el cuadrado de la inducción magnética, debido al aumento de la frecuencia de Larmor del campo de RF. Por ejemplo, los equipos que operan a 1,5 T emplean frecuencias de 63,8 MHz y los de 3 T, de 127,6 MHz. Es interesante destacar que, a estas frecuencias, la distribución del campo en el cuerpo humano es heterogénea y depende altamente de la geometría y posicionamiento del paciente en el interior del equipo. Las actuales guías de seguridad, tales como las mencionadas del ICNIRP, no tienen en cuenta las variaciones de los campos locales de RF incidentes. Estas, debido a que las longitudes de onda de RF en los tejidos alcanzan el mismo orden de magnitud que las dimensiones de las diferentes estructuras anatómicas del cuerpo, resultan cada vez más complejas a medida que se opera con frecuencias más altas.

Con el fin de proteger al paciente de un calentamiento excesivo de los tejidos, las normas actuales de seguridad, como por ejemplo, (IEC 2002; ICNIRP 2004; FDA 2003), definen límites para la tasa de absorción específica de energía, más conocido por sus siglas en inglés SAR, (*“specific absorption rate”*) de cuerpo entero y ponen sobre aviso de la posibilidad de aparición de puntos calientes (*“hot spots”*), según los modos de funcionamiento del equipo de RM y, por ejemplo, la presencia de implantes metálicos.

Durante los exámenes clínicos, el equipo de RM controla el SAR de cuerpo entero del paciente en función de los parámetros seleccionados por el operador (tiempo de repetición, tipo de pulso, masa del paciente) pero no es factible conocer su distribución y prevenir la aparición de puntos calientes locales durante procedimientos clínicos de rutina. Por otra parte, generalmente, cuando el equipo lanza el aviso de SAR fuera de límites, abortando el procedimiento, el operador no dispone de información suficiente de cómo afecta la modificación de los parámetros de adquisición en la calidad de la imagen final o en el SAR depositado (por ejemplo, si se modifica el dato de la masa del paciente).

La legislación nacional vigente (última actualización publicada el 29/04/2005) mantiene los límites y definiciones del SAR de cuerpo entero y localizado, del Real Decreto 1066/2001, de 28 de septiembre, *por el que se aprueba el Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas* (RD 2001). Dicho Real Decreto, cuyo objetivo principal era regular las tecnologías emergentes de comunicaciones y telefonía móvil, incide directamente y limita, aun cuando no fuera en su momento quizás la intención del legislador, las aplicaciones de la RM. El Real Decreto, define el SAR, siguiendo las recomendaciones internacionales de la siguiente forma: *El índice de absorción específica de energía se define como potencia absorbida por unidad de masa de tejido corporal, cuyo promedio se calcula en la totalidad del cuerpo o en partes de éste, y se expresa en vatios por kilogramo (W/kg). El SAR de cuerpo entero es una medida ampliamente aceptada para relacionar los efectos térmicos adversos con la exposición a las emisiones radioeléctricas. Junto al SAR medio de cuerpo entero, los valores SAR locales son necesarios para evaluar y limitar una deposición excesiva de energía en pequeñas partes del cuerpo como consecuencia de unas condiciones especiales de exposición.* En la tabla 1 se recogen las restricciones básicas en relación con el SAR según el Real Decreto.

*Todos los valores SAR deben ser promediados a lo largo de un período cualquiera de seis minutos. La masa promediada de SAR localizado la constituye una porción cualquiera de 10 g de tejido contiguo; el SAR máximo obtenido de esta*

Gama de frecuencia	SAR medio de cuerpo entero (W/kg)	SAR localizado (cabeza y tronco) (W/kg)	SAR localizado (miembros) (W/kg)
10 MHz-10 GHz	0,08	2	4

**Tabla 1.** Restricciones básicas de SAR según Real Decreto 1066 (RD 2001).

*forma debe ser el valor que se utilice para evaluar la exposición. Estos 10 g de tejido se consideran como una masa de tejidos contiguos con propiedades eléctricas casi homogéneas. Especificando que se trata de una masa de tejidos contiguos, se reconoce que este concepto puede utilizarse en la dosimetría automatizada, aunque puede presentar dificultades a la hora de efectuar mediciones físicas directas. Puede utilizarse una geometría simple, como una masa de tejidos cúbica, siempre que las cantidades dosimétricas calculadas tengan valores de prudencia en relación con las directrices de exposición.*

Las medidas o estimaciones del SAR no son triviales, especialmente en pacientes. El SAR depositado y su distribución durante los exámenes de RM es una función compleja de numerosas variables incluyendo la frecuencia (determinada por la inducción del campo magnético estático, como hemos mencionado anteriormente), el tipo de pulso de RF empleado, el tiempo de repetición, el tipo de antena transmisora empleada, el volumen del tejido contenido dentro de la antena, la geometría de la zona anatómica expuesta, así como de otros factores. En relación con la metodología que puede seguirse para determinar el SAR de cuerpo entero, la norma de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC 2002), basada a su vez en las normas de la NEMA (*National Electrical Manufacturer's Association*) (Nema 2008; Nema 2006), describe dos métodos alternativos posibles para la medida del SAR: por medio de la energía del pulso y por medio de métodos calorimétricos, que son los empleados habitualmente por los fabricantes, si bien ninguno de ellos permite la evaluación detallada de la distribución del SAR en el interior del paciente, siendo este aspecto de gran importancia de cara a diseñar estrategias de optimización del SAR. La optimización debe entenderse de forma similar a cómo se establece en el ámbito de la imagen radiológica, ya que el SAR puede reducirse disminuyendo el ángulo de desplazamiento (*"flip angle"*) y espaciando los tiempos de repetición de pulsos lo cual puede potencialmente afectar al contraste de la imagen.

En relación con los dos métodos mencionados para la medida del SAR, el método de la energía del pulso, exige tener acceso a las antenas para las medidas de la potencia transmitida (emitida menos reflejada) y a sus factores de calidad, en carga y sin carga, generalmente no disponibles para los usuarios,

investigadores o físicos médicos que desean realizar dichas medidas de forma rutinaria sin manipulación del equipo y sin la presencia obligada del servicio técnico del fabricante.

Un método alternativo de medida del SAR de cuerpo entero, contemplado por la normativa internacional, es medir los aumentos de temperatura producidos en un maniquí apropiado durante un tiempo suficiente que permita una buena discriminación de las temperaturas medidas en relación con las fluctuaciones térmicas ambientales. Conocido el calor específico  $c$ , puede calcularse el SAR a partir del incremento de temperatura ( $\Delta T$ ) en el intervalo de tiempo  $\Delta t$  de una masa  $M$  (en ausencia de pérdidas caloríficas, es decir en un maniquí con aislante térmico) usando la siguiente expresión:

$$SAR = c \times \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (1)$$

La metodología recomendada para la preparación y características de los maniqués para la estimación del SAR y el protocolo de medida, puede consultarse en las guías NEMA MS-8 para el SAR de cuerpo entero (Nema 2008) y MS-10 para el SAR localizado (Nema 2006).

A nivel orientativo, una porción de tejido biológico aislado inicialmente en equilibrio térmico con su entorno incrementa su temperatura a una tasa de aproximadamente 1 °C/h cuando se expone a un SAR de 1 W/kg.

Para el conocimiento de la distribución del SAR se requiere de un maniquí que simule las dimensiones del paciente y sus propiedades eléctricas y térmicas para la frecuencia deseada. El calentamiento se produce básicamente por la aparición de corrientes de Foucault inducidas en el cuerpo humano por la componente magnética de la RF. Puede utilizarse para ello una solución salina para simular la conductividad eléctrica y agentes gelificantes para evitar la convección térmica (Nema 2006).

Alternativamente el SAR puede calcularse a partir de su expresión, en términos del campo eléctrico según:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (2)$$

$E$  es el valor eficaz del campo eléctrico en  $V \cdot m^{-1}$ ,  $\sigma$  la conductancia eléctrica del tejido biológico por unidad de longitud, en  $\Omega^{-1} \cdot m^{-1}$  y  $\rho$  su densidad en  $kg \cdot m^{-3}$ .

A pesar de la aparente simplicidad de las ecuaciones involucradas, la determinación del campo  $E$ , y consecuentemente del SAR, no es trivial y supone por ello un campo activo de investigación (Vogt 2004; Schaefer y cols. 2000; WHO 2006). La ecuación permite, por otra parte, otro enfoque del problema y consistente en la posibilidad de utilizar modelos numéricos validados para conocer la distribución de los campos (eléctrico  $E$  y magnético  $H$ ).

Los modelos numéricos que describen la interacción entre campos electromagnéticos y el cuerpo humano están basados en las expresiones diferenciales o integrales de las ecuaciones de Maxwell. Algunos se definen en el dominio del tiempo y otros en el dominio de las frecuencias. Algunos de los métodos más utilizados son los siguientes: *Finite-difference time domain* (FDTD), *Finite integration technique* (FIT), *Method of Moments* (MoM) y *Finite-Element Method* (FEM) (Yee 1966; Sullivan y cols. 1987; Hartwig y cols. 2009).

La mayoría de los paquetes comerciales basados en dichas técnicas ofrecen la posibilidad de importar estructuras (bobinas, antenas, etc.), modelizar varias fuentes (voltajes, intensidades), tener en cuenta las dependencias con la frecuencia de las propiedades dieléctricas y magnéticas de la materia, incorporando mallados adaptativos y condiciones de contorno adecuadas. Se proporcionan visualizaciones 2D y 3D de los campos eléctricos y magnéticos, densidades de corriente y energía. De particular importancia es el cálculo del SAR acumulado, promediado en 1 g, en 10 g, o en masas arbitrarias. Además, en algunos casos es posible la importación de modelos anatómicos realistas, incluyendo algunos casos en los que el cuerpo puede ser posicionado en distintas situaciones (Ackerman 2013).

## 4.2. Efectos en la salud por la exposición a los altos niveles de campo magnético estático

En relación con las exposiciones a corto plazo, la información disponible para los efectos de los campos magnéticos estáticos sobre los tejidos biológicos es muy extensa. Las investigaciones incluyen múltiples estudios sobre las alteraciones en el crecimiento celular y la morfología, reproducción celular y la teratogenicidad, la estructura del ADN y la expresión genética, la reproducción y desarrollo postnatal, estudios de permeabilidad de la barrera hematoencefálica, actividad neuronal, función cognitiva y estudios de comportamiento, dinámica cardiovascular, índices hematológicos, regulación térmica, los ritmos circadianos, la capacidad de respuesta inmune y otros procesos biológicos. En la mayoría de estos estudios, los autores concluyeron que la exposición a campos magnéticos estáticos no produce efectos biológicos nocivos importantes (Shellock y Crues 2004).

En su actualización de recomendaciones del año 2009 (FDA 2003) y en relación con el aumento progresivo de los campos estáticos a los que se ven sometidos los pacientes en pruebas de RM, el ICNIRP destaca que aunque la información actual no sugiere la aparición de efectos graves para la salud derivados de la exposición puntual a campos magnéticos estáticos de hasta 8 T, es responsabilidad del médico especialista el realizar un correcto balance riesgo–beneficio en exámenes por encima de 4 T. Cabe señalar que dichas exposiciones pueden conducir a efectos sensoriales potencialmente desagradables al efectuar movimientos de la cabeza o el cuerpo. Por este motivo se recomienda que los pacientes se muevan lentamente en las proximidades del imán y no realicen movimientos bruscos con la cabeza. Ello evitará la aparición de vértigo y náuseas. La sensibilidad a estos efectos varía considerablemente entre individuos estimándose que los umbrales de aparición de sensación de vértigo en personas sensibles es del orden de  $1 \text{ T s}^{-1}$  en exposiciones superiores a 1 segundo. El evitar estas sensaciones es probable que ayude también a la protección frente a otros posibles efectos que pudieran surgir como consecuencia de la aparición de corrientes inducidas por movimiento en el campo magnético estático.

Está ampliamente aceptado que el enfoque más adecuado de protección del paciente debe incluir una cierta flexibilidad que permita la obtención de secuencias de alta calidad diagnóstica y no comprometa el desarrollo futuro e investigaciones en nuevos procedimientos. La tabla 2 detalla el modelo de tres niveles propuesto por el ICNIRP en 2009 (ICNIRP 2009), que garantizaría dichos principios.

En relación con los efectos de la exposición a largo plazo y en estudios repetidos o frecuentes, aunque no hay evidencia de un efecto acumulativo de la exposición a campos magnéticos en la salud, existen interacciones entre los tejidos y los campos magnéticos estáticos, que teóricamente podrían conducir a cambios patológicos en sujetos humanos (Schenck 2000). Sin embargo, el análisis cuantitativo de estos mecanismos indicaría su baja o nula probabilidad de aparición.

El previsible creciente uso clínico de los procedimientos intervencionistas con RM, una vez salvadas las restricciones de la Directiva Europea de 2004 y dado que en la actualidad la literatura pertinente no contiene estudios cuidadosamente controlados que demuestren la seguridad absoluta de la exposición crónica a potentes campos magnéticos, constata la necesidad crítica de más investigaciones. Puesto que puede ser prácticamente imposible demostrar la "seguridad absoluta", teniendo en cuenta las diversas dificultades en la realización de dichos estudios, el análisis de datos sobre poblaciones expuestas (trabajadores de los servicios de RM, pacientes sometidos a estudios repetidos) será esencial para establecer evidencias científicas al respecto.

Modo	Descripción	Restricciones
Normal	Exámenes de rutina para todos los pacientes.	Límite superior para la exposición de todo el cuerpo de 4 T, a tenor de las incertidumbres sobre los efectos de campos más altos, incluyendo el desconocimiento de los efectos sobre fetos y recién nacidos.
Controlado	La exposición se realiza bajo supervisión médica, valorándose el riesgo-beneficio de la exploración ya que no son descartables malestar y/o efectos adversos en algunos pacientes.	Límite superior para la exposición de todo el cuerpo de 8 T, basándose en las evidencias de los conocimientos actuales.
Experimental	Con aprobación de un comité de ética a la vista de los riesgos potenciales. Exposiciones exclusivamente con monitorización clínica apropiada.	En el modo de operación experimental por encima de 8 T, se recomienda un enfoque progresivamente cauteloso para densidades de flujo magnético cada vez más altos debido a la incertidumbre sobre los posibles efectos sobre los potenciales cardiacos.

**Tabla 2.** Niveles de operación y protección a pacientes en RM.

### 4.3. Seguridad del paciente en campos de gradiente variables en el tiempo

Los gradientes de campo magnético se utilizan para localizar espacialmente la señal de RM generada en los equipos y codificarla para generar una imagen del interior del cuerpo humano. Los gradientes se activan y desactivan durante la adquisición de imágenes para producir variaciones lineales del campo magnético. La secuencia de activación de los gradientes se configura con pulsos cuya duración es del orden de milisegundos. La creciente demanda de secuencias rápidas con mayor resolución espacial y temporal, ha movido a los fabricantes de equipos al desarrollo de sistemas de gradientes de altas prestaciones. Estos gradientes de conmutación rápida permiten reducir el tiempo de adquisición de la imagen y reducir artefactos de movimiento, pero inducen campos eléctricos variables en el tiempo que pueden causar estimulaciones no deseadas del nervio periférico, por lo que deben mantenerse por debajo de un límite apropiado que evite la manifestación de

efectos secundarios adversos o molestos para el paciente (Vogt y cols. 2004). A partir de un cierto nivel de exposición, la estimulación del nervio periférico se percibe como un "hormigueo" o sensación "táctil". Con niveles de exposición a gradientes de campo magnético entre un 50% y 100% por encima de los umbrales de percepción, los pacientes pueden experimentar sensaciones incómodas o incluso dolorosas. Los resultados de estudios realizados en sujetos humanos indican que en ciertos puntos anatómicos, la estimulación del nervio periférico varía en función de la activación de un gradiente específico ( $x$ ,  $y$ , o gradiente  $z$ ) (ICNIRP 2004).

En niveles extremadamente altos, podría incluso alcanzarse estimulación cardíaca o incluso la fibrilación ventricular. Sin embargo, la inducción de fibrilación ventricular o estimulación cardíaca requiere campos de gradiente superiores en más de un orden de magnitud a los actualmente disponibles en los equipos de RM.

Las primeras normas de seguridad limitaban a  $20 \text{ T s}^{-1}$  las variaciones de la inducción magnética del campo en aplicaciones típicas. El desarrollo y la utilización de secuencias de tipo eco-planar obligaron a actualizar las normas de seguridad, tras la publicación de nuevos estudios sobre dichos efectos (Schaefer y cols. 2000). Las normas actuales de seguridad han sido desarrolladas por la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC 2002) y distingue tres modos de operación. En el "modo de funcionamiento normal" no es necesaria una vigilancia especial por parte del operador para garantizar la seguridad del paciente. En el "primer modo controlado" se entra sólo cuando el operador lo activa de forma deliberada e implica que los operadores deben mantener contacto permanente con los pacientes. El "segundo modo controlado" se reserva a fines de investigación y sólo con la aprobación previa de un comité de ética. Según la norma IEC, los límites de salida de gradientes para los dos primeros modos se pueden fijar mediante dos métodos: bien mediante valores numéricos predeterminados o bien sobre la base de resultados de estudios experimentales en sujetos humanos para el sistema de gradiente en cuestión, dependiendo de la duración del mismo, la forma y la polaridad de los pulsos de gradiente, el número de pulsos de gradiente en un tren de impulsos, y la orientación de los gradientes.

Los valores predeterminados de los modos normales y el primer nivel de un sistema de gradientes de cuerpo entero, en un estímulo de duración de 0,2 ms, son una tasa de variación de campos de gradiente de  $44 \text{ T s}^{-1}$  y  $56 \text{ T s}^{-1}$ , respectivamente.

Si se opta por la determinación de valores experimentales, la salida de gradiente en el modo de funcionamiento normal no debe superar el 80% del umbral promedio de la Estimulación Nerviosa Periférica (ENP) determinada di-

rectamente. En el primer modo controlado el gradiente de salida está limitado al 100% de este nivel, para minimizar la aparición de ENP dolorosas. El nivel de 100% debe ser adaptado para cada secuencia para tener en cuenta los diferentes parámetros de la imagen mediante el uso de un modelo de validación. Los equipos incluyen, por tanto, un mecanismo de control automático, adaptado a cada sistema de imagen, para asegurar que los límites del modo de funcionamiento normal y primer nivel no puedan superarse en ningún caso. En las directrices de la IEC se define el ENP umbral como la aparición de la sensación; ENP dolorosas como el nivel que sea tolerable para el paciente cuando la ENP está debidamente informada y motivada; ENP intolerables como el nivel en el que el paciente solicita que se ponga fin al procedimiento de imágenes inmediatamente.

#### 4.4. Pacientes embarazadas

En relación con el crecimiento y desarrollo de los fetos y recién nacidos es especialmente significativo reconocer que el conocimiento de los efectos de los campos magnéticos estáticos superiores a 4 T es escaso y no se dispone de datos epidemiológicos fiables, por lo que es recomendable tener especial precaución a la hora de realizar exámenes por encima de 4 T (ICNIRP 2009). Es importante recordar, así mismo, que durante el primer trimestre de gestación (generalmente se asume las semanas 0-13), el embrión es particularmente sensible a temperaturas elevadas. Los posibles efectos adversos por calentamiento en el embrión o el desarrollo fetal se evitan si el SAR depositado no eleva su temperatura por encima de 38 °C. Otro posible efecto no deseable, serían los niveles de ruido generados por las distintas secuencias y gradientes. A partir de aproximadamente la semana 24, se considera que el mecanismo de audición del feto está desarrollado y aunque no ha habido ninguna investigación concluyente al respecto, deben asumirse ciertas precauciones y cuando sea posible emplear secuencias más silenciosas, que el radiólogo debe valorar.

Se acepta comúnmente que la decisión para someter a una paciente gestante a una RM en equipos de alto campo, según la información anterior, debe realizarse basándose en un análisis individualizado, teniendo en cuenta los riesgos y el beneficio clínico para el paciente. Esta decisión debería realizarse entre el médico prescriptor, el radiólogo de RM y la propia paciente y quedar registrada en la historia de la paciente y en cualquier Sistema de Información Hospitalaria (HIS) o en el Sistema de Información Radiológica (RIS).

## 5. Áreas de investigación prioritaria

De forma complementaria a las iniciativas legislativas es interesante destacar también las iniciativas científicas que previsiblemente marcarán el futuro en la Protección frente a RNI en el área de la RM clínica. La Organización Mundial de la Salud (OMS) en relación con las exposiciones a campos magnéticos estáticos, identifica las áreas de investigación prioritaria y de desarrollo futuro (WHO 2006).

En términos generales, la OMS reconoce que la investigación llevada a cabo hasta la fecha no ha sido sistemática y ha sido a menudo llevada a cabo sin una metodología adecuada y conocimiento sobre los niveles reales de exposición. Se constata la necesidad de investigar con más profundidad la influencia de los parámetros físicos tales como la intensidad, la duración y el gradiente de campo, y sus mecanismos de interacción en la respuesta biológica. Se recomienda abordar estudios epidemiológicos y con voluntarios, estudios biológicos *in vitro* y con animales, y desarrollar modelos teóricos y computacionales.

Actualmente se pueden adquirir diversos maniqués voxelizados de alta resolución, anatómicamente realistas para hombres adultos, ampliamente utilizados en estudios para los campos electromagnéticos variables en el tiempo, sin embargo, existen pocos trabajos en campos estáticos y especialmente significativa la ausencia de trabajos con maniqués de diferente tamaño, de mujeres y de mujeres con feto en diferentes etapas de gestación.

Se considera de alta prioridad el desarrollo de un maniqué de cabeza y cuello de muy alta resolución que permita modelizar el campo eléctrico y corrientes asociadas a la aparición de fosfenos visuales y vértigo. Este modelo podría emplearse también para investigar los campos y las corrientes generadas por los movimientos de la cabeza y el ojo en un campo magnético estático. Este conocimiento es de especial importancia dado que, en Resonancia magnética intervencionista, la reducción de los movimientos de la cabeza de los cirujanos –para evitar vértigo– puede requerir, en contraposición, un mayor movimiento de los ojos, con la consiguiente aparición de fosfenos.

También se considera importante realizar simulaciones que utilicen un modelo detallado del corazón incluyendo las patologías cardíacas comunes. Dicho modelo, debería incluir la microarquitectura del corazón, la estructura del sistema vascular dentro del corazón que pudieran alterar los campos y corrientes e influenciar la generación de los ritmos de los marcapasos y la propagación de la despolarización. Además, son necesarios cálculos detallados para estimar la magnitud y la distribución espacial de las corrientes inducidas en el corazón

como una consecuencia a exposiciones de campo y gradiente de campo en diferentes orientaciones espaciales.

Aunque hay una resistencia a utilizar RM de alto campo en mujeres embarazadas, la propia OMS reconoce que la tendencia podría cambiar, por lo que sería aconsejable llevar a cabo estudios de modelización que investiguen las corrientes inducidas en feto por el movimiento materno o del propio feto en campos magnéticos altos o de gradiente.

## 6. Referencias

- [1] ACKERMAN M.J. (2013). *"The Visible Human Project"* Proceedings of the IEEE. 1998;86:504-11. <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>. Last reviewed: 27 August 2013. Last updated: 27 August 2013. First published: 11 September 2003. Accessed September 11, 2013.
- [2] CAPSTICK M., MCROBBIE D., HAND J., CHRIST A., KÜHN S., HANSSON K., CABOT E., LI Y., MELZER A., PAPADAK A., PRÜSSMANN K., QUEST R., REA M., RYF S., OBERLE M., KUSTER N. (2008). *"An Investigation into Occupational Exposure to Electromagnetic Fields for Personal Working with and around Medical Magnetic Resonance Imaging Equipment"*. Ed. Foundation for Research on Information Technology in Society. Imperial College London.
- [3] DIRECTIVA (2013). DIRECTIVA 2013/35/UE del Parlamento Europeo y del Consejo de 26 de junio de 2013 *"sobre las disposiciones mínimas de salud y seguridad relativas a la exposición de los trabajadores a los riesgos derivados de agentes físicos (campos electromagnéticos)"*. Diario Oficial de la Unión Europea L 179/1 de 29.6.2013.
- [4] FDA (2003). *"Criteria for significant risk investigations of magnetic resonance diagnostic devices"*. FDA. Food and Drug Administration. 5630 Fishers Lane, Room 1061, (HFA-305), Rockville.
- [5] GUÍA (2013). *"Guía no vinculante de buenas prácticas para la aplicación de la Directiva 2013/35/UE sobre campos electromagnéticos. Volume 1: Guía práctica"*. Comisión Europea. Dirección General del Empleo, Asuntos Sociales e Inclusión. ISBN 978-92-79-45872-9.
- [6] HARTWIG V., GIOVEANNETI G., VANELLO N., SANTARELLI M.F., LANDINI L. (2009). *"Numerical Estimation of Peak/Average SAR Ratio for Different Thorax Models"*. O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds.): WC 2009 IFMBE Proceedings 25/III; 2009. p 311-14.

- [7] ICNIRP (1998). International Commission on Non-Ionising Radiation. *"Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)"*. Health Phys.1998;74(4):494-522.
- [8] ICNIRP (2004). International Commission on Non-Ionising Radiation. *"Medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients"*. Health Phys.2004;87:197-216.
- [9] ICNIRP (2009). International Commission on Non-Ionising Radiation. *Statement: Amendment to the ICNIRP "Statement on: Medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients"*. Health Phys. 2009;97:259-61.
- [10] IEC (2002). IEC 60601-2-33. International Electrotechnical Commission. *"Medical Electrical Equipment. Part 2: Particular Requirements for the Safety of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis"*. 2<sup>nd</sup> ed. Geneva.
- [11] KUHL C.K., TRABER F., SCHILD H.H. (2008). *"Whole-Body High-Field-Strength (3.0-T) MR Imaging"* in Clinical Practice Part 1. Technical Considerations and Clinical Applications. Radiology 2008;246:675-96.
- [12] NEMA (2006). National Electrical Manufactures Association. NEMA Standards Publication MS 10-2006. *"Determination of Local Specific Absorption Rate (SAR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging"*. 1300 North 17<sup>th</sup> Street, Suite 1752, Rosslyn, VA 22209.
- [13] NEMA (2008). National Electric Manufactures Association. NEMA Standards Publication MS 8-2008. *"Characterization of the Specific Absorption Rate for Magnetic Resonance Imaging Systems"*, 1300 North 17<sup>th</sup> Street, Suite 1752, Rosslyn, VA 22209.
- [14] RD (2001). Real Decreto 1066/2001, de 28 de septiembre, *"por el que se aprueba el Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas"*.
- [15] SCHAEFER D.J., BOURLAND J.D., NYENHUIS A. (2000). *"Review of Patient Safety in Time-Varying Gradient Fields"*. J. Mag. Reson. Imaging. 2000;12:20-29.
- [16] SCHENCK J.F. (2000). *"Safety of strong static magnetic fields"*. J. Mag. Reson. Imaging. 2000;12:2-19.
- [17] SHELLOCK F.G., CRUES J.V. (2004). *"MR procedures: Biologic Effects, Safety and Patient Care"*. Radiology. 2004;232:635-52.

- [18] SULLIVAN D.M., BORUP D.T., GANDHI O.P. (1987). "*Use of Finite-difference time-domain method in calculating EM absorption in human tissues*". IEEE Trans. Biomed. Eng. 1987;34:148-57.
- [19] VOGT F.M., LADD M.E., HUNOLD P., MATELESCU S., HEBRANK F.X., ZHANG A., DEBATIN J.F., GÖHDE S.C. (2004). "*Increased Time Rate of Change of Gradient Fields: Effect on Peripheral Nerve Stimulation at Clinical MR Imaging*". Radiology. 2004;233:548-54.
- [20] WHO (2006). "*Environmental Health Criteria 232. Static fields*". Geneva: World Health Organization.
- [21] YEE K.S. (1966). "*Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media*". IEEE Trans. on Antennas Propagat. 1966;14:302-7.

**Tema 14:**  
Control de calidad en  
Resonancia magnética

**Ángel Alberich-Bayarri**



# Control de calidad en Resonancia magnética

Ángel Alberich-Bayarri  
Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI2<sup>30</sup>)  
Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Valencia  
QUIBIM SL, Quantitative Imaging Biomarkers in Medicine  
alberich\_ang@gva.es

## 1. Introducción

En imagen llamamos “calidad” a la representación fiel de un objeto o un proceso. En concreto, en imagen médica, el objeto es la anatomía del paciente, el proceso es un proceso biológico y el objetivo es diagnosticar la enfermedad. Es importante diferenciar la calidad técnica de la calidad clínica, la calidad clínica nos proporciona eficacia diagnóstica, mientras que la calidad técnica viene representada por una buena configuración en resolución espacial, contraste, razón señal-ruido, resolución temporal y artefactos. Todos estos parámetros están relacionados y la optimización de un único parámetro es compleja sin perjudicar los valores obtenidos en el resto. Por ejemplo, se puede optimizar la resolución espacial pero esto tendrá implicaciones en la Razón Señal-Ruido (SNR) que disminuirá. La calidad global en imagen médica vendrá dada cuando exista la combinación adecuada entre calidad clínica, entendida como eficacia diagnóstica, y calidad técnica.

En la mayoría de Centros no se realiza ningún control de calidad. La falta de asociación entre el empleo de la Resonancia magnética y el riesgo es una de las causas por las que no se han desarrollado programas de calidad. Los técnicos de servicio del fabricante del equipo son, en la mayoría de casos, los que realizan un control de calidad en las paradas por mantenimiento (aproximadamente cada 6 meses).

En relación a este razonamiento, conviene plantear el siguiente texto extraído del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico PECCR (PECCR 2011):

*Habitualmente, el control de calidad de los equipos de IRM se realiza por la casa comercial fabricante del equipo, acorde con las especificaciones (periodici-*

*dad, tipo de pruebas, valores de aceptación) del contrato de mantenimiento firmado con el centro. No obstante, cada vez es más necesario contar con personal en los centros hospitalarios capaz de realizar este tipo de pruebas para garantizar la idoneidad del estado del equipo entre las revisiones periódicas establecidas en el contrato de mantenimiento, sobre todo, en caso de sospecha de mal funcionamiento. La presencia de radiofísicos en los hospitales como expertos en imagen y en garantía de calidad en radiodiagnóstico, han supuesto para este colectivo la asunción, en algunos centros, de las tareas de garantía y control de calidad en resonancia magnética.*

## 2. Parámetros de interés en el control de calidad

### 2.1. Frecuencia central de resonancia

Representa las variaciones de la frecuencia de sintonización del equipo. Las alteraciones en la frecuencia de resonancia reflejan cambios en la inducción magnética del imán. Dado que el imán no es un superconductor ideal y existen pérdidas mínimas con el tiempo, la frecuencia de resonancia disminuye con el paso del tiempo.

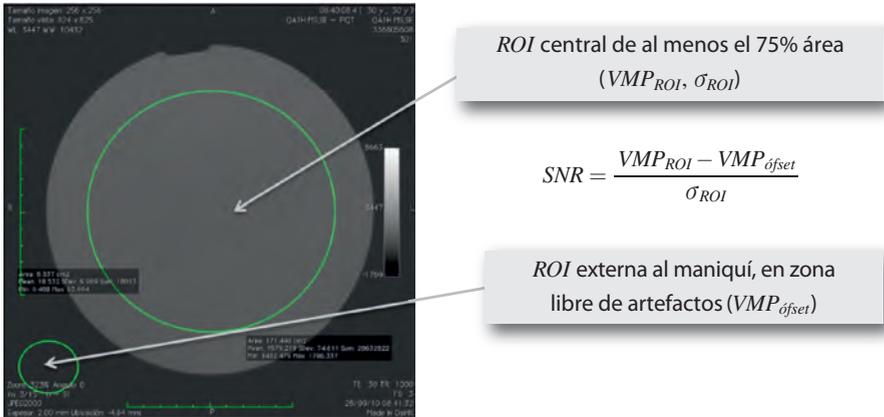
Para medirla emplearemos un maniquí con alguno de sus módulos homogéneo y adquiriremos una imagen uniforme del mismo. El equipo de RM almacena la frecuencia de resonancia en la cabecera DICOM. Por ello, consultando el Tag (0018, 0084) *Imaging Frequency*, deberemos ser capaces de leer la frecuencia de sintonización en Hz y almacenarla para nuestro seguimiento.

A modo de referencia, el PECCR establece que la frecuencia central de resonancia no puede tener una variación diaria superior a 1,5 ppm.

### 2.2. Razón señal-ruido

Este parámetro está muy extendido en todas las modalidades de imagen y ámbitos del procesamiento de señal. Su explicación viene implícita en el nombre y es una de las variables más relevantes para evaluar el grado de señal de una imagen.

Para medirla, se adquiere una imagen uniforme del maniquí, se dibuja una Región de Interés (ROI) que ocupe al menos el 75% del diámetro y mediremos el Valor Medio del Píxel de la ROI ( $VMP_{ROI}$ ) así como la desviación típica ( $\sigma_{ROI}$ ). A continuación, se dibuja otra ROI en una zona libre de artefactos y fuera del maniquí, en el fondo de la imagen. Se calcula la SNR siguiendo las indicaciones de la figura 1.



**Figura 1.** Procedimiento para medir la SNR en un maniquí de RM.

A modo de referencia no existen en la actualidad valores establecidos de SNR frente a los que podamos validar la calidad de los equipos. Se recomienda, por tanto, utilizar el parámetro para el seguimiento de la estabilidad en el tiempo.

### 2.3. Uniformidad integral

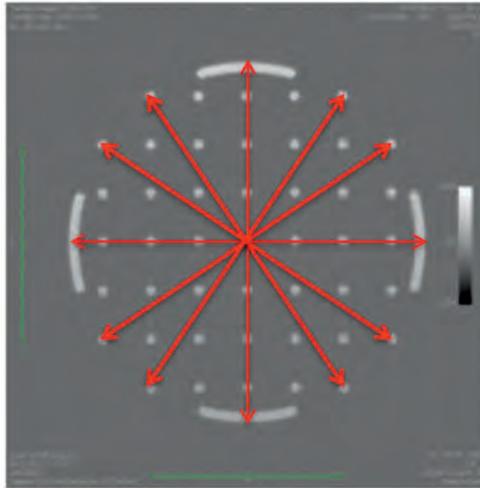
Permite evaluar la deriva de intensidades en una región homogénea. El equipo debería proporcionar una señal lo más constante posible cuando visualizamos un objeto con propiedades homogéneas.

Para medir la uniformidad integral, se adquirirá una imagen en un módulo homogéneo y uniforme del maniquí, al igual que realizábamos para medir la SNR. A continuación, se dibujará una ROI que ocupe al menos el 75% del diámetro del maniquí. Se calcularán los valores máximo y mínimo de señal dentro de la ROI ( $S_{\max}$  y  $S_{\min}$ ). Se calculará a continuación la uniformidad integral siguiendo la ecuación (1). A modo de referencia, el PECCR sí establece unos límites inferiores mínimos para la uniformidad integral, que son de 82% en equipos de 3 T y de 90% en equipos de 1,5 T.

$$UI = 100 \cdot \left( 1 - \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right) \tag{1}$$

### 2.4. Exactitud geométrica

Para el cálculo de la exactitud geométrica utilizamos los elementos del maniquí en los que conocemos exactamente sus dimensiones para calcular el



**Figura 2.** Mediciones para evaluar la exactitud geométrica en direcciones vertical, horizontal y diagonales.

error cometido mediante las mediciones en la imagen. Para calcular la exactitud geométrica se cuantificará la diferencia entre el valor esperado y el medido, tanto en la dirección vertical y horizontal como en las diagonales, lo que permitirá además, evaluar si existe algún tipo de distorsión direccional (Figura 2). A modo de referencia, la diferencia debe estar por debajo de 2 mm.

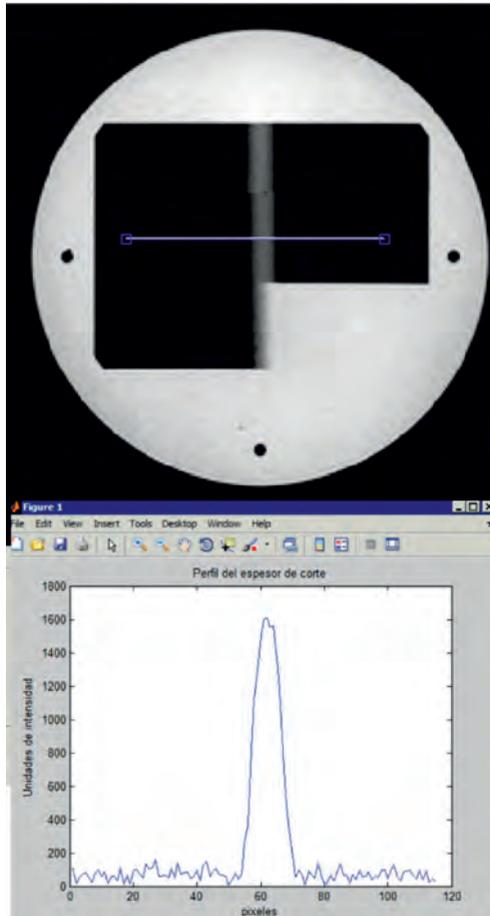
## 2.5. Espesor de corte

La forma más habitual de cuantificar este parámetro es mediante la utilización de maniqués con rampas de ángulo conocido evaluando la anchura media a mitad de la altura (FWHM) del perfil de intensidades (Figura 3).

A modo de referencia, el PECCR establece que la diferencia entre el valor real y el nominal debe estar por debajo de 15%.

## 2.6. Resolución espacial

Es la capacidad para distinguir como separados objetos muy cercanos. Generalmente se evalúa una imagen de un patrón de barras disponible en el maniqué. Si no tenemos patrones de barras en el maniqué del Centro, la alternativa es calcular la Función de Transferencia de Modulación (MTF), que permite evaluar cómo transfiere el equipo el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial. Matemáticamente es el módulo de la trans-



**Figura 3.** Medición del espesor de corte a partir del perfil de intensidades en la rampa del maniquí.

formada de Fourier de la Función de Dispersión de Punto, PSF (*"Point Spread Function"*). Cuanto mayor sea el valor de la MTF para las frecuencias altas, mayor será la definición de los detalles en la imagen.

## 2.7. Visualización de artefactos

La visualización de artefactos ha sido hasta la actualidad, el principal indicador cualitativo de calidad en las imágenes médicas. El control de calidad periódico de los equipos debe incorporar también este control cualitativo mediante la identificación de artefactos.

Según el PECCR (PECCR 2011), la visualización de artefactos debe analizarse en una imagen de un maniquí, donde el propio maniquí y el fondo deben estar libres de cualquier artefacto. La potenciación de imagen recomendada para esta valoración es T1.

Los parámetros a analizar son:

- Apariencia circular del maniquí.
- Presencia/Ausencia de imagen residual (fantasma).
- Presencia de barras o puntos oscuros/brillantes.
- Presencia de objetos no observados en las pruebas de aceptación.

## 2.8. Otros parámetros

- Resolución de bajo contraste.
- Posición y separación de los cortes.
- Interferencia de RF entre cortes (*"slice crosstalk"*).
- Homogeneidad del campo magnético.
- Verificación del blindaje de RF.
- Señal residual porcentual (SRP), *"Ghosting analysis"*.

## 3. Comparación de los protocolos ACR y PECCR

En la figura 4 se comparan las pruebas del protocolo americano ACR (ACR 2015) y del español.

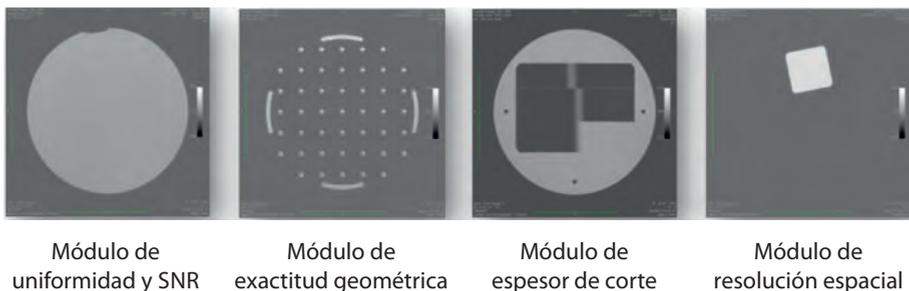
Como se puede apreciar, en el PECCR se pasa de pruebas diarias a pruebas anuales. Desde la perspectiva práctica la propuesta será crear un control de calidad combinado, donde se evalúen ciertos parámetros con periodicidad semanal y otros con periodicidad anual.

## 4. Propuesta de control de calidad

En primer lugar no se recomienda la adquisición o compra de un maniquí específico para control de calidad. Probablemente el equipo de RM disponga ya de uno facilitado por el fabricante. Este tipo de maniqués, aunque no permite medir una gran variedad de parámetros, es suficiente para llevar un control rutinario del equipo y recopilar información. En la figura 5 se puede observar los módulos fundamentales requeridos para el control de calidad propuesto por el autor.

<b>Quality control manual American College of Radiology (ACR)</b>	<b>Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico</b>
<i>Pruebas semanales</i> <ul style="list-style-type: none"><li>• Frecuencia central de resonancia</li><li>• Razón señal-ruido</li><li>• Uniformidad de la imagen</li><li>• Exactitud geométrica</li><li>• Resolución espacial</li><li>• Resolución a bajo contraste</li><li>• Visualización de artefactos</li></ul>	<i>Pruebas diarias</i> <ul style="list-style-type: none"><li>• Frecuencia central de resonancia</li><li>• Visualización de artefactos</li></ul>
<i>Pruebas anuales</i> <ul style="list-style-type: none"><li>• Posición del corte</li><li>• Espesor del corte</li><li>• Interferencia de RF entre cortes</li><li>• Homogeneidad del campo magnético</li></ul>	<i>Pruebas anuales</i> <ul style="list-style-type: none"><li>• Razón señal-ruido</li><li>• Uniformidad de la imagen</li><li>• Exactitud geométrica</li><li>• Resolución espacial</li><li>• Resolución a bajo contraste</li><li>• Posición del corte y separación entre cortes</li><li>• Espesor del corte</li><li>• Interferencia de RF entre cortes</li><li>• Homogeneidad del campo magnético</li><li>• Análisis de imágenes residuales</li></ul>

**Figura 4.** Comparación de los protocolos de control de calidad para RM, del ACR (ACR 2015) y del PECCR (PECCR 2011).



**Figura 5.** Diferentes módulos del maniquí para el control de calidad.

En la figura 6 se puede apreciar la propuesta de control de calidad establecida en el Centro del autor.

<b>Pruebas semanales (1 franja horaria fija el mismo día de la semana)</b>	<b>Pruebas anuales</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Frecuencia central de resonancia</li><li>• Razón señal-ruido</li><li>• Uniformidad de la imagen</li><li>• Exactitud geométrica</li><li>• Espesor del corte</li><li>• Resolución espacial</li><li>• Visualización de artefactos</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Posición del corte</li><li>• Resolución a bajo contraste</li><li>• Interferencia de RF entre cortes</li><li>• Homogeneidad del campo magnético</li><li>• Análisis de imágenes residuales</li></ul>

**Figura 6.** Propuesta de control de calidad en RM.

## 5. Referencias

- [1] ACR (2015). *"MRI Quality Control Manual"*. American College of Radiology. ACR Committee on MRI Accreditation.
- [2] PECCR (2011). *"Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011"*. SEFM, SEPR y SERAM.

# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 1

Medida de la radiación

## Volumen 2

Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 3

Radioterapia externa I.  
Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad

## Volumen 4

Radioterapia externa II.  
Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

## Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 6

Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 7

Protección radiológica hospitalaria

## Volumen 8

Radiobiología y principios de Oncología

## Volumen 9

Radiaciones no ionizantes I.  
Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 10

Radiaciones no ionizantes II.  
Resonancia magnética. Bases físicas, equipos y control de calidad