

**Formación del tecnólogo en resonancia magnética funcional (fMRI) para el abordaje  
temprano del alzhéimer**

Daniela Aguirre Suarez

María Alejandra Chaucanes Ruales

Asesor

Alex Arturo Cifuentes Delgado

Universidad Nacional Abierta y a Distancia – UNAD

Escuela de Ciencias de la Salud - ECISA

Tecnología en Radiología e Imágenes Diagnosticas

2026

## Resumen

Esta monografía aborda el papel de la resonancia funcional (fMRI) como herramienta diagnóstica en la detección precoz de la enfermedad de Alzheimer, desde un enfoque técnico y académico. A través de una revisión documental, se examinan los fundamentos físicos de esta técnica, los principales paradigmas experimentales empleados en estudios de activación cerebral, así como su utilidad clínica en la identificación temprana de alteraciones funcionales. Además, se destaca la importancia del tecnólogo en imágenes diagnósticas como parte activa en la planificación, ejecución y control de calidad de estos estudios, subrayando la necesidad de una formación sólida y actualizada. Este trabajo busca fortalecer la comprensión de la fMRI como recurso clave en el campo de la neuroimagen y promover la reflexión sobre el rol del profesional de la salud en contextos de diagnósticos avanzados.

**Palabras Clave:** fMRI, Alzheimer, diagnóstico funcional, tecnólogo en imágenes.

### **Abstract**

This monograph addresses the role of functional magnetic resonance imaging (fMRI) as a diagnostic tool for the early detection of Alzheimer's disease, from a technical and academic perspective. Through a documentary review, the physical principles of this technique, the main experimental paradigms used in brain activation studies, and its clinical usefulness in identifying early functional alterations are examined. Additionally, the importance of the radiologic technologist is highlighted as an active participant in the planning, execution, and quality control of these studies, emphasizing the need for solid and updated professional training. This work aims to strengthen the understanding of fMRI as a key resource in the field of neuroimaging and to promote reflection on the role of health professionals in advanced diagnostic contexts.

***Keywords:*** fMRI, Alzheimer's disease, functional diagnosis, radiologic technologist.

## Table de Contenido

Introducción .....	9
Justificación.....	10
Objetivos .....	12
Objetivo General .....	12
Objetivos Específicos .....	12
Fundamentos de la Resonancia Magnética Convencional .....	13
Campo Magnético .....	14
Pulsos de Radiofrecuencia y Bobinas.....	14
Procesos de Relajación T1 y T2 .....	16
Parámetros Técnicos en Resonancia Magnética.....	17
Tiempo de Repetición (TR).....	18
Tiempo de Eco (TE) .....	18
Campo de Visión (FOV – Field of View) .....	18
Matriz .....	19
Grosor de Corte (Slice Thickness).....	20
Espacio entre Cortes .....	21
De la Resonancia Magnética Convencional a la Resonancia Magnética Funcional fMRI .....	21
Fundamentos Físicos de la Resonancia Magnética Funcional (fMRI).....	22
Señal BOLD.....	22
Secuencias Utilizadas en fMRI.....	23
Secuencia de Eco de Gradiente (GRE).....	23
Ponderación en T2* y Formación del Eco Gradiente.....	26

Ponderación en T2* .....	26
Formación del Eco de Gradiente .....	27
Secuencia EPI .....	28
Preparación y Contraste.....	29
GE-EPI (Gradient Echo EPI).....	29
SE-EPI (Spin Echo EPI) .....	29
IR-EPI (Inversión Recovery EPI).....	30
DW-EPI (Diffusion Weighted EPI).....	30
Gradientes y Relleno del Espacio-k.....	31
Non-Blipped EPI (EPI sin Parpadeo) .....	32
Blipped EPI (EPI con parpadeo) .....	32
Spral EPI (EPI en Espiral).....	33
Paradigmas de Activación Funcional .....	34
Paradigmas de Lenguaje .....	35
Paradigmas Motoras .....	35
Paradigma Visual.....	35
Paradigmas Auditivos.....	35
Diseño Funcional por Bloques .....	37
Fluencia Fonológica.....	37
Fluencia Semántica.....	39
Paradigmas de Comprensión de Lectura .....	40
Paradigma Motor.....	41
Motor Manos .....	41

Motor Pie .....	42
Motor Boca y Lengua.....	43
Paradigma Visual .....	45
Paradigma Auditivo.....	46
Conectividad Funcional Cerebral .....	46
Enfermedad de Alzhéimer (EA).....	49
Definición y Características Biológicas .....	49
Causas y Factores de Riesgo .....	50
Evolución Clínica .....	51
Áreas Cerebrales Afectadas.....	51
Resonancia Magnética Funcional en el Diagnóstico Temprano en el Alzhéimer .....	52
Fundamento del Uso de Resonancia Magnética Funcional en Alzhéimer .....	52
Redes Neuronales Funcionales Alteradas en el Alzhéimer .....	52
Red Modo por Defecto (DMN) .....	53
Red Ejecutiva Central (CEN) .....	54
Red de Saliencia .....	54
Aplicaciones Clínicas .....	55
Detección Temprana .....	55
Seguimiento de la Progresión. ....	55
Evaluación Terapéutica.....	55
Rol e Impacto del Tecnólogo en la fMRI.....	55
Conclusiones .....	59
Referencias Bibliográficas.....	61

## Lista de Figuras

<b>Figura 1</b> <i>Representación Esquemática de los Principios Básicos de la Resonancia Magnética</i>	13
<b>Figura 2</b> <i>Disposición de Bobinas en un Escáner de RM</i> .....	15
<b>Figura 3</b> <i>Curvas de Relajación T1 y T2 en RM</i> .....	17
<b>Figura 4</b> <i>Representación de los Tiempos TR Y TE en una Secuencia de RM Tipo Spin-Echo</i> ....	18
<b>Figura 5</b> <i>Representación del Campo de Visión (FOV) en Imágenes por RM</i> .....	19
<b>Figura 6</b> <i>Comparación del Efecto de Campo de Visión (FOV)</i> .....	20
<b>Figura 7</b> <i>Pelvis con Diferente Grosor de Corte en RM</i> .....	20
<b>Figura 8</b> <i>Ejemplos de Espacio entre Cortes (interslice gap) en RM</i> .....	21
<b>Figura 9</b> <i>Representación Esquemática de la Señal BOLD</i> .....	23
<b>Figura 10</b> <i>Ángulo de Volteo u Inferior a 90°</i> .....	24
<b>Figura 11</b> <i>Ángulo de Excitación Parcial</i> .....	24
<b>Figura 12</b> <i>Efecto del Ángulo de Excitación Parcial sobre la Magnetización y la Señal en Secuencias de RM con Tiempo de Repetición Corto</i> .....	25
<b>Figura 13</b> <i>Plano Trasversal, Responsable de la Señal de RMN</i> .....	26
<b>Figura 14</b> <i>Formación del Eco de Gradiente</i> .....	28
<b>Figura 15</b> <i>GE-EPI (Gradient Echo EPI)</i> .....	29
<b>Figura 16</b> <i>SE-EPI (Spin Echo EPI)</i> .....	30
<b>Figura 17</b> <i>DW-EPI (Diffusion Weighted EPI)</i> .....	31
<b>Figura 18</b> <i>Gradientes y Relleno del Espacio-k</i> .....	32
<b>Figura 19</b> <i>Paradigmas de Activación Funcional</i> .....	34
<b>Figura 20</b> <i>Relación entre Distintos Paradigmas Usado en Resonancia Magnética Funcional y las Áreas Cerebrales que Activan</i> .....	36

<b>Figura 21</b> <i>Ejemplo Paradigma Motor</i> .....	37
<b>Figura 22</b> <i>Fluencia Fonológica (Áreas Cerebrales Implicadas en este Paradigma)</i> .....	38
<b>Figura 23</b> <i>Fluencia Fonológica</i> .....	39
<b>Figura 24</b> <i>Fluencia Semántica</i> .....	40
<b>Figura 25</b> <i>Paradigmas de Comprensión de Lectura</i> .....	41
<b>Figura 26</b> <i>Paradigma Motor: Motor Manos</i> .....	42
<b>Figura 27</b> <i>Paradigma Motor: Motor Pie</i> .....	43
<b>Figura 28</b> <i>Paradigma Motor: Motor Pie Activación</i> .....	43
<b>Figura 29</b> <i>Paradigma Motor: Motor Boca y Lengua</i> .....	44
<b>Figura 30</b> <i>Motor Boca y Lengua: Producción Silábica</i> .....	44
<b>Figura 31</b> <i>Paradigma Visual</i> .....	45
<b>Figura 32</b> <i>Paradigma Auditivo-Tonos</i> .....	46
<b>Figura 33</b> <i>Conectividad Funcional Cerebral</i> .....	48
<b>Figura 34</b> <i>Comparación entre un Cerebro Normal y un Cerebro con Alzheimer</i> .....	49
<b>Figura 35</b> <i>Etiología Multifactorial de la Enfermedad de Alzheimer</i> .....	50
<b>Figura 36</b> <i>Red en Modo por Defecto DMN</i> .....	53
<b>Figura 37</b> <i>Redes Funcionales Cerebrales Relevantes en el Estudio del Alzheimer Mediante fMRI</i> .....	54

## Introducción

La resonancia magnética (fMRI) es una herramienta avanzada de neuroimagen que permite analizar en tiempo real la actividad cerebral, mediante la detección de variaciones en la oxigenación de la sangre asociadas a la actividad neuronal. A diferencia de los estudios convencionales, que se enfocan principalmente en la anatomía cerebral, la fMRI proporciona información funcional valiosa tanto en individuos sanos como en aquellos con alteraciones neurológicas.

Dentro del espectro de enfermedades neurodegenerativas, el alzhéimer representa un reto diagnóstico considerable debido a que sus manifestaciones clínicas suelen aparecer en etapas avanzadas, cuando ya existe un daño neuronal significativo. En este contexto la fMRI ha emergido como una herramienta prometedora para la identificación temprana de cambios funcionales sutiles que preceden a los síntomas evidentes (Ascencio et al., 2006).

Esta monografía tiene como objetivo analizar el papel de la resonancia magnética funcional en el diagnóstico temprano de la enfermedad de alzhéimer, con énfasis en sus principios técnicos, los paradigmas experimentales utilizados y sus aplicaciones clínicas actuales. Además, se abordará la importancia de la formación académica y práctica del tecnólogo en imágenes diagnósticas, quien desempeña un papel esencial en la planificación, ejecución y análisis de este tipo de estudios, garantizando la calidad, seguridad y efectividad del procedimiento.

## Justificación

La enfermedad de alzhéimer representa una de las principales causas de demencia a nivel mundial y constituye un importante desafío en el diagnóstico, especialmente en sus etapas iniciales. Ante esta situación, la resonancia magnética funcional se ha posicionado como una herramienta de gran valor, ya que permite detectar de manera temprana alteraciones en la conectividad neuronal y los procesos cognitivos, aportando información relevante para el diagnóstico diferencial y el estudio del deterioro cognitivo leve.

A pesar de su relevancia científica, en el contexto colombiano, y particularmente en la ciudad de Cali, la aplicación clínica y académica de la fMRI continúa siendo limitada. La escasa disponibilidad de equipos especializados, los altos costos operativos y la falta de personal capacitado restringen su uso en la práctica médica y en la investigación. Esta realidad refleja la necesidad de fortalecer las capacidades técnicas y académicas del tecnólogo en radiología e imágenes diagnósticas, figura esencial en la adquisición y procesamiento de imágenes de neuroimagen avanzada.

Asimismo, se evidencia una falta de información científica local sobre la utilidad de fMRI en el diagnóstico del alzhéimer, así como una ausencia de formación formal en esta técnica dentro de los programas académicos del área. La carencia de cursos, seminarios o espacios de actualización relacionados con la fMRI genera un vacío en la formación profesional, lo que se traduce en barreras formativas que limitan la participación del tecnólogo en escenarios clínicos y de investigación.

Por ello, esta monografía cobra especial relevancia al analizar el papel de la fMRI en el diagnóstico temprano del alzhéimer, destacando su potencial clínico y sus implicaciones en la formación del tecnólogo en radiología. Los resultados de este trabajo buscan visibilizar la

importancia de incorporar la fMRI en los procesos formativos, promover el interés académico en neuroimagen avanzada y fomentar el desarrollo de competencias que contribuyan a la mejora del diagnóstico temprano y la atención integral de los pacientes con alzhéimer en el contexto colombiano.

## **Objetivos**

### **Objetivo General**

Analizar el papel de la resonancia magnética funcional en la identificación temprana de la EA, destacando sus fundamentos técnicos y los paradigmas empleados, y evaluando las barreras formativas y oportunidades que enfrenta el tecnólogo en radiología e imágenes diagnósticas en su implementación clínica e investigativa.

### **Objetivos Específicos**

Describir los fundamentos técnicos y principios del funcionamiento de la resonancia magnética funcional aplicados al diagnóstico temprano de la enfermedad de alzhéimer.

Examinar las principales evidencias científicas que respalden el uso de la fMRI en la detección temprana de alteraciones cognitivas y funcionales asociadas con la EA.

Identificar el papel y las competencias del tecnólogo en radiología dentro del proceso de adquisición e interpretación de imágenes funcionales cerebrales.

Analizar las necesidades formativas del tecnólogo en radiología frente a la implementación clínica de fMRI, y su integración en la práctica profesional.

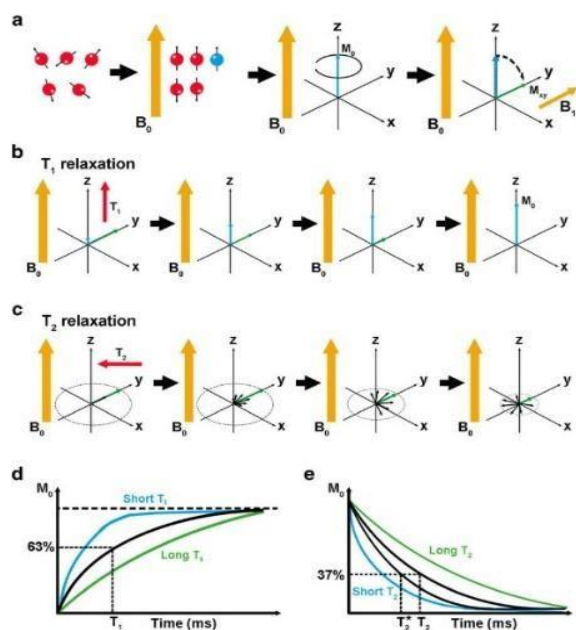
## Fundamentos de la Resonancia Magnética Convencional

La resonancia magnética (RM) es una técnica de imagen no invasiva que utiliza campos magnéticos y ondas de radiofrecuencia para obtener imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo humano. A diferencia de otros métodos imagenológicos como la tomografía computarizada (TC) o los rayos X, la RM no emplea radiación ionizante, lo que la convierte en una opción segura para los estudios neurológicos, musco-esqueléticos, entre otros.

Esta técnica se basa en principios de física nuclear, particularmente en el comportamiento de los protones sometidos a un campo magnético externo. Cuando el cuerpo del paciente se expone a dicho campo, los protones de los tejidos se alinean con él. Posteriormente, se aplican pulsos de radiofrecuencia que altera esa alineación (Bushberg et al., 2011). Al cesar los pulsos, los protones regresan a su estado original, liberando señales que son captadas por antenas receptoras (bobinas) transformadas en imágenes mediante procesamiento computarizado.

**Figura 1**

*Representación Esquemática de los Principios Básicos de la Resonancia Magnética*



*Nota.* Tomado de Mastrogiacomo et al. (2019).

## **Campo Magnético**

Uno de los elementos fundamentales en la resonancia magnética es el campo magnético principal, conocido como  $B_0$ , que se genera mediante imanes incorporados en el equipo. Este campo es el responsable de alinear los protones presentes en los tejidos del cuerpo humano. Permitiendo la interacción necesaria para generar imágenes. Cuanto más intenso y homogéneo sea el campo magnético, mayor será la resolución y calidad de las imágenes obtenidas.

Existen tres tipos de imanes utilizados en los equipos de RM: resistivos, permanentes y superconductivos. Los imanes resistivos emplean bobinas conductoras y requieren un suministro constante de energía eléctrica; los imanes permanentes, en cambio, no necesitan electricidad continua, pero generan campos menos potentes. Los más comunes en la práctica clínica actual son los *imanes superconductivos*, los cuales pueden alcanzar altos niveles de intensidad (usualmente 1.5T o 3.0T) y ofrecen una excelente relación señal-ruido (Parizh et al., 2016).

La elección del tipo de imán y la intensidad del campo magnético dependerá de los factores como el tipo de estudio clínico, el área anatómica de interés y la infraestructura del centro radiológico.

## **Pulsos de Radiofrecuencia y Bobinas**

En la RM, los pulsos de radiofrecuencia (RF) son fundamentales para alterar el equilibrio de los protones alineados con el campo magnético principal ( $B_0$ ). Estos pulsos se emiten a una frecuencia específica, conocida como frecuencia de Larmor, que depende del tipo de núcleo atómico y de la intensidad del campo magnético aplicado (Cobo, 2024).

Cuando se aplica un pulso de RF, los protones absorben energía y cambian su orientación, desplazando el vector de magnetización desde el eje longitudinal ( $M_z$ ) hacia el plano

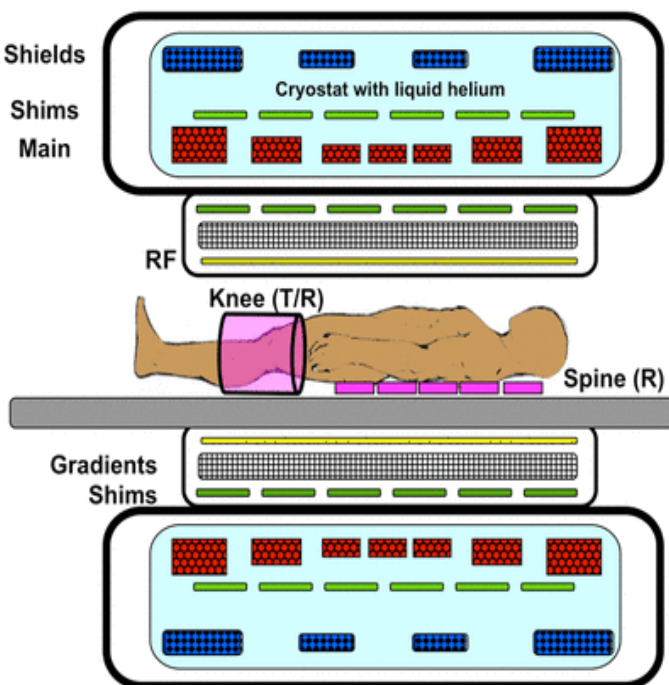
transversal ( $M_{xy}$ ). Al finalizar el pulso, los protones regresan gradualmente a su estado de equilibrio, emitiendo una señal que será utilizada para reconstruir la imagen (Cobo, 2024).

La emisión y recepción de estas señales se logra a través de bobinas, que son dispositivos ubicados estratégicamente dentro del escáner. Existen bobinas trasmisoras, encargadas de generar los pulsos de RF, y bobinas receptoras, que captan las señales emitidas por los protones. También hay bobinas combinadas que cumplen ambas funciones, y su elección depende del área anatómica a estudiar (Cobo, 2024).

Como se muestra en la figura 2, las bobinas de superficie situadas cerca del paciente son esenciales para aumentar la relación señal-ruido (SNR), mientras que las bobinas de volumen proveen excitación homogénea.

## Figura 2

### *Disposición de Bobinas en un Escáner de RM*



*Nota.* Tomado de Elster (2025).

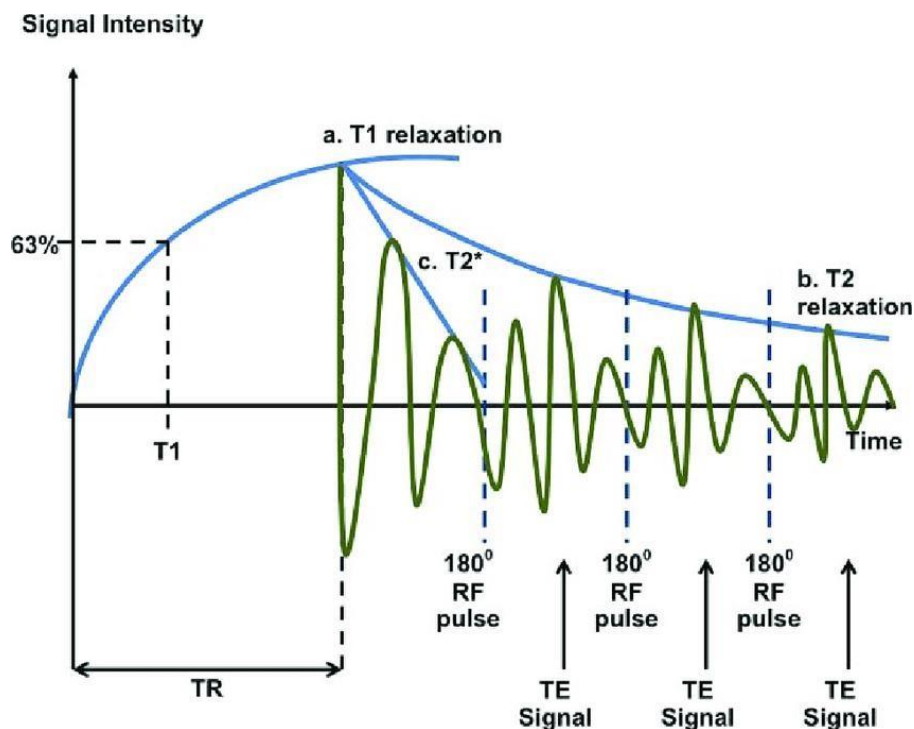
## Procesos de Relajación T1 y T2

Tras la aplicación del pulso de radiofrecuencia (RF), los protones que habían sido excitados comienzan a regresar a su estado de equilibrio, proceso conocido como relajación (Haacke et al., 1999). Este retorno se da en dos formas simultáneas, pero independientes: relajación longitudinal (T1) y relajación transversal (T2) (Bushberg et al., 2011), ambas fundamentales para la formación de la imagen en resonancia magnética (Smith et al., 2018).

La relajación T1 se refiere al tiempo que tarda el vector de magnetización en recuperar su alineación original con el campo magnético principal (eje longitudinal o eje Z). Es un proceso de transferencia de energía desde los protones hacia su entorno, también llamado “red”, por lo cual se conoce como relajación spin-red. Cada tipo de tejido tiene un valor específico T1, lo que permite distinguirlos en las imágenes ponderadas en T1.

Por otro lado, la relajación T2 corresponde a la pérdida de coherencia entre los protones en el plano transversal (XY). Aunque los protones siguen girando, lo hacen cada vez más desfasados unos de otros, lo cual reduce la intensidad de la señal. Este fenómeno se conoce como relajación spin-spin, y es responsable del contraste observado en las imágenes ponderadas en T2 (Bushberg et al., 2011).

La diferencia en los tiempos de relajación entre tejidos como el líquido cefalorraquídeo, la sustancia gris y la sustancia blanca, permite generar distintos contrastes, lo cual resulta clave para identificar anomalías estructurales y funcionales.

**Figura 3***Curvas de Relajación T1 y T2 en RM*

*Nota.* Tomado de Currie et al. (2012)

Como se observa en la figura 3, la recuperación del vector longitudinal ocurre más lentamente que la pérdida de coherencia transversal, lo cual genera contraste diferencial entre tejidos.

### **Parámetros Técnicos en Resonancia Magnética**

La calidad de una imagen por RM depende en gran medida de la adecuada configuración de los parámetros técnicos durante la adquisición. Estos son los factores técnicos clave que determina las características finales de la imagen, como la nitidez, el contraste y el tiempo de exploración (Hendrick, 2005).

### Tiempo de Repetición (TR)

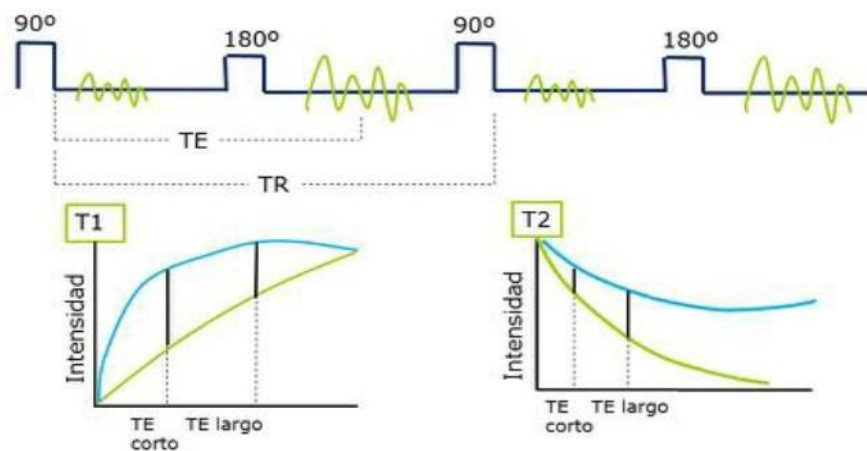
Es el tiempo que transcurre entre la aplicación de un pulso de radiofrecuencia y la repetición del siguiente pulso sobre el mismo plano de corte. Un TR corto favorece la obtención de imágenes ponderadas en T1, mientras que un TR largo reduce la influencia del contraste T1 y permite otras ponderaciones.

### Tiempo de Eco (TE)

Es el intervalo entre la aplicación del pulso de RF y el momento en que se recoge la señal de eco. Un TE corto permite visualizar imágenes con ponderación en T1, mientras que un TE largo destaca las diferencias de relajación T2, lo cual es útil para evidenciar edema, inflamación o lesiones isquémicas.

### Figura 4

*Representación de los Tiempos TR Y TE en una Secuencia de RM Tipo Spin-Echo*



*Nota.* Tomado de Loiza y Cáceres (2018).

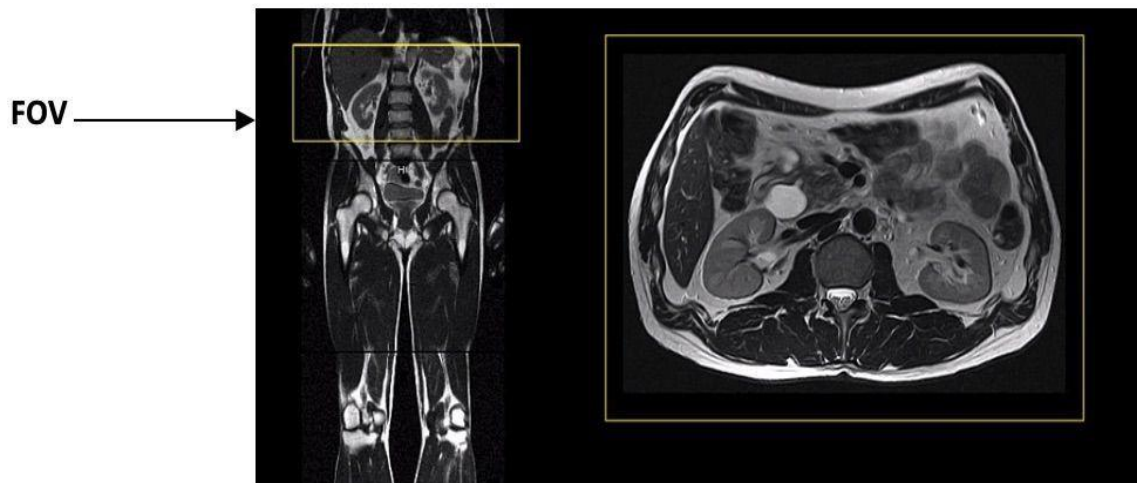
### Campo de Visión (FOV – Field of View)

Representa el tamaño del área anatómica que se visualiza en cada imagen. Un FOV mayor cubre estructuras más grandes, pero reduce la resolución espacial, mientras que un FOV

más pequeño mejora la resolución, pero limita el área visualizada. La elección del FOV depende de la zona a estudiar y del objetivo clínico.

### Figura 5

*Representación del Campo de Visión (FOV) en Imágenes por RM*



*Nota.* Tomado de Azcón et al. (2014)

### Matriz

La matriz define el número de píxeles que componen la imagen, expresado como filas x columnas (ejemplo, 256x256). A mayor número de píxeles, mayor será la resolución espacial de la imagen. No obstante, un incremento en la matriz también aumenta el tiempo de adquisición y la necesidad de potencia computacional.

**Figura 6**

*Comparación del Efecto de Campo de Visión (FOV)*



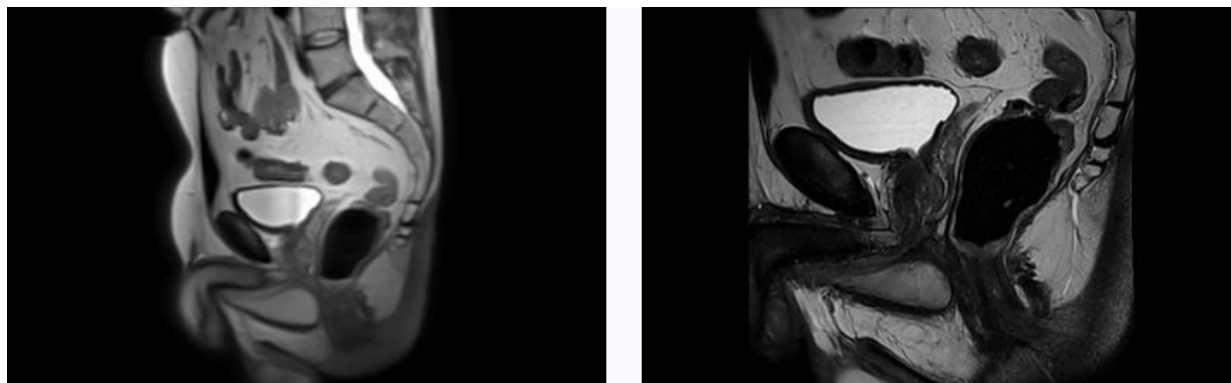
*Nota.* Tomado de Azcón et al. (2014)

**Grosor de Corte (Slice Thickness)**

Es la medida del espesor de cada sección adquirida. Cortes más delgados mejoran la detección de detalles anatómicos pequeños, pero aumentan el tiempo total del estudio y pueden reducir la relación señal-ruido.

**Figura 7**

*Pelvis con Diferente Grosor de Corte en RM*



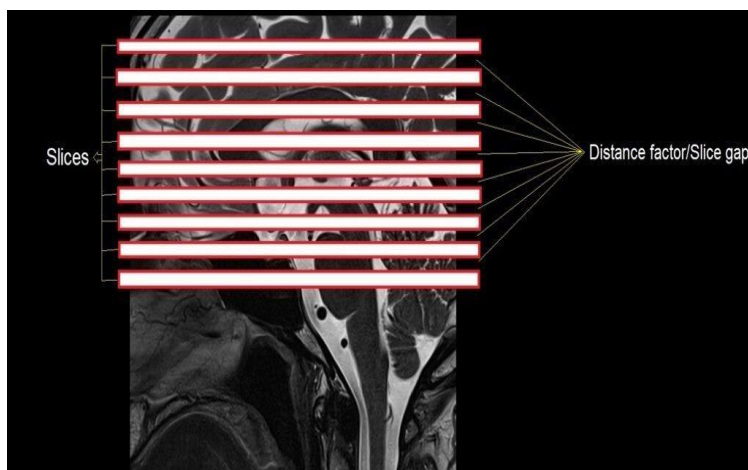
*Nota.* Tomado de MRI Máster (2023)

## Espacio entre Cortes

Se refiere al espacio entre un corte y otro, puede establecerse como “gap cero” (sin superposición) o con separación definida. Un espacio adecuado evita la pérdida de información entre cortes y mejora la reconstrucción tridimensional si se requiere.

### Figura 8

*Ejemplos de Espacio entre Cortes (interslice gap) en RM*



*Nota.* Tomado de MRI Máster (2023).

## De la Resonancia Magnética Convencional a la Resonancia Magnética Funcional fMRI

La resonancia magnética funcional (fMRI) es una extensión avanzada de la técnica convencional de RM, orientada al estudio de la actividad cerebral en tiempo real. A diferencia de la RM estructural, que se centra en las características anatómicas, la fMRI permite observar procesos fisiológicos mediante la detección de variaciones en el flujo sanguíneo cerebral, gracias al efecto BOLD (Blood Oxygen Level Dependent). Esta herramienta ha revolucionado la investigación en neurociencias y el diagnóstico precoz de enfermedades neurodegenerativas como el Alzheimer (Glover, 2011).

## **Fundamentos Físicos de la Resonancia Magnética Funcional (fMRI)**

### ***Señal BOLD***

La señal BOLD (por sus siglas en inglés: *Blood Oxygen Level Dependent*). Es el principio físico sobre el cual se fundamenta la resonancia magnética funcional, Ogawa et al. (1990) identificaron que los cambios en la concentración de desoxihemoglobina durante la activación neuronal podían generar variaciones en la señal magnética, lo que dio origen a la señal BOLD en la resonancia magnética funcional.

Esta señal se basa en cambios locales del flujo sanguíneo cerebral, el volumen sanguíneo y la concentración de oxígeno como respuesta a la actividad neuronal. Cuando una región del cerebro se activa, aumenta su demanda de oxígeno, lo que desencadena una respuesta vascular que incrementa el suministro de sangre oxigenada. Esta respuesta genera un exceso temporal de oxihemoglobina sobre desoxihemoglobina en los capilares locales (Ogawa et al., 1990).

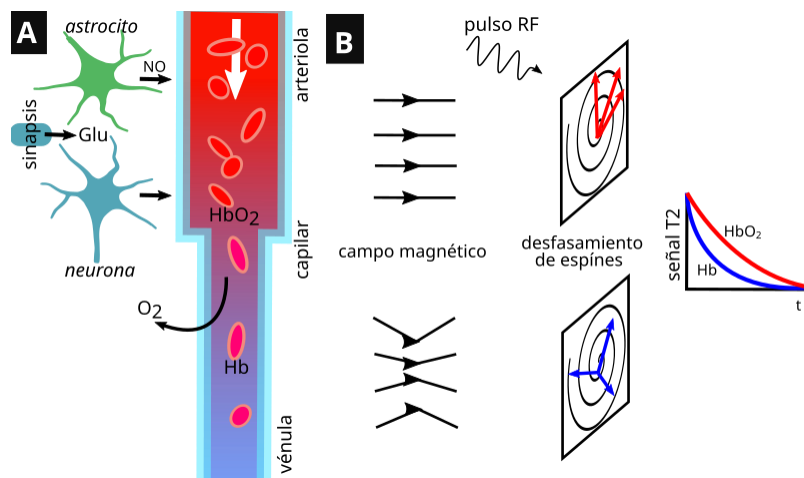
La desoxihemoglobina, al ser paramagnética, genera inhomogeneidades en el campo magnético local, disminuyendo la señal en secuencias ponderadas en T2\*. Por el contrario, cuando predomina la oxihemoglobina (diamagnética), la señal en la imagen aumenta. Este contraste es la base para detectar áreas de activación cerebral a través de la fMRI (Logothetis, 2008).

La señal BOLD no mide directamente la actividad eléctrica neuronal, sino los cambios hemodinámicos asociados, por lo que su resolución temporal es limitada (del orden de segundos). Sin embargo, su alta resolución espacial y carácter no invasivo la convierten en una herramienta poderosa tanto en investigación como en contextos clínicos, especialmente en el estudio de enfermedades neurodegenerativas (Gaillard et al., 2008).

Esta capacidad de detectar cambios hemodinámicos ha permitido desarrollar diseños experimentales (paradigmas) y métodos de análisis funcional que revelan no solo activaciones puntuales, sino también la interacción entre distintas regiones cerebrales.

### Figura 9

#### *Representación Esquemática de la Señal BOLD*



*Nota.* Tomado de Isacdaavid (2020)

#### *Secuencias Utilizadas en fMRI*

La eficacia de la resonancia magnética funcional depende en gran medida de la elección de la secuencia utilizada para adquirir las imágenes. Estas secuencias deben ser lo suficientemente rápidas para capturar cambios temporales sutiles en la señal BOLD, y lo suficientemente sensibles para detectar pequeñas variaciones en la oxigenación sanguínea vinculadas a la actividad cerebral.

#### *Secuencia de Eco de Gradiente (GRE)*

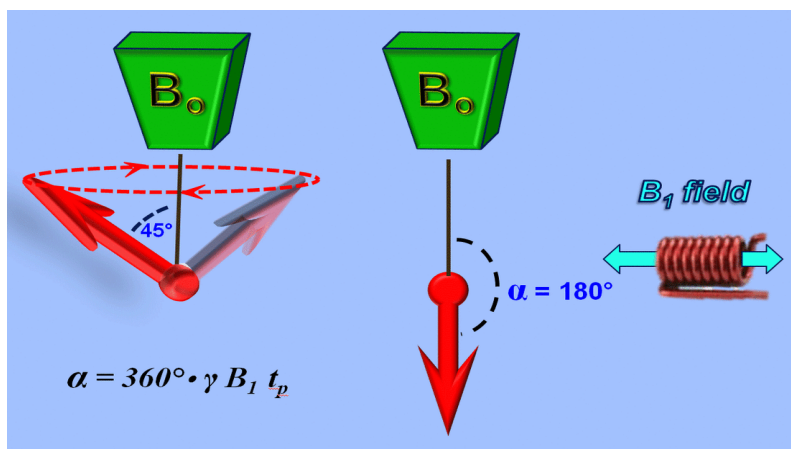
Las secuencias de eco gradiente (Gradient Echo, GRE) constituye una de las herramientas más versátiles de la resonancia magnética moderna, especialmente en contextos donde se requiere rapidez en la adquisición de datos y flexibilidad en la manipulación del

contraste. Estas secuencias se diferencian de manera fundamental de las secuencias de eco espín (SE), tanto en la forma de generar eco como en la manera de controlar la magnetización. Entre las diferencias fundamentales de eco gradiente y eco espín tenemos:

El ángulo de volteo utilizado suele ser inferior a  $90^\circ$

### Figura 10

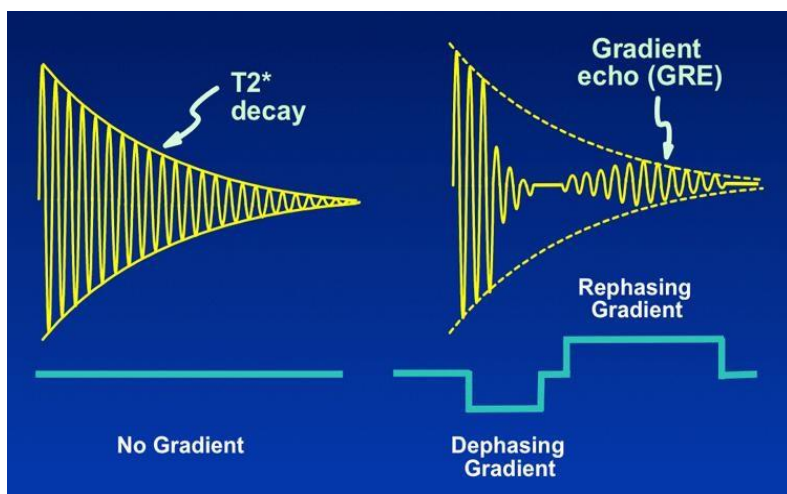
*Ángulo de Volteo u Inferior a  $90^\circ$*



*Nota.* Tomado de Elster (2025).

### Figura 11

*Ángulo de Excitación Parcial*



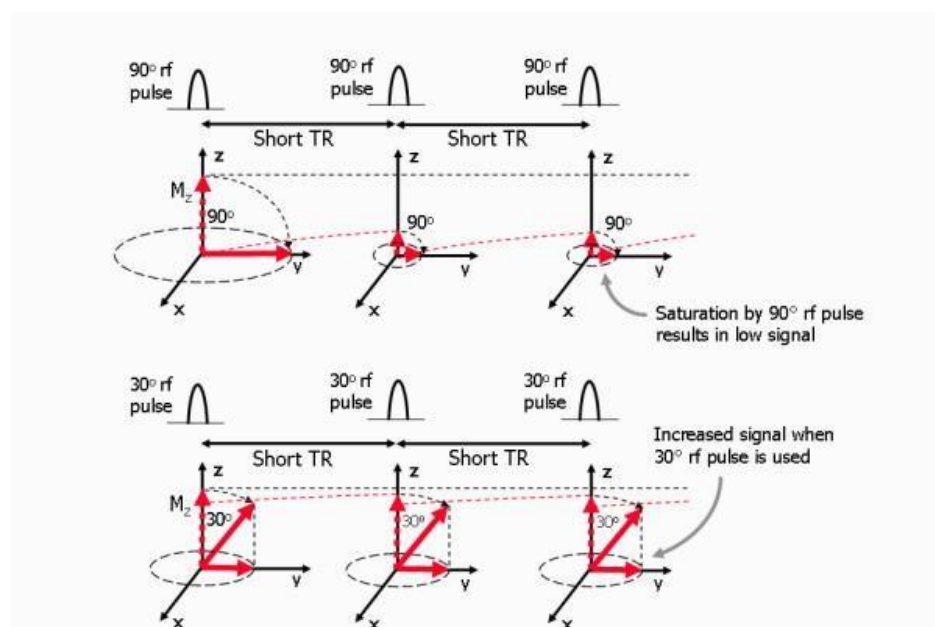
*Nota.* Tomado de Elster (2025).

En este orden de ideas, se denota que el trabajo de un ángulo de excitación parcial implica que solo una fracción de la magnetización longitudinal se traslada al plano transversal, como consecuencias:

La magnetización longitudinal se recupera con mayor rapidez, lo que posibilita usar tiempos de repetición (TR) y de eco (TE) más cortos. Se consigue así una reducción en el tiempo total de adquisición (Elster, 2025).

### Figura 12

*Efecto del Ángulo de Excitación Parcial sobre la Magnetización y la Señal en Secuencias de RM con Tiempo de Repetición Corto*



*Nota.* Tomado de Ridgway (2010).

En este sentido, se puede afirmar que entre las ventajas de esta estrategia incluyen:

Adquisiciones más rápidas, adecuadas para estudios dinámicos

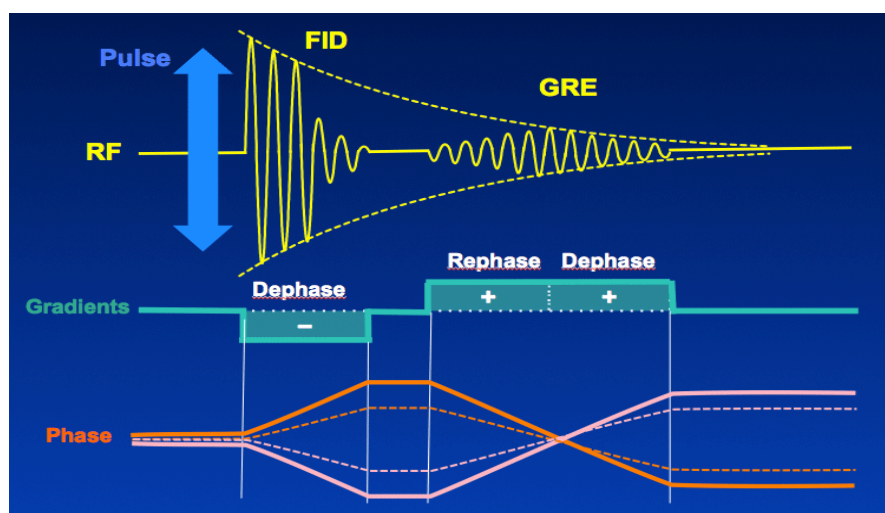
Nuevos contrastes tisulares, derivados de la manipulación del flip angle y la ausencia del pulso de refase.

Mayor intensidad de señal en secuencias con TR corto.

El ángulo de inclinación determina tanto la proporción de magnetización que se proyecta en el plano trasversal, responsable de la señal de RMN como la fracción que permanece en el eje longitudinal y se recupera según el T1 y el TR seleccionados.

### Figura 13

*Plano Trasversal, Responsable de la Señal de RMN*



*Nota.* Tomado de Elster (2025).

En este sentido, con un ángulo de excitación bajo, la magnetización longitudinal residual es mayor y su recuperación más completa. No obstante, la magnetización trasversal inducida será menor, lo que reduce la amplitud de la señal inicial.

### Ponderación en T2\* y Formación del Eco Gradiente

#### *Ponderación en T2\**

La pérdida de señal en las consecuencias de eco de gradiente se debe a la combinación de dos factores:

La relajación espin-espin (T2) propia de cada tejido, de naturaleza aleatoria

Las inhomogeneidades del campo magnético ( $B_0$ ) y los efectos de susceptibilidad magnética, que son de carácter estático.

En las secuencias GRE no se emplea un pulso de refase de  $180^\circ$ , por lo que los efectos producidos por inhomogeneidades de campo no son corregidos. Como resultado, la señal se ve afectada tanto por el T2 intrínseco como por las inhomogeneidades del campo estático, lo que se denomina T2\*. De esta manera, las imágenes GRE están ponderadas en T2\* y no en T2 puro, lo que las hace más sensibles a artefactos de susceptibilidad magnética que las secuencias de eco de spin (Gili, 2002).

### ***Formación del Eco de Gradiente***

Cabe señalar que en ausencia de pulso de  $180^\circ$ , el eco debe generarse mediante la acción de los gradientes. Par ello se utiliza el gradiente de lectura (o de codificación de frecuencia) en forma bipolar:

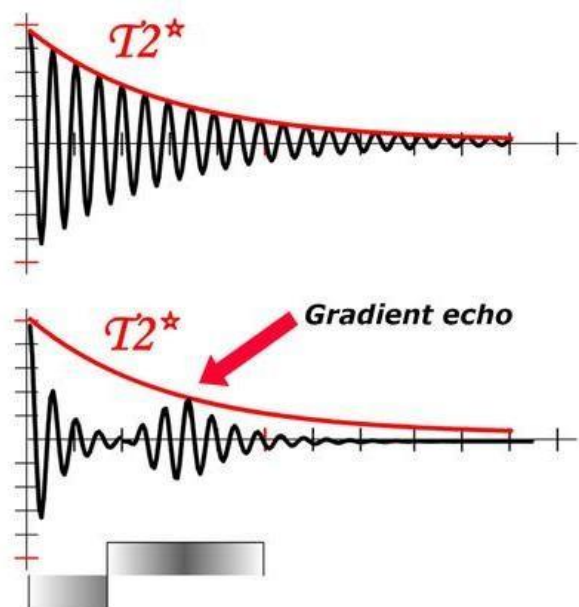
Primero se aplica un lóbulo de desfase, que altera la coherencia de los espines en una dirección. Posteriormente, durante la lectura, se aplica un gradiente de signo contrario que refase transitoriamente a los espines, produciendo el eco (Gili, 2002).

Este mecanismo implica que:

En la primera mitad del gradiente de lectura, los espines se refasan (anulando el desfase inicial). En la segunda mitad, vuelven a desfasarse progresivamente. El instante en que los espines alcanzan la máxima coherencia y la señal es más intensa se denomina tiempo de eco (TE) (Gili, 2002).

## Figura 14

### Formación del Eco de Gradiente



*Nota.* Tomado de IMAIOS SAS. (s.f.).

### Secuencia EPI

La secuencia eco-planar se reconoce como la modalidad más veloz dentro de la resonancia magnética, ya que permite adquirir imágenes en aproximadamente 100 ms por corte. Esta rapidez implica ciertos compromisos en la calidad de la imagen, principalmente una menor resolución espacial y la presencia de artefactos asociados a la susceptibilidad magnética (IMAIOS SAS., s.f.).

El esquema de adquisición consiste en la aplicación de un pulso de excitación, en algunos casos acompañado por una preparación previa de la magnetización, seguido de la obtención continua de señales mediante un tren de ecos de gradiente. Con este proceso se llena el espacio K de forma completa o parcial, ya sea en un solo disparo o en adquisiciones segmentadas. Para

ello, los gradientes de lectura y de codificación de fase se ajustan a diferentes trayectorias de muestreo, como codificación constante, intermitente o en espiral.

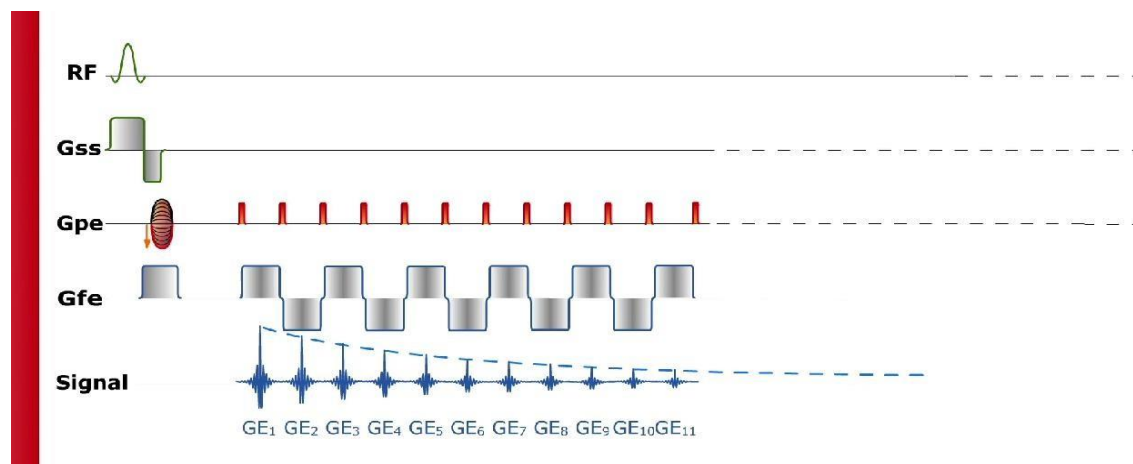
### ***Preparación y Contraste***

El contraste en las secuencias eco-planar (EPI) depende fundamental del tipo de pulso de excitación empleado y de la preparación previa de la magnetización. Según la variación utilizada, se pueden obtener diferentes tipos de ponderación:

**GE-EPI (Gradient Echo EPI).** Utiliza un único pulso de radiofrecuencia, sin preparación adicional produce ponderación  $T_2^*$ , ampliamente usada en estudios de resonancia magnética funcional por su sensibilidad a la señal BOLD.

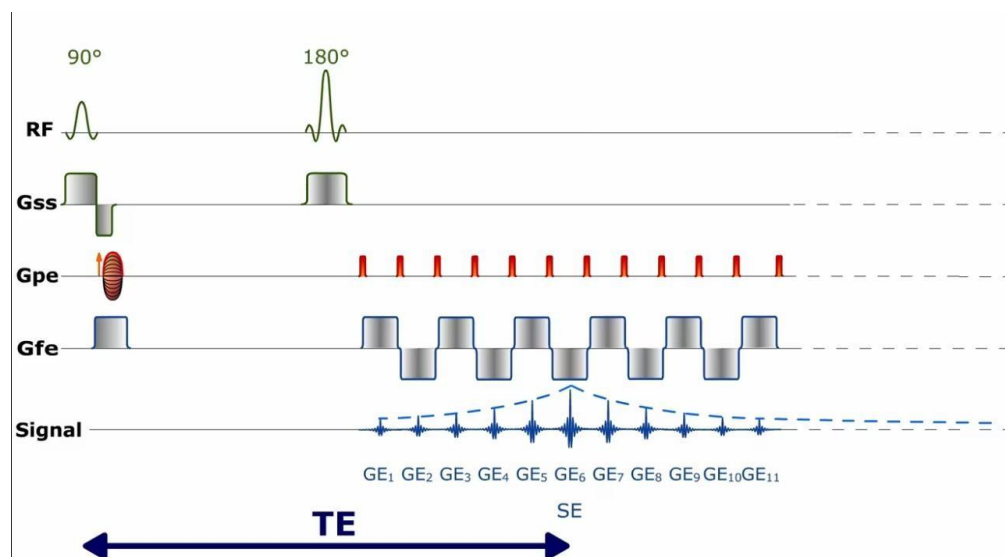
### **Figura 15**

*GE-EPI (Gradient Echo EPI)*



*Nota.* Tomado de IMAIOS SAS. (s.f.).

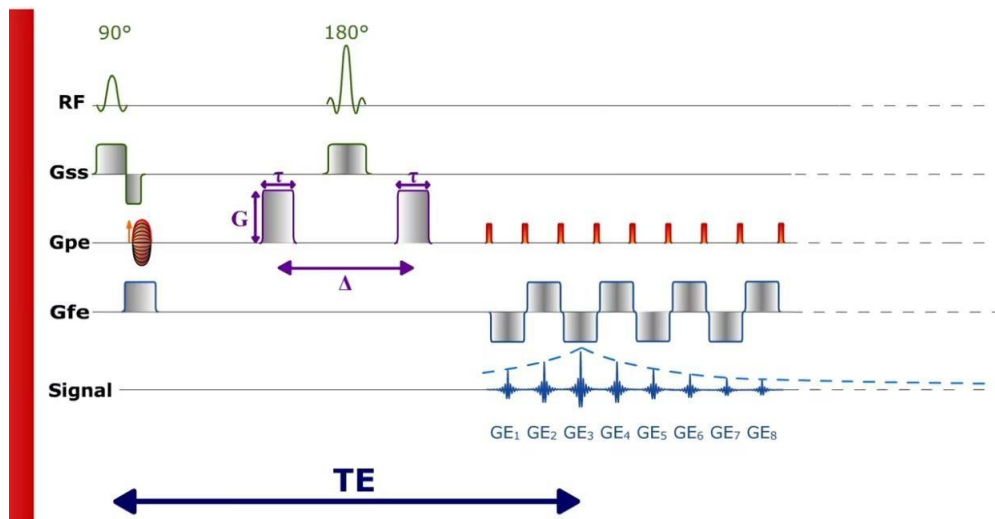
**SE-EPI (Spin Echo EPI).** Combina un par de pulsos de  $90^\circ$  y  $180^\circ$  (eco de espín) donde genera ponderación  $T_2$ , ofreciendo mayor resistencia a inhomogeneidades del campo magnético.

**Figura 16***SE-EPI (Spin Echo EPI)*

*Nota.* Tomado de IMAIOS SAS. (s.f.).

**IR-EPI (Inversión Recovery EPI).** Incluye un pulso de inversión de 180° seguido de la excitación por RF permite obtener ponderación T1, útil para suprimir determinados tejidos o resaltar contrastes específicos.

**DW-EPI (Diffusion Weighted EPI).** Incorpora un patrón preparatorio destinado a modificar la señal según el movimiento de las moléculas de agua esto produce ponderación por difusión, esencial en la detección precoz de infartos cerebrales y en estudios de conectividad estructural.

**Figura 17***DW-EPI (Diffusion Weighted EPI)*

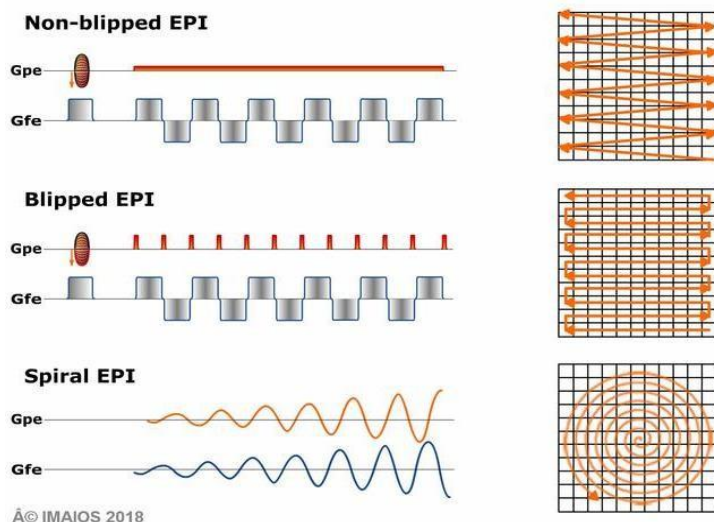
*Nota.* Tomado de IMAIOS SAS. (s.f.).

***Gradientes y Relleno del Espacio-k***

Para generar el tren de ecos de gradiente, se aplica de forma continua un gradiente de lectura, alternando de manera sucesiva polaridades positivas y negativas. Esta inversión periódica permite que cada eco contribuya con una nueva línea de información en el espacio-k, lo que posibilita su relleno rápido y eficiente. De esta manera, la trayectoria seguida por los gradientes determina la forma en que se completa el espacio-k (lineal, intermitente o en espiral), influyendo directamente en la calidad final de la imagen y en la presencia de artefactos (IMAIOS SAS., s.f.).

## Figura 18

### *Gradientes y Relleno del Espacio-k*



*Nota.* Tomado de IMAIOS SAS. (s.f.).

En caso de un gradiente alternante (EPI con y sin parpadeo), el espacio-k se recorre de manera bidireccional, es decir, de izquierda a derecha y luego en sentido contrario con cada eco, paralelamente, el gradiente de codificación de fase puede actuar de dos formas:

### **Non-Blipped EPI (EPI sin Parpadeo)**

GPE (gradiente de codificación de fase), se aplica una sola vez al inicio (IMAIOS SAS., s.f.).

GFE (gradiente de lectura/frecuencia), alterna de forma continua en polaridad positiva y negativa generando un recorrido de ida y vuelta (IMAIOS SAS., s.f.).

El espacio-k se llena en un patrón en zigzag continuo (líneas paralelas de un lado a otro) (IMAIOS SAS., s.f.).

### **Blipped EPI (EPI con parpadeo)**

Gpe, se aplican pequeños incrementos (blips) en cada eco (IMAIOS SAS., s.f.).

Gfe, también alterna positivo/negativo como en el caso anterior (IMAIOS SAS., s.f.).

El espacio k se recorre línea por línea en dirección horizontal, desplazándose verticalmente gracias a los blips lo que produce un patrón rectilíneo ordenado (IMAIOS SAS., s.f.).

Es la forma más usada en fMRI y difusión, porque permite un llenado eficiente y estable del espacio-k (IMAIOS SAS., s.f.).

### **Spral EPI (EPI en Espiral)**

Gpe y Gfe, ambos gradientes varían de manera sinusoidal y creciente. En el espacio-k se llena siguiendo una trayectoria en espiral, desde el centro hacia la periferia o viceversa.

Artefactos, las secuencias EPI constituyen la base de múltiples aplicaciones avanzadas en resonancia magnética, entre las que se destacan:

Imagen por difusión (DWI), detección precoz de isquemia cerebral y estudio de microestructura tisular.

Imagen por perfusión, evaluación de la irrigación cerebral y caracterización tumoral.

Resonancia magnética funcional, análisis de la actividad cerebral mediante la señal BOLD.

Las secuencias eco-planares presentan una notable sensibilidad a distintos tipos de artefactos, entre los cuales destacan:

Susceptibilidad magnética, genera distorsiones, más marcadas en regiones cercanas a interfaces aire-hueso. Puede mitigarse utilizando secuencias segmentadas en lugar de disparo único, aunque a costa de aumentar el tiempo de exploración.

Impresiones de los gradientes, corrientes parasitas inducidas que alteran la codificación espacial, originando imágenes fantasmas.

Desplazamiento químico, debido al ancho de banda reducido en la dirección de codificación de fase, lo que requiere aplicar supresión de grasa específica en EPI para evitar este artefacto (Ahualli, 2010).

### **Paradigmas de Activación Funcional**

En la resonancia magnética funcional, los paradigmas de activación son diseños experimentales estructurados que permiten evaluar la respuesta del cerebro ante un estímulo o tarea específica. Estos paradigmas controlan la presentación de estímulos (visuales, auditivos, motores, cognitivos, entre otros) mientras se registra la actividad cerebral a través de la señal BOLD. Su objetivo principal es establecer una relación entre la tarea realizada y la región cerebral activada, generando así mapas funcionales.

### **Figura 19**

#### *Paradigmas de Activación Funcional*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

El paradigma visual en resonancia magnética funcional, los estímulos se generan en un computador, se proyectan en una pantalla externa y, mediante un sistema de espejos dobles

incorporados en la bobina de cabeza, son redirigidos al campo visual del paciente dentro del resonador. Este mecanismo permite que el participante observe las imágenes de forma cómoda y precisa durante la adquisición, asegurando la correcta presentación del estímulo y reduciendo artefactos por movimiento. En las rutinas de paradigmas en resonancia magnética funcional tenemos:

### ***Paradigmas de Lenguaje***

Fluencia fonológica

Fluencia semántica

Comprensión de lectura

### ***Paradigmas Motoras***

Motor mano

Motor pie

Motor boca y lengua (producción silábica)

### ***Paradigma Visual***

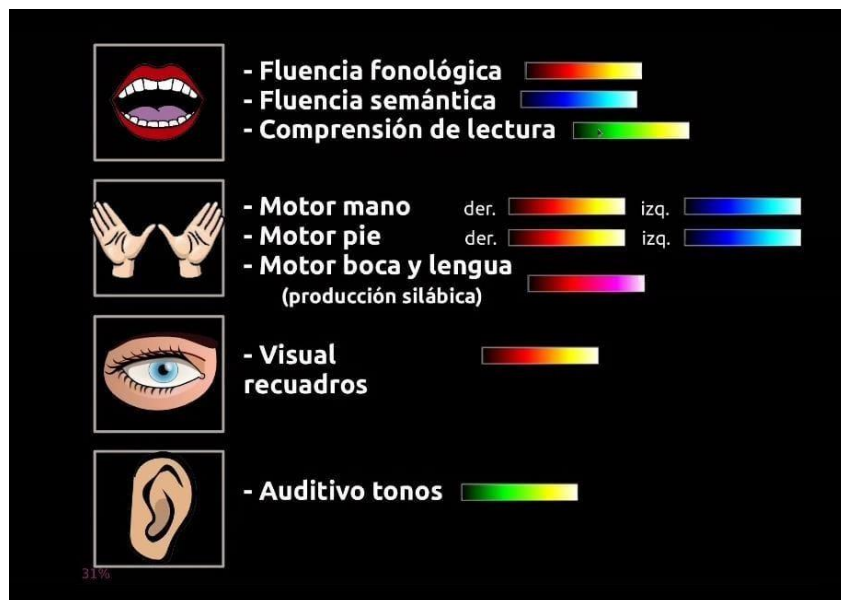
Recuadros tipo estímulo

### ***Paradigmas Auditivos***

Tonos/sonidos

## Figura 20

*Relación entre Distintos Paradigmas Usado en Resonancia Magnética Funcional y las Áreas Cerebrales que Activan*



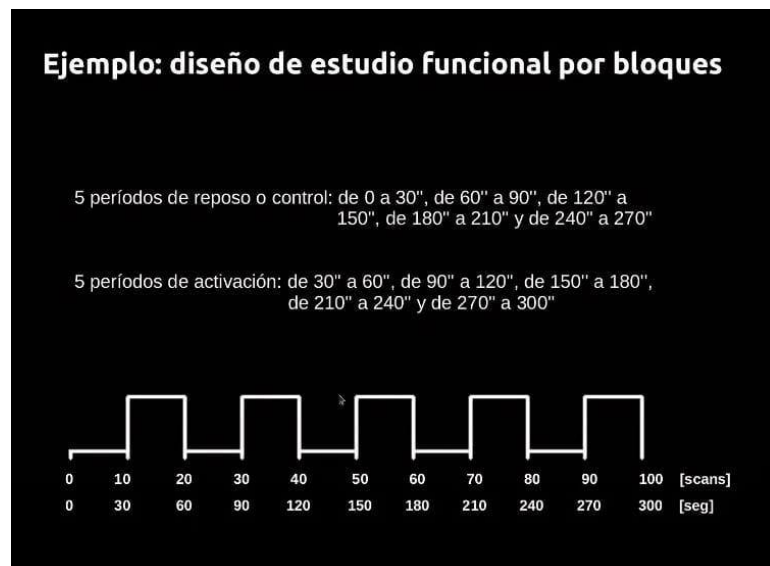
*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

La imagen anterior muestra relación entre distintos paradigmas usado en resonancia magnética funcional y las áreas cerebrales que activan. El lenguaje se representa con escalas de colores específicos; las funciones motoras activan regiones contralaterales o relacionadas con la producción silábica, los estímulos visuales se asocian a la corteza occipital y los auditivos a las áreas temporales. Cada color indica intensidad y localización de la activación según la tarea realizada.

## Diseño Funcional por Bloques

### Figura 21

#### *Ejemplo Paradigma Motor*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

Podemos evidenciar como se alternan los tiempos de reposo (control) y activación (Tarea) de 30 segundos cada uno, este esquema permite comparar directamente ambos estados y detectar cambios en la señal BOLD, donde facilita la identificación de áreas cerebrales activas durante las tareas.

Activación de paradigmas.

Paradigmas de lenguaje.

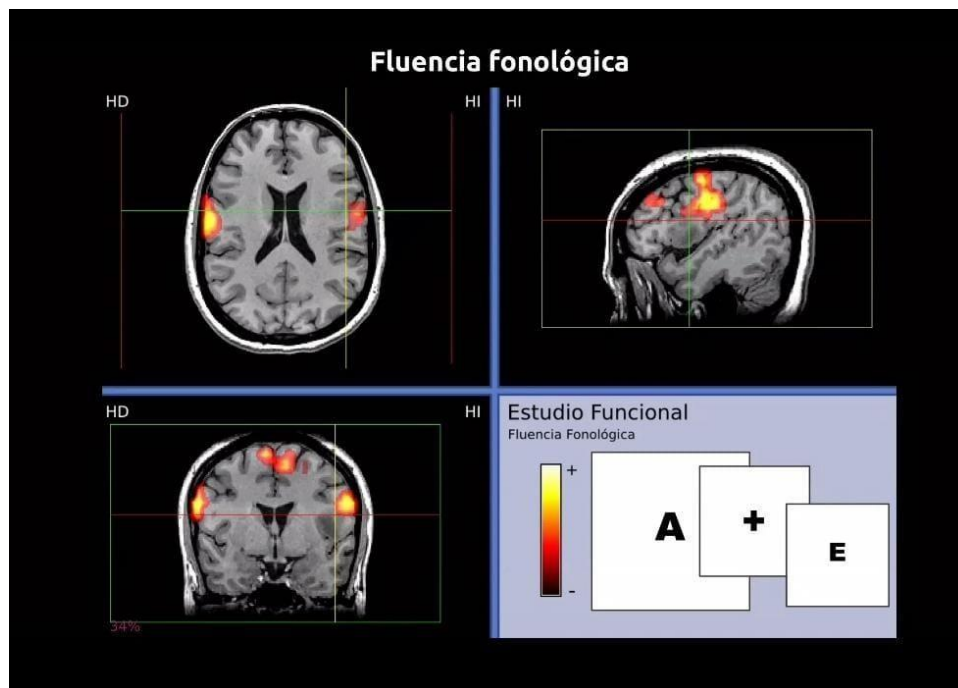
### ***Fluencia Fonológica***

Al paciente se le presenta una letra y se le indica que genere palabras que empiecen con ella; este corresponde al periodo de activación. Durante el reposo, se le muestra una cruz (+) como señal para que intente mantener la mente en calma y evite pensar en palabras. En las

imágenes obtenidas en los planos sagital, coronal y axial se observa la activación cerebral resultante.

## Figura 22

*Fluencia Fonológica (Áreas Cerebrales Implicadas en este Paradigma)*

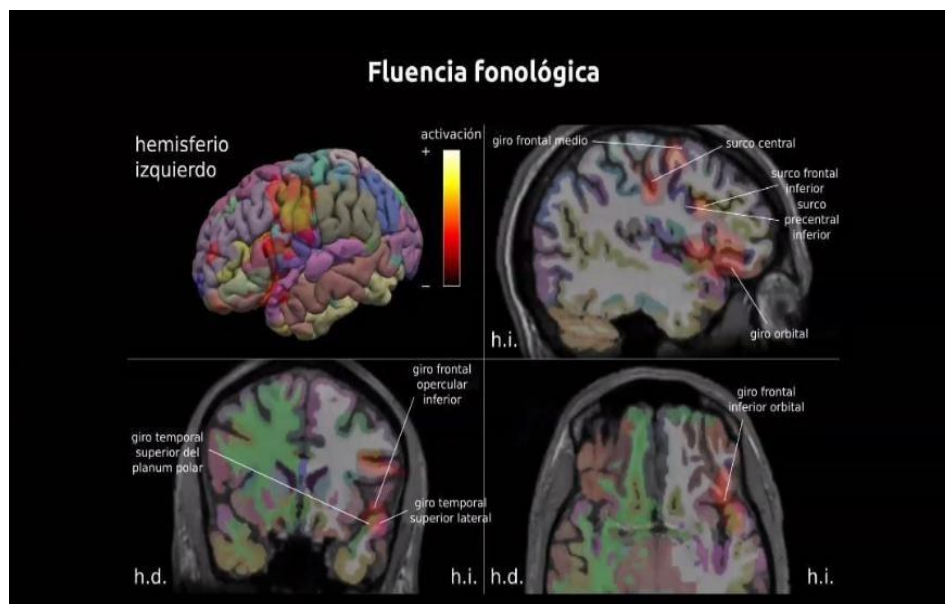


*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

También se representa en tres dimensiones, lo que permite observar con mayor detalle las áreas cerebrales implicadas en este paradigma. Al superponer un atlas cerebral, se identifica las regiones específicas activadas, donde cada color corresponde a una zona anatómica distinta. De esta manera es posible precisar que estructuras corticales participan en la tarea y como se relacionan con la actividad registrada durante la prueba.

## Figura 23

### *Fluencia Fonológica*



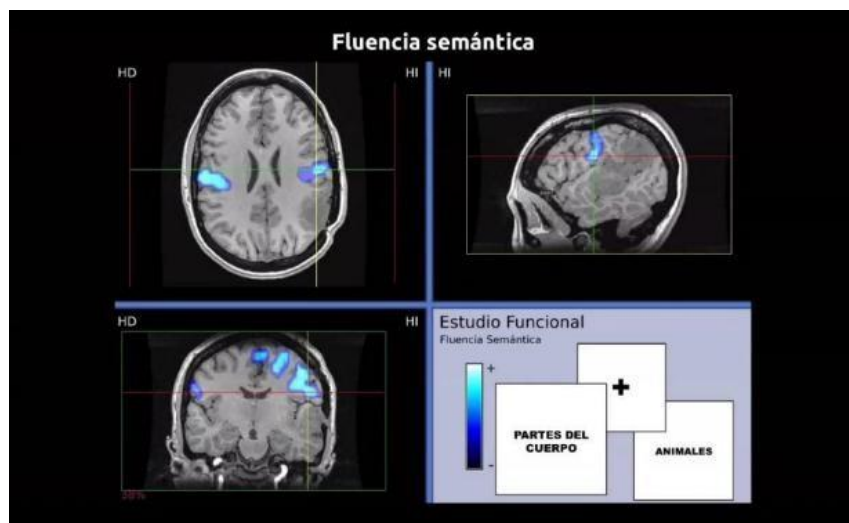
*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

### *Fluencia Semántica*

Evalúa la capacidad de generar palabras dentro de una categoría específica, como “animales” o “partes del cuerpo”. En la imagen se observa la activación cerebral resaltada en color azul, distribuida en diferentes cortes (axial, sagital y coronal). Estos mapas permiten identificar las áreas corticales implicadas en la tarea, principalmente relacionadas con la organización y recuperación del léxico semántico. El diseño experimental alterna periodos de activación (generación de palabras por categorías) con periodos de control (señal cruz), lo que facilita diferenciar la actividad neuronal específica para este paradigma.

## Figura 24

### *Fluencia Semántica*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

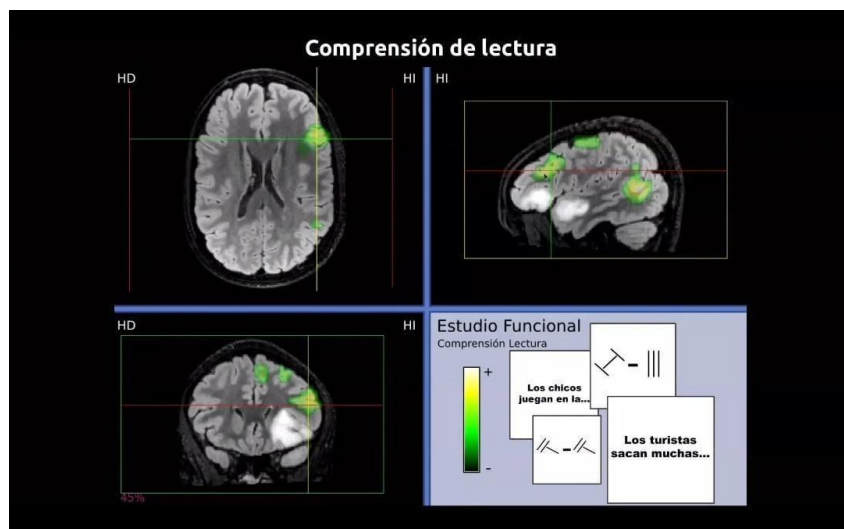
## Paradigmas de Comprensión de Lectura

Se estudia presentando al paciente frases incompletas que debe leer y complementar con la palabra adecuada. Este proceso activa regiones cerebrales relacionadas con el procesamiento semántico y la integración del lenguaje escrito, lo cual se observa en las áreas resaltadas en verde en los cortes axial, sagital y coronal.

Como condición de reposo, en lugar de una simple fijación con una cruz, se utiliza una tarea de control en la que el paciente debe diferenciar entre símbolos y decidir si son iguales o diferentes. Esta actividad no involucra procesos de comprensión lectora, por lo que se asume como fase de reposo, permitiendo contrastar de manera más específica las áreas implicadas en la lectura y comprensión de frases.

## Figura 25

### *Paradigmas de Comprensión de Lectura*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

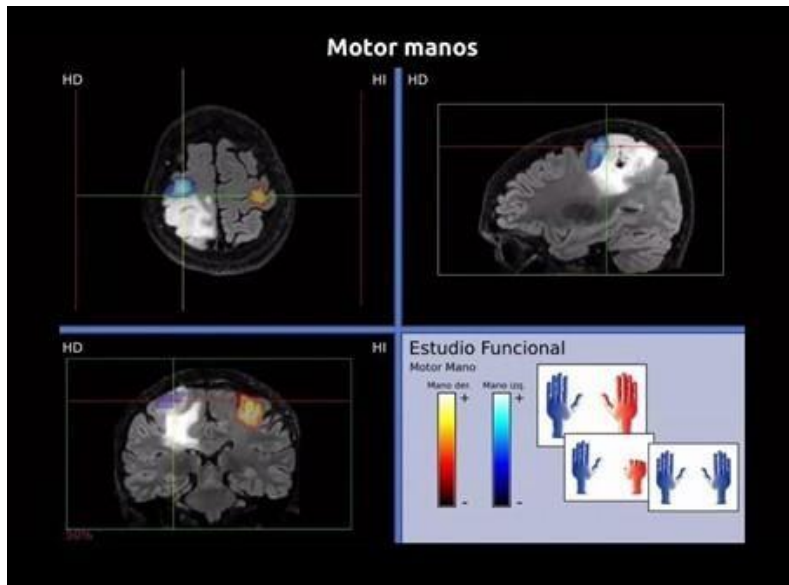
## Paradigma Motor

### *Motor Manos*

Evalúa la activación cortical relacionado con el movimiento voluntario. Durante el estudio, se le solicita al paciente realizar movimientos alternados con la mano derecha e izquierda, como abrir y cerrar el puño. Esta tarea permite identificar las áreas motoras primarias y la representación contralateral de cada mano en la corteza precentral. La fase de reposo consiste en la ausencia de movimiento, sirviendo como condición de control.

## Figura 26

### *Paradigma Motor: Motor Manos*



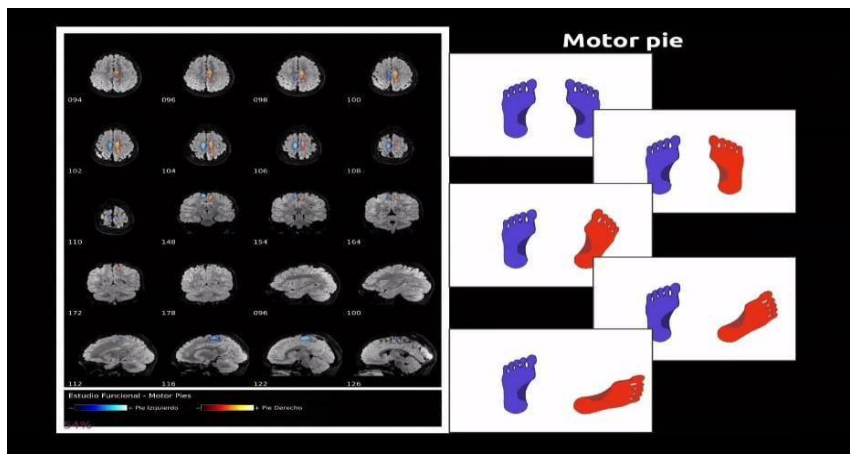
*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

### ***Motor Pie***

Evalúa la activación de la corteza motora relacionada con los movimientos de los pies. Durante la tarea, se le solicita al paciente realizar movimientos simples, como flexionar y extender el pie desde el tobillo hacia adelante o mover los dedos de los pies de manera repetitiva. La fase de reposo consiste en mantener los pies en completa inmovilidad, lo que permite generar contraste claro con la fase activa. Consiste en que el paciente debe mover desde el tobillo hacia adelante o que mueva los dedos de los pies.

## Figura 27

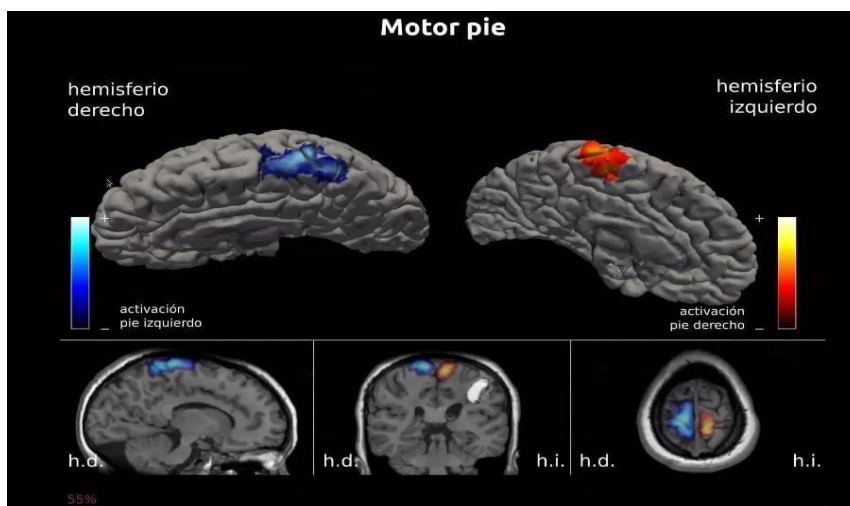
*Paradigma Motor: Motor Pie*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

## Figura 28

*Paradigma Motor: Motor Pie Activación*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

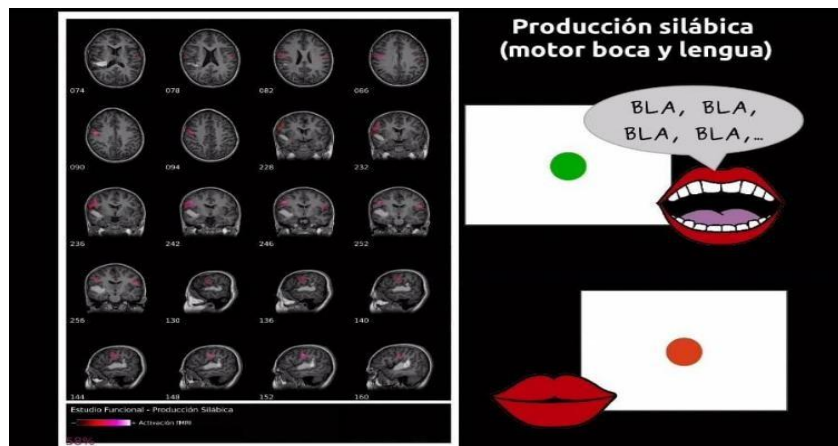
## Motor Boca y Lengua

Se utiliza para evaluar la activación de la corteza motora encargada de los movimientos orofaciales. Durante la tarea activa, se solicita al paciente repetir una palabra de forma continua o

realizar movimientos simples con la boca y la lengua. Esta condición representa con un punto verde en la pantalla. La fase de reposo se indica mediante un punto rojo el cual el paciente debe permanecer en completa inmovilidad evitando cualquier movimiento orofacial.

### Figura 29

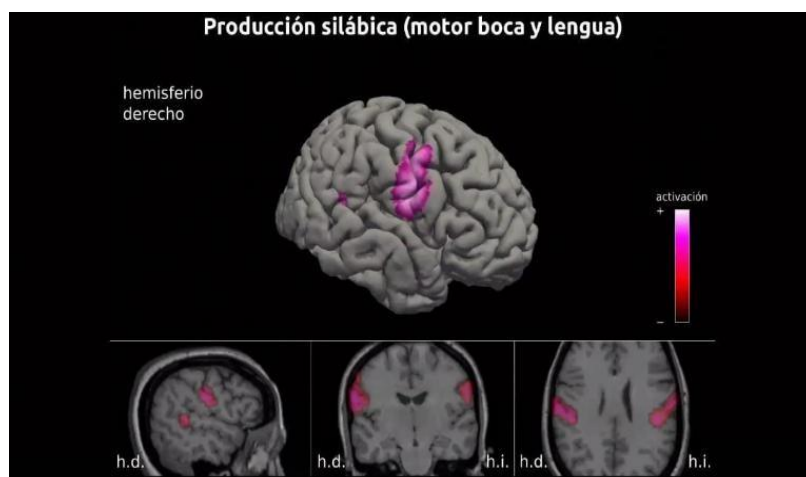
*Paradigma Motor: Motor Boca y Lengua*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

### Figura 30

*Motor Boca y Lengua: Producción Silábica*



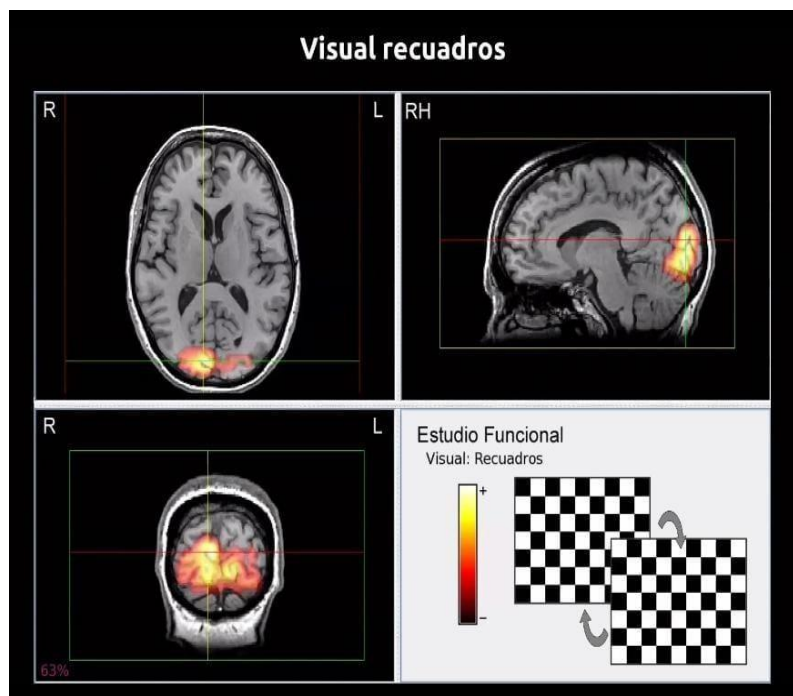
*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

## Paradigma Visual

En este paradigma evalúa la activación de la corteza visual primaria y secundaria localizada en lóbulo occipital. Durante la tarea activa, al paciente se le presenta un tablero de cuadros en blanco y negro que parpadea a alta frecuencia, lo que estimula directamente las áreas encargadas del procesamiento visual. En la fase de reposo la pantalla permanece en color uniforme o negro sin estímulos dinámicos.

### Figura 31

#### *Paradigma Visual*



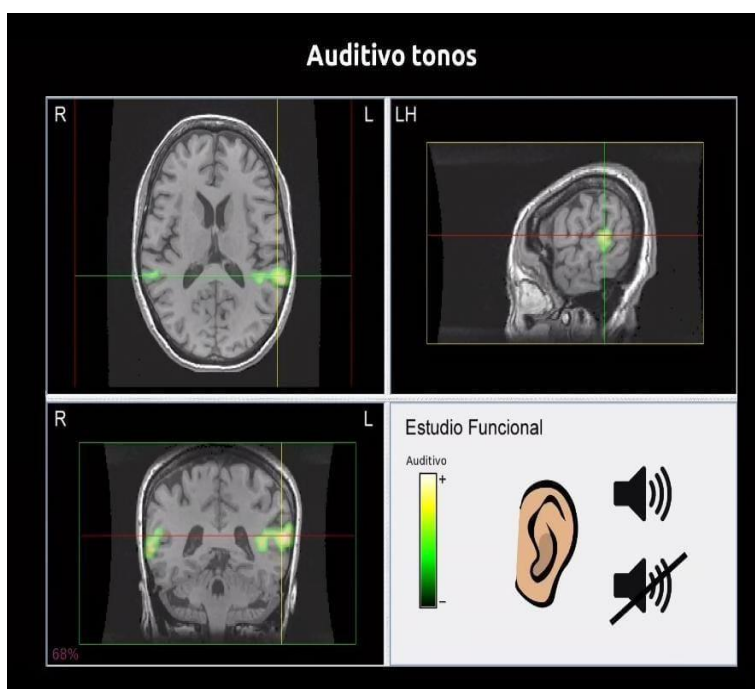
*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

## Paradigma Auditivo

Durante la tarea activa, el paciente recibe por vía auditiva una serie de tonos presentados en diferentes frecuencias, lo que estimula el procesamiento auditivo. En la fase de reposo, no se presentan estímulos sonoros, lo que permite contrastar la actividad neuronal frente al silencio.

### Figura 32

#### *Paradigma Auditivo-Tonos*



*Nota.* Tomada de clase magistral impartida por Ventrice (2025).

## Conectividad Funcional Cerebral

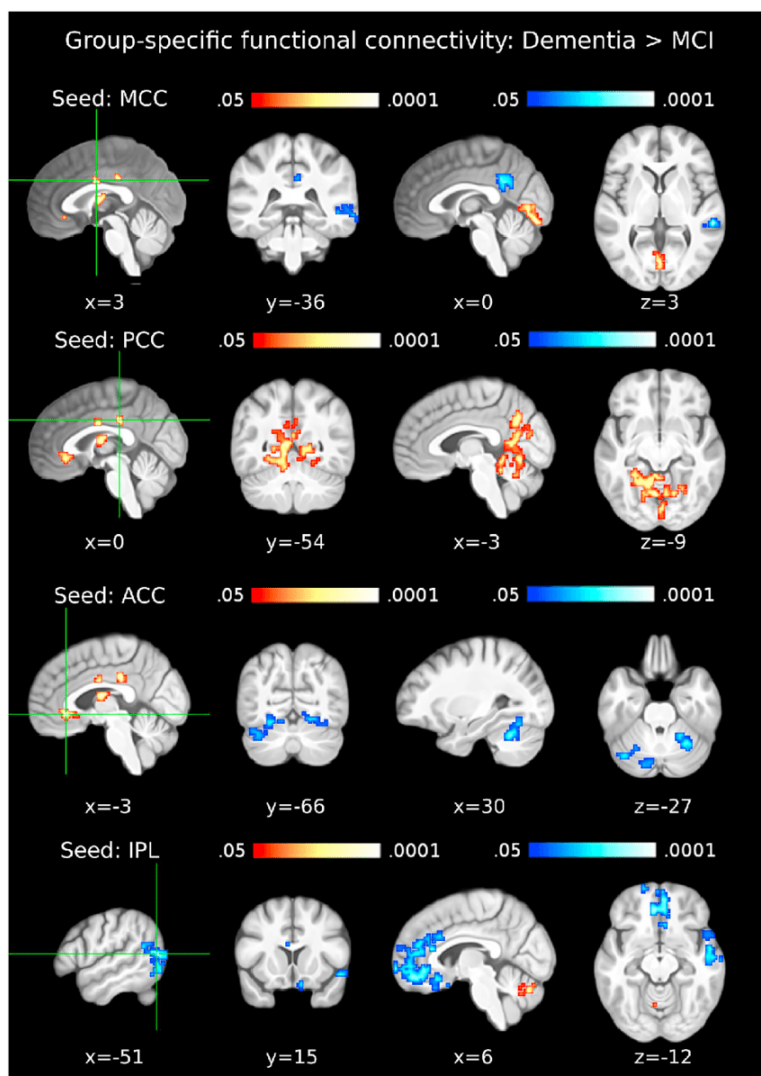
La conectividad funcional cerebral hace referencia al patrón de comunicación o sincronización entre diferentes regiones del cerebro que representan una activación simultánea o correlacionada en el tiempo. Esta relación se detecta gracias a la señal BOLD, la cual permite identificar regiones cerebrales que fluctúan de forma conjunta, aun en ausencia de tareas externas.

A través del análisis de estas señales, es posible construir redes funcionales que representan la organización del cerebro en sistemas interconectados (Dávalos et al., 2012).

En el contexto de la resonancia magnética funcional, la conectividad funcional se evalúa principalmente mediante estudios en estado de reposo (*resting-state fMRI*), donde el sujeto permanece sin realizar tareas específicas. En este estado, el cerebro mantiene una actividad espontánea organizada en redes de conectividad, como la red en modo por defecto (DMN), la red sensoriomotora, la red visual, entre otras. Estas redes reflejan la arquitectura funcional subyacente del cerebro y permiten estudiar procesos internos como la memoria, la autorreferencia o la planificación (Dávalos et al., 2012).

Una característica clave de conectividad funcional es que no implica una conexión anatómica directa, sino una correlación temporal entre señales de diferentes regiones. Esta sincronización puede analizarse mediante herramientas como el análisis de componentes independientes (ICA) o el análisis de conectividad basado en semillas (*seed-based connectivity analysis*), los cuales permiten visualizar las redes activas y sus patrones de disfunción (Dávalos et al., 2012).

Conjuntamente, en pacientes con EA (enfermedad de Alzheimer), diversos estudios han demostrado una disminución significativa de la conectividad funcional, en especial en regiones que conforman la red por defecto. Esta disfunción ocurre incluso en etapas tempranas, antes de que se manifiesten síntomas estructurales evidentes, lo que convierte a la fMRI en una herramienta valiosa para el diagnóstico precoz y el seguimiento de la progresión de la enfermedad (Dávalos et al., 2012).

**Figura 33***Conectividad Funcional Cerebral*

*Nota.* Tomado de Skouras et al. (2019).

Como se observa en la imagen., los individuos con alzhéimer presentan una reducción en la sincronía de la señal BOLD en varias regiones cerebrales, lo que evidencia una pérdida en la eficiencia de las redes funcionales. Este hallazgo apoya la hipótesis de que el alzhéimer no solo

afecta la estructura cerebral, sino también la forma en que las regiones cerebrales interactúan funcionalmente.

### Enfermedad de Alzhéimer (EA)

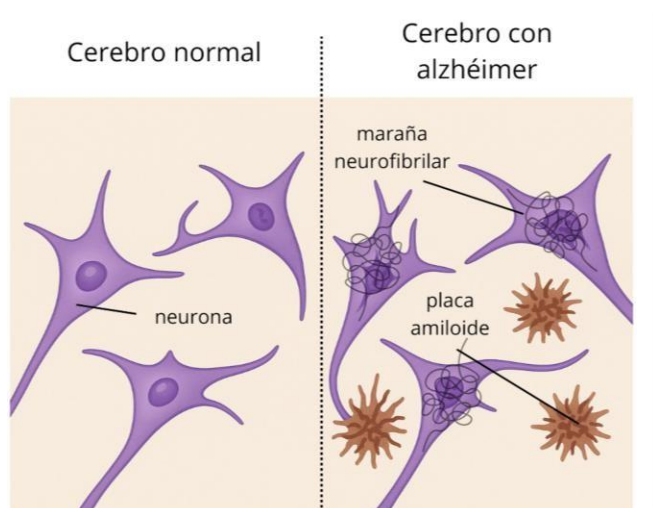
La enfermedad de alzhéimer es una patología neurodegenerativa progresiva que representa la causa más frecuente de demencia a nivel mundial. Se caracteriza por el deterioro gradual de funciones cognitivas como la memoria, el lenguaje, la atención y el razonamiento, dificultando la realización de actividades cotidianas.

### Definición y Características Biológicas

El alzhéimer afecta principalmente a las personas mayores y se relaciona con la acumulación anómala de dos proteínas: beta-amiloide, que forma placas entre las neuronas, y tau que genera ovillos neurofibrilares dentro de las células nerviosas. Estas alteraciones interfieren con la comunicación sináptica y contribuyen a la muerte neuronal progresiva.

### Figura 34

*Comparación entre un Cerebro Normal y un Cerebro con Alzhéimer*



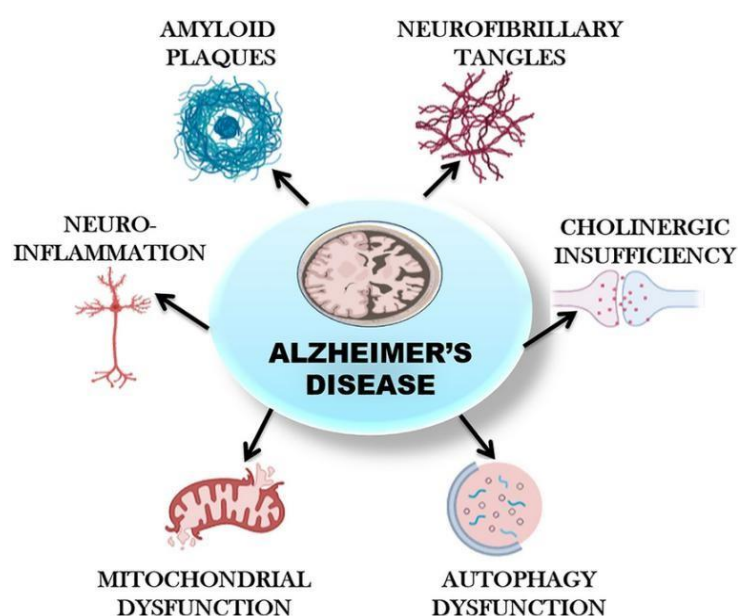
*Nota.* Tomado de Romero y Martínez (2025).

## Causas y Factores de Riesgo

La etiología de la EA es multifactorial. Se identifican alteraciones neurobiológicas como la acumulación de placas y ovillos, cambios genéticos (mutaciones en los genes APP, PSEN1, PSEN2 y el alelo APOE $\epsilon$ 4), estrés oxidativo, inflamación crónica y disfunción sináptica (Skouras, 2019).

### Figura 35

*Etiología Multifactorial de la Enfermedad de Alzhéimer*



*Nota.* Tomado de Singh (2024)

Los factores de riesgo se clasifican en:

No modificables, edad avanzada, genética (como la presencia del alelo APOE $\epsilon$ 4) y antecedentes familiares de EA (Skouras, 2019).

Modificables, enfermedades cardiovasculares (hipertensión, diabetes, dislipidemia), tabaquismo, inactividad física, dieta inadecuada, aislamiento social y traumatismo craneoencefálicos (Skouras, 2019).

## **Evolución Clínica**

La progresión de la EA abarca varias fases:

Preclínica, presencia de cambios neuropatológicos sin síntomas evidentes (González et al., 2004).

Deterioro Cognitivo Leve (DCL), alteraciones sutiles en la memoria reciente con preservación de la funcionalidad (González et al., 2004).

Demencia leve, dificultades en tareas complejas, lenguaje y planificación (González et al., 2004).

Demencia moderada, necesidad de asistencia en actividades básicas, cambios conductuales y pérdidas de control (González et al., 2004).

Demencia severa, pérdida total de autonomía, problemas para comunicarse, alimentarse o deglutir, y dependencia total (González et al., 2004).

## **Áreas Cerebrales Afectadas**

El alzhéimer afecta inicialmente al hipocampo y la corteza entorrinal, esenciales para la formación de nuevos recuerdos. Según la National Institutes of Health (2023) conforme avanza, se extiende a otras regiones como:

Corteza prefrontal: juicio, atención, planificación.

Corteza parietal y temporal: orientación, lenguaje y comprensión.

Amígdala: regulación emocional.

Corteza occipital (fases tardías): procesamiento visual.

Manifestaciones neuropsicológicas: las cuales incluyen:

Pérdida de memoria reciente. Dificultades en el lenguaje y la comprensión. Déficits en atención, funciones ejecutivas y habilidades visoespaciales. Cambios en el estado emocional: depresión, ansiedad, irritabilidad. Desorientación temporal y espacial.

La evaluación neuropsicológica permite detectar déficits específicos, diferenciar la EA de otros tipos de demencia y diseñar estrategias de intervención.

### **Resonancia Magnética Funcional en el Diagnóstico Temprano en el Alzheimer**

La resonancia magnética funcional fMRI se ha posicionado como una herramienta prometedora en la detección temprana del Alzheimer (EA), al permitir la observación de alteraciones funcionales cerebrales antes de que se manifiesten signos clínicos evidentes o cambios estructurales severos.

### **Fundamento del Uso de Resonancia Magnética Funcional en Alzheimer**

A diferencia de la resonancia magnética estructural que muestra la atrofia cerebral ya avanzada, la fMRI se basa en la señal BOLD, la cual detecta los cambios hemodinámicos asociados con la actividad neuronal. Esta capacidad permite identificar patrones anómalos de activación cerebral que suelen proceder al daño neuronal irreversible (Kazemifar et al., 2017).

Estudios han demostrado que, en fases tempranas como el deterioro cognitivo leve (DCL), ya se evidencian alteraciones en la conectividad funcional, especialmente en redes clave como la red de modo predeterminado (DMN), el hipocampo, y la corteza prefrontal. Estos hallazgos son consistentes en sujetos con riesgos genéticos elevado (como portadores del alelo APOE), incluso en ausencia de los síntomas clínicos evidentes (Kazemifar et al., 2017).

### **Redes Neuronales Funcionales Alteradas en el Alzheimer**

La Resonancia magnética funcional, especialmente en estado de reposo, ha permitido el estudio detallado de diversas redes neuronales funcionales que operan en sincronía en el cerebro

sano. En la EA, estas redes comienzan a mostrar disminución en la conectividad funcional, incluso antes de que se manifiesten síntomas clínicos evidentes o deterioro estructural.

Estas son las tres redes más afectadas:

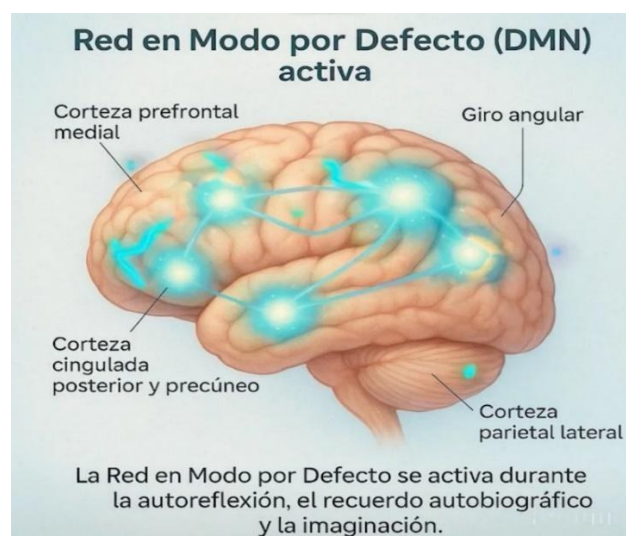
### ***Red Modo por Defecto (DMN)***

La DMN es la red ampliamente estudiada en la EA, esta activa durante el reposo y se vincula con procesos como la memoria autobiográfica, autorreflexión, imaginación y planificación del futuro. Sus principales nodos incluyen la corteza cingulada posterior (PCC), la corteza prefrontal medial y el hipocampo. El alzhéimer, la DMN muestra una marcada disminución en la sincronía entre sus regiones, especialmente entre la PCC y el hipocampo.

Esta pérdida de conectividad se relaciona con la pérdida de memoria reciente y la desorientación temporal, síntomas cardinales del inicio de la EA. La fMRI en reposo puede detectar estas alteraciones incluso en sujetos con deterioro cognitivo leve (DCL) o en portadores del alelo APOE $\epsilon$ 4 sin síntomas.

### **Figura 36**

#### *Red en Modo por Defecto DMN*



*Nota.* Tomado de Instituto Psicológico (s.f.).

## Red Ejecutiva Central (CEN)

La CEN es responsable de funciones ejecutivas superiores como la atención sostenida, la memoria del trabajo, la toma de decisiones y la resolución de problemas. Sus principales componentes incluyen la corteza prefrontal dorsolateral y el córtex parietal posterior.

En la EA, la conectividad de la CEN se ve comprometida, lo que se traduce en dificultades para planificar, seguir instrucciones complejas, o adaptarse a tareas nuevas.

Estudios con fMRI han evidenciado una desincronización progresiva en esta red, correlacionada con el deterioro funcional en fases moderadas de la enfermedad.

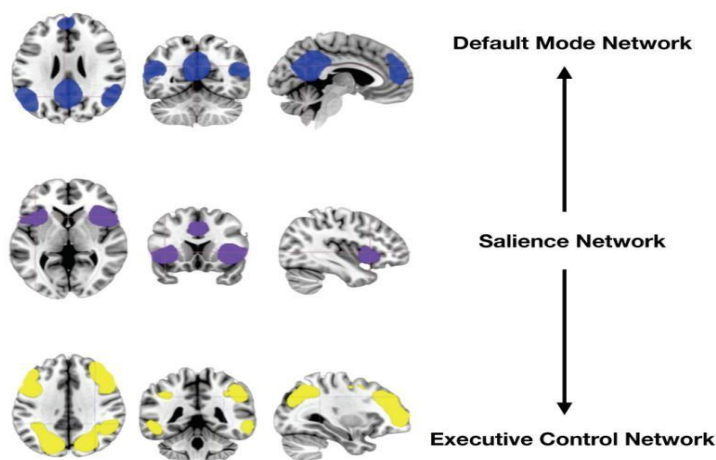
La CEN también presenta interferencia cruzada con la DMN, lo cual reduce la capacidad de alternar entre atención interna y tareas externas.

## Red de Saliencia

Esta red es un conjunto de regiones cerebrales que se encarga de detectar, integrar y filtrar estímulos relevantes del entorno y el cuerpo, es decir, ayuda al cerebro a decidir qué información merece atención inmediata.

## Figura 37

*Redes Funcionales Cerebrales Relevantes en el Estudio del Alzheimer Mediante fMRI*



*Nota.* Tomado de Araujo et al. (2024)

### *Aplicaciones Clínicas*

**Detección Temprana.** La fMRI permite observar disminución de la conectividad en regiones como el hipocampo y la corteza entorrinal, incluso años antes de la aparición de síntomas cognitivos evidentes.

**Seguimiento de la Progresión.** Se utiliza para monitorear cambios longitudinales en la actividad cerebral, evaluando el avance desde el DCL hasta fases más severas de demencia.

**Evaluación Terapéutica.** La fMRI permite analizar la eficacia de intervenciones farmacológicas o no farmacológicas al medir cambios en los patrones de activación cerebral.

### **Rol e Impacto del Tecnólogo en la fMRI**

El tecnólogo en radiología e imágenes diagnósticas desempeña un papel fundamental en la ejecución y aseguramiento de la calidad de los estudios de resonancia magnética funcional (fMRI), técnica que permite observar la actividad cerebral mediante los cambios en la oxigenación sanguínea. De su preparación técnica, precisión y capacidad de adaptación depende la validez de los resultados obtenidos, ya que la fMRI requiere un conocimiento más especializado que la resonancia magnética convencional al involucrar paradigmas experimentales, sincronización de estímulos, trabajo interdisciplinario y control riguroso de variables técnicas y humanas que pueden afectar la adquisición de las imágenes.

Entre sus funciones principales se destacan la preparación y orientación del paciente, garantizando su comprensión de las tareas cognitivas o motoras durante el estudio, así como el manejo de situaciones de ansiedad o claustrofobia. El tecnólogo también es responsable de implementar los paradigmas de activación, sincronizando los estímulos visuales, auditivos o motores con la adquisición de imágenes en tiempo real. Para ello, debe dominar software especializado, conocer los principios de diseño experimental y asegurar la precisión temporal de

la captura de la señal BOLD. Además, tiene la responsabilidad de optimizar los parámetros técnicos y reducir artefactos, verificando la alineación y calidad de las imágenes antes de su análisis, lo que garantiza su utilidad diagnóstica.

En este proceso, el tecnólogo no se limita a operar el resonador; su labor se extiende al aseguramiento de la calidad, la seguridad del paciente y la gestión técnica del procedimiento, actuando como vínculo entre el paciente, el radiólogo, el neurólogo y el equipo de investigación. Su papel resulta esencial para obtener datos confiables y reproducibles que permitan la interpretación funcional del cerebro, especialmente en patologías neurodegenerativas como la enfermedad de alzhéimer.

Sin embargo, en el contexto colombiano, y particularmente en la ciudad de Cali, la formación del tecnólogo en radiología respecto a la fMRI es limitada o inexistente. No se encuentran módulos curriculares, cursos o talleres que aborden esta técnica, lo que refleja una de las principales barreras formativas para el desarrollo profesional. Esta falta de capacitación impide que los tecnólogos adquieran conocimientos sobre los fundamentos de la señal BOLD, el manejo de paradigmas experimentales y el procesamiento de datos, limitando su participación en investigaciones y en la aplicación clínica de esta modalidad.

A esta situación se suma un vacío considerable de información científica, académica y profesional sobre el papel del tecnólogo en radiología dentro de los estudios de fMRI. La mayoría de las investigaciones existentes se centran en los aspectos médicos, neurológicos o físicos de la técnica, mientras que la participación del tecnólogo es quien garantiza la calidad y la validez de los datos adquiridos es escasamente mencionada o completamente omitida. Esta ausencia de literatura genera un desconocimiento generalizado, tanto en el ámbito académico como en el profesional, haciendo que muchos tecnólogos ignoren la existencia, utilidad y

potencial diagnóstico de la fMRI. Como resultado, esta herramienta innovadora pasa inadvertida dentro de la práctica radiológica y se desaprovecha su valor en el diagnóstico temprano del alzhéimer.

Ante este panorama, la presente monografía busca visibilizar y destacar la importancia del tecnólogo en radiología dentro de los estudios de fMRI, resaltando su papel en la obtención de imágenes funcionales de calidad y su potencial impacto en el diagnóstico temprano de la enfermedad de alzhéimer. Además, pretende llenar el vacío de información existente, aportando un análisis integral que articule los fundamentos técnicos de la fMRI con la necesidad de fortalecer la formación académica y profesional de los tecnólogos en esta área.

El conocimiento en fMRI permite al tecnólogo configurar correctamente los parámetros de adquisición, minimizar artefactos, garantizar la seguridad del paciente y obtener imágenes que reflejen de forma precisa la actividad neuronal. De igual manera, su intervención dentro de los equipos interdisciplinarios asegura una comunicación efectiva con radiólogos, neurólogos, neuropsicólogos y físicos médicos, lo que contribuye a la interpretación adecuada de los resultados y al éxito de los estudios funcionales.

El tecnólogo en radiología e imágenes diagnósticas tiene un impacto decisivo en el diagnóstico temprano de la enfermedad de alzhéimer, dado que su labor técnica y científica garantiza la adquisición de imágenes funcionales precisas, libres de artefactos y con la calidad necesaria para identificar alteraciones cerebrales sutiles. Su dominio de los paradigmas experimentales, el control del movimiento del paciente y la correcta configuración de los parámetros de adquisición permite obtener datos confiables que reflejan con fidelidad los patrones de conectividad neuronal afectados en las etapas iniciales de la enfermedad.

Asimismo, su participación activa en el diseño y ejecución de estudios funcionales favorece la detección temprana del deterioro cognitivo leve, etapa clave para el manejo oportuno del alzhéimer. A través de su desempeño, el tecnólogo contribuye no solo a la precisión diagnóstica, sino también al desarrollo de nuevos protocolos y a la optimización de las técnicas de imagen, fortaleciendo el vínculo entre la práctica radiológica y la investigación científica. Su formación en fMRI, por tanto, tiene un impacto directo en la mejora del diagnóstico, la calidad del tratamiento y la comprensión de los procesos neurodegenerativos, consolidando su rol como un profesional indispensable en los avances de la neuroimagen moderna.

La capacitación en fMRI representa, además, una oportunidad de desarrollo científico y académico para la región. Formar tecnólogos capacitados en esta técnica permitiría fortalecer la investigación local en neurociencias y ampliar el acceso a diagnósticos de alta complejidad en Cali, reduciendo la dependencia de centros de otras ciudades. Su implementación contribuiría al fortalecimiento del sistema de salud, al mismo tiempo que consolidaría al tecnólogo como un actor esencial en la innovación y modernización del diagnóstico por imágenes en Colombia.

En conjunto, el dominio de la fMRI por parte del tecnólogo en radiología no solo garantiza calidad diagnóstica y seguridad del paciente, sino que constituye un paso indispensable para el avance de la radiología moderna. Este conocimiento representa una herramienta de crecimiento profesional, científico y social, que impulsa la equidad en salud y promueve la participación activa del tecnólogo en los procesos clínicos e investigativos orientados al diagnóstico temprano de la enfermedad de alzhéimer.

## Conclusiones

El desarrollo de esta investigación se logró identificar y analizar las principales bases conceptuales, técnicas y clínicas que sustentan el uso de la resonancia magnética funcional como herramienta diagnóstica para la detección temprana del Alzheimer, a través de la revisión bibliográfica se estableció una comprensión sólida sobre los fundamentos físicos de esta técnica, los paradigmas experimentales más utilizados y su capacidad para identificar alteraciones funcionales cerebrales incluso antes de la manifestación clínica evidente de la enfermedad. Este proceso permitió contextualizar el trabajo en un marco académico y clínico actualizado, reconociendo la relevancia de la fMRI en la neuroimagen avanzada y su impacto en la mejora de la práctica diagnóstica.

Se evidencio que la fMRI ofrece información valiosa respecto a la conectividad cerebral y los patrones de activación en redes neuronales clave, como la red en modo por defecto, la red ejecutiva central y la red saliencia, las cuales presentan disfunciones tempranas en pacientes con deterioro cognitivo leve o en riesgo genético. Estos hallazgos refuerzan la utilidad clínica en la fMRI no solo en el diagnóstico precoz, sino también en el seguimiento de la progresión de la enfermedad y en la evaluación de intervenciones terapéuticas, representando así una alternativa innovadora y no invasiva para el abordaje de patologías neurodegenerativas.

De igual manera, se logró resaltar la importancia del rol del tecnólogo en imágenes diagnósticas dentro de los estudios de fMRI, al ser el encargado de la preparación del paciente, la implementación de paradigmas experimentales, la optimización de protocolos y la garantía de calidad diagnóstica. Su formación especializada constituye un pilar fundamental para asegurar resultados confiables, reproducibles y seguros. En este sentido, se identificó la necesidad de

fortalecer la capacitación en fMRI en Colombia, especialmente en regiones como Cali, donde la ausencia de esta tecnología limita tanto la equidad en salud como el avance investigativo.

Así mismo, esta investigación ayuda a mejorar la calidad académica del programa de Tecnología en Imágenes Diagnósticas de la UNAD, al fomentar la incorporación de conocimientos científicos recientes y el avance del pensamiento crítico e investigativo en los estudiantes. La realización de este trabajo promueve el fortalecimiento de habilidades investigativas, analíticas y éticas, fundamentales para la formación de profesionales aptos para enfrentar los desafíos tecnológicos y científicos del entorno actual. Así, la investigación se transforma en un ámbito de aprendizaje relevante que fomenta la autonomía, la precisión académica y el compromiso con el desarrollo del saber en el área de la neuroimagen.

Finalmente, se concluye que la resonancia magnética funcional representa un recurso esencial para el diagnóstico temprano del alzhéimer y que su implementación, acompañada de la formación de tecnólogos especializados, permitirá no solo mejorar la atención y calidad de vida de los pacientes sino también potenciar la investigación clínica y académica, consolidar la autonomía regional en el uso de neuroimagen avanzada y contribuir al fortalecimiento del sistema de salud.

### Referencias Bibliográficas

- Araujo, D., Hurtado, A., Vieira, W., Lohmann, C., Shahab, M., Gersten, M., Vahedifard, F., McEachern, K., Clancy, J., y Cassano, P. (2024). Transcranial Photobiomodulation for Executive Function in Bipolar Disorder (TPEB): Study Protocol. *Photonics*, 11(8), 1-20. <https://doi.org/10.3390/photonics11080761>
- Ascencio, J., Arbeláez, A., y Londoño, A. (2006). Resonancia magnética funcional. *Acta Neurológica Colombiana*, 22(1), 66–76.  
<https://www.actaneurologica.com/index.php/anc/article/download/1712/1451>
- Ahualli, J. (2010). Aspectos generales de las secuencias de difusión de imagen en resonancia magnética. *Revista Argentina de Radiología*, 74(3), 157-166.  
[https://www.scielo.org.ar/scielo.php?pid=S1852-99922010000300004&script=sci\\_arttext](https://www.scielo.org.ar/scielo.php?pid=S1852-99922010000300004&script=sci_arttext)
- Azcón, F., Romera, R., López, M., Pulido, O., Manso, X. (2014). *Resonancia Magnética Cardíaca bases físicas: la imagen del movimiento*. European Society of Radiology, SERAM 2014. <https://doi.org/10.1594/seram2014/s-0169>
- Bieri, O. (2016). *Gradient echo imaging. Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM 24)*.  
<https://cds.ismrm.org/protected/16MProceedings/PDFfiles/6967.html>
- Bushberg, J., Seibert, J., Leidholdt, E., y Boone, J. (2011). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed.). Lippincott Williams y Wilkins.
- Cobo, Á. (2024). *Conceptos básicos de resonancia magnética para el TSID*.  
<https://share.google/7EXBfB2mmwQ08zkcd>
- Currie, S., Hoggard, N., Craven, I., y Wilkinson, I. (2012). T1, T2 and T2\* relaxation. (A) T1 curve: Plotting the recovery of longitudinal magnetisation over time following the

switching off of a radiofrequency (RF) pulse results in a T1 curve. *Understanding MRI: Basic MR physics for physicians*. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>

Dávolos, J., Redondo, S., Luna, F., Sánchez, L., y Foa, G. (2012). Actividad cerebral medida con Resonancia Magnética Funcional durante una tarea de fluencia fonológica. *Revista Latinoamericana de Psicología*, 44(2), 28-35.

<https://pepsic.bvsalud.org/pdf/rnl/v4n4/v4n4a04.pdf>

Durán, M. (2025). *NeuroBOLD-RM Funcional Flujos Cerebrales y Paradigmas de Activación | RM \_ USS 2025* [Video]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=pYuMdt5TvTM>

Elster, A. (2025). *BOLD pulse sequences ¿What is the best pulse sequence to use for BOLD fMRI?* MRI Questions. <https://mriquestions.com/bold-pulse-sequences.html>

Elster, A. (2025). *GRE v SE – Questions and Answers in MRI*. MRI Questions.

<https://mriquestions.com/gre-vs-se.html>

Elster, A. (2025). *Timing the bolus?* MRI Questions. <https://mriquestions.com/timing-the-bolus.html> <https://mriquestions.com/timing-the-bolus.html>

Elster, A. (2025). *Ángulo de giro (o inclinación)*. <https://mriquestions.com/what-is-flip-angle.html>

Elster, E. (2025). *Gradient Echo (GRE)*. <https://mriquestions.com/gradient-echo.html>

Ford, J., y Decker, S. (2015). Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures. *Journal Of Forensic Radiology And Imaging*, 4, 43-46. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2015.10.004>

Gaillard, F., Sciacca, F., y Murphy, A. (2008). *Bold imaging*. <https://doi.org/10.53347/rid-958>

Gili, J. (2002). *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*.

<https://www.vetcomunicaciones.com.ar/uploadsarchivos/libro.gili.pdf>

- Glover, G. (2011). Overview of Functional Magnetic Resonance Imaging. *Neurosurgery Clinics of North America*, 22(2), 133-139. <https://doi.org/10.1016/j.nec.2010.11.001>
- González, V., Marín, A., Mateos, A., y Sánchez, V. (2004). Atención Primaria de Calidad Guía de Buena Práctica Clínica en alzheimer y otras demencias. (2ª. Ed.). OMC. <https://sid.usal.es/idocs/F8/FDO25850/omc-guialzheimer-02.pdf>
- Haacke, E., Brown, R., Thompson, M., y Venkatesan, R. (1999). *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. John Wiley y Sons.
- Hendrick, R. (Ed.). (2005). *Glossary of MR terms* (5th ed.). American College of Radiology.
- IMAIOS SAS. (s.f.). *Gradient echo (GE-FFE/GRE) – MRI sequences*. <https://www.imaios.com/es/e-mri/sequences/gradient-echo>
- Instituto Psicológico. (s.f.). *Representación de la red en modo por defecto (DMN) en estado de reposo*. <https://www.psicologico.com/red-en-modo-por-defecto>
- Isacdaavid. (2020). *Física y fisiología de la señal BOLD de fMRI*. Wikimedia Commons. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:F%C3%ADsica\\_y\\_fisiolog%C3%ADa\\_de\\_la\\_se%C3%B1al\\_BOLD\\_de\\_fMRI.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:F%C3%ADsica_y_fisiolog%C3%ADa_de_la_se%C3%B1al_BOLD_de_fMRI.svg)
- Kazemifar, S., Manning, K., Rajakumar, N., Gómez, F., Soddu, A., Borrie, M., Menon, R., Bartha, R., y Initiative, F. (2017). Spontaneous low frequency BOLD signal variations from resting-state fMRI are decreased in Alzheimer disease. *PLoS ONE*, 12(6), 1-18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178529>
- Loaiza, S., y Cáceres, V. (2018). *Principios básicos de RM: Lo que todo radiólogo debe conocer para su práctica diaria*. Sociedad Española de Radiología Médica. <https://www.piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/2659>

- Logothetis, N. (2008). What we can do and what we cannot do with fMRI. *Nature*, 453(7197), 869-878. <https://doi.org/10.1038/nature06976>
- Mastrogiacomo, S., Dou, W., Jansen, J., y Walboomers, X. (2019). Magnetic Resonance Imaging of Hard Tissues and Hard Tissue Engineered Bio-substitutes. *Molecular Imaging And Biology*, 21(6), 1003-1019. <https://doi.org/10.1007/s11307-019-01345-2>
- MRI Máster (2023). *Definición del factor de distancia*. <https://mrimaster.com/mri-distance-factor-slice-gap/>
- MRI Máster (2023). *Grosor de la rebanada*. <https://mrimaster.com/mri-slice-thickness/>
- National Institutes of Health. (2023). *La enfermedad de Alzheimer*. <https://www.nia.nih.gov/espanol/enfermedad-alzheimer/enfermedad-alzheimer>
- Ogawa, S., Lee, T., Kay, A., y Tank, D. (1990). Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 87(24), 9868–9872. <https://doi.org/10.1073/pnas.87.24.9868>
- Parizh, M., Lvovsky, Y., & Sumption, M. (2016). Conductors for commercial MRI magnets beyond NbTi: requirements and challenges. *Superconductor Science And Technology*, 30(1), 1-34. <https://doi.org/10.1088/0953-2048/30/1/014007>
- Ridgway, J. (2010). Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *Journal Of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12(1), 1-28. <https://doi.org/10.1186/1532-429x-12-71>
- Romero, R., y Martínez, F. (2025). *Las personas con síndrome de Down tienen mayor riesgo de alzhéimer: un análisis de sangre podría detectarlo*. Universidad de Granada. <https://canal.ugr.es/noticia/personas-con-sindrome-de-down-tienen-mayor-riesgo-de-alzheimer/>

- Singh, A., Malviya, R., Prakash, A., y Verma, S. (2023). Neuropsychiatric Manifestations in Alzheimer's Disease Patients: Genetics and Treatment Options. *CNS & Neurological Disorders - Drug Targets*, 23(1), 39-54. <https://doi.org/10.2174/1871527322666230301111216>
- Skouras, S. (2019). Mechanisms of functional compensation delineated by voxel-wise eigenvector centrality mapping in Alzheimer's disease. *Human Brain Mapping*, 40(15), 4402–4413. <https://doi.org/10.1002/hbm.24752>
- Smith, F., Thelwall, P., Necus, J., Flowers, C., Blamire, A., y Cousins, D. (2018). 3D 7Li magnetic resonance imaging of brain lithium distribution in bipolar disorder. *Molecular Psychiatry*, 23(11), 2184-2191. <https://doi.org/10.1038/s41380-018-0016-6>
- Ventrice, F. (2025). *Resonancia magnética funcional* [Clase magistral]. TELERAD.
- Volz, S. (2019). Maximising BOLD sensitivity through automated EPI sequence optimization. *NeuroImage*, 189, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.01.050>