



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad de Farmacia

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**RESONANCIA MAGNÉTICA DE IMAGEN PARA EL
DIAGNÓSTICO DE DEFICIENCIAS OCULARES**

BEATRIZ MOLINA DOMÍNGUEZ

DOBLE GRADO EN FARMACIA Y EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad de Farmacia

TRABAJO DE FIN DE GRADO

RESONANCIA MAGNÉTICA DE IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE DEFICIENCIAS OCULARES

Departamento de Química Orgánica y Farmacéutica

Profesora tutora: **MARÍA DE GRACIA GARCÍA MARTÍN**

Revisión bibliográfica

Sevilla, 6 de Julio de 2017

BEATRIZ MOLINA DOMÍNGUEZ

DOBLE GRADO EN FARMACIA Y EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

ÍNDICE

1. RESUMEN.....	4
2. OBJETIVOS DE LA REVISIÓN.....	5
3. METODOLOGÍA.....	6
3.1. Palabras claves y abreviaturas	
4. INTRODUCCIÓN.....	7
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	16
5.1. Ambliopía.....	16
5.2. Degeneración macular asociada a la edad.....	17
5.3. Glaucoma.....	19
5.4. Neuritis óptica.....	21
5.5. Comparación con otras técnicas.....	23
5.5.1. Tomografía computarizada.....	23
5.5.2. Espectroscopía de Resonancia Magnética.....	25
5.6. Seguridad del paciente y protocolo de actuación.....	29
6. CONCLUSIONES.....	32
7. BIBLIOGRAFÍA.....	34

1. RESUMEN

La Resonancia Magnética de Imagen (RMI) se ha establecido en la actualidad como un eficaz método de diagnóstico por imagen, siendo en muchos casos la principal herramienta diagnóstica, que ha desplazado a otros procedimientos en muchas indicaciones.

La resonancia magnética de imagen se basa fundamentalmente en el comportamiento de los átomos de hidrógeno del organismo del paciente frente a un campo magnético externo muy intenso, dejando a un lado la radiación que es el medio de diagnóstico de imagen más empleado hasta su descubrimiento. Tiene importantes ventajas sobre otros procedimientos de imagen ya que no usa radiaciones ionizantes ni medios de contraste nefrotóxicos, tiene gran resolución espacial, temporal y tisular, capacidad tridimensional y puede hacer estudios funcionales. Entre sus desventajas está que no puede utilizarse en pacientes con marcapasos cardíacos, y que algunas personas no toleran la RMI debido a claustrofobia, aunque existen máquinas de RMI abiertas que obvian este inconveniente; otras desventajas son el alto coste económico y la limitada disponibilidad, aunque poco a poco este inconveniente se está dejando de lado al abaratare la tecnología para ser más accesible.

Se estudiarán diferentes déficits visuales y cómo poder diagnosticarlos con la técnica de resonancia magnética de imagen, basando todo en sus características fundamentales y en diferentes estudios realizados en este campo. Para ello se demostrarán cambios y/o anomalías en la densidad de materia gris y blanca a lo largo de las vías visuales y cerebrales. Así mismo se comparará la RMI con otras técnicas empleadas hasta el momento como son la tomografía computarizada y la espectroscopía de resonancia magnética. Además, se puntualizará en la seguridad necesaria tanto para el personal sanitario como para el paciente, cuando esta técnica se considere como opción para el diagnóstico.

Se finalizará la revisión con un análisis global y valoración de la perspectiva futura de la resonancia magnética de la imagen como medio de diagnóstico para déficits visuales; y el papel de los sanitarios que no tienen estudios de medicina dentro de la realización, estudio y colaboración en esta técnica.

2. OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es presentar una revisión bibliográfica de textos publicados desde el año 2009 hasta la fecha, sobre la resonancia magnética de imagen (RMI) para el diagnóstico de deficiencias visuales, tales como la ambliopía, el glaucoma, la degeneración macular asociada a la edad y la neuritis óptica.

Hasta el momento, las investigaciones relacionadas con estas enfermedades solo se podían realizar mediante estudios de fisiología animal y estudios post mortem en humanos, por lo que utilizando esta técnica se facilita el abordaje de estas enfermedades oculares a nivel de la corteza visual y sus conexiones, sin necesidad de recurrir a la fisiología animal y pudiendo estudiar los casos en pacientes humanos vivos. Utilizando la resonancia magnética de la imagen, es posible examinar de forma no invasiva los efectos de la enfermedad en toda la vía visual. De esta forma el paciente puede ser diagnosticado sin sufrir daño externo alguno, ya que al ser una técnica no invasiva, la integridad del paciente no se ve en peligro.

Además, el objetivo de este estudio es poner de manifiesto la capacidad multidisciplinar del tema, ya que permite a diferentes profesionales del ámbito de la salud trabajar en equipo y en consonancia, para que el bienestar del paciente sea el principal logro a conseguir.

El fin último de esta revisión bibliográfica es recapitular toda la información existente sobre esta técnica y ofrecer una información global sobre la misma.

3. METODOLOGÍA

Se ha llevado a cabo una revisión bibliográfica empleando estrategias de búsqueda de información que abarcan desde el año 2009 hasta el 2016, aunque algunos conceptos fundamentales son anteriores a estos años.

Inicialmente, la búsqueda se centró en las generalidades de la técnica y de las deficiencias visuales en las que se centra el trabajo; posteriormente, se orientó a la exploración de publicaciones que utilizasen la resonancia magnética de imagen como medio de diagnóstico de las patologías.

En cuanto a las bases de datos empleadas para la búsqueda de información, se han consultado las siguientes:

- Dialnet
- Medline
- Wiley online
- Google Académico
- Pubmed library
- Scopus

Además una de las fuentes más destacadas es el catálogo FAMA de la Universidad de Sevilla, así como de su biblioteca de recursos en formato papel y electrónico del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación Antonio de Ulloa y de la biblioteca de Centros de Salud del campus de la Macarena, ambos pertenecientes a la Universidad de Sevilla. Todas las publicaciones y libros electrónicos encontrados se han organizado gracias a la aplicación Mendeley, la cual ha clasificado la bibliografía según el estilo Vancouver.

PALABRAS CLAVE: Resonancia magnética de imagen, déficit visual, glaucoma, degeneración macular, ambliopía, neuritis óptica.

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

- **DMAE.** Degeneración macular asociada a la edad
- **DMJ.** Degeneración macular juvenil
- **NOIA-NOA.** Neuritis óptica isquémica anterior no arterítica
- **RF.** Pulso de radiofrecuencia
- **RME.** Espectroscopía de resonancia magnética
- **RMI.** Resonancia magnética de imagen
- **TC.** Tomografía computarizada
- **TE.** Tiempo de eco
- **TR.** Tiempo de repetición
- **VBM.** Morfometría basada en voxel

4. INTRODUCCIÓN

La radioimagen ha recorrido un largo camino desde que se descubrieron los Rayos X en el año 1895 (Jaramillo Antillón, 2005). En el año 1946, Felix Bloch y Edward Purcell descubrieron el fenómeno de la resonancia magnética, obteniendo el Premio Nobel de Física en 1952. Veinte años más tarde (1971), Raymond Damadian, consiguió demostrar que existía una diferencia en los tiempos de relajación entre los tejidos sanos y los tumorales, lo que hizo que se empezase a pensar en esta técnica como un método para detectar enfermedades (Ferreirós, 2004). De este modo, la resonancia magnética de imagen se convirtió en una técnica tomográfica capaz de obtener imágenes de distintos cortes o segmentos corporales con información sobre la anatomía y fisiopatología del mismo.

La primera imagen de RMI se publicó en 1973 por Paul Lauterbur (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013), y a partir de ésta, las aplicaciones clínicas en humanos han ido en rápido crecimiento. A continuación, en la Tabla 1 se muestra el desarrollo de la RMI.

Tabla 1. Desarrollo de la RMI a lo largo de los años

1946	Bloch y Purcell: Fenómeno de la resonancia magnética
1952	Premio Nobel de Física a Bloch y Purcell
1950 a 1970	Desarrollo y aplicación de la resonancia magnética nuclear como herramienta de análisis molecular
1973	Tomografía axial computarizada
1973	Lauterbur: Primera imagen de RMI
1975	Ernst: IRM con transformada de Fourier
1977	Mansfield: técnica eco-planar de RMI
1980	Edelstein: demostración de RMI del cuerpo humano
1980 a 2003	Progresiva aplicación médica de la RMI
1991	Ernst: Premio Nobel de Química
1993	MRI funcional cerebral
2003	Lauterbur y Mansfield: Premio Nobel de Fisiología/Medicina a

La RMI, ha transformado a lo largo de los años áreas tan importantes como la neurología, convirtiéndose en una técnica no invasiva para evaluar la integridad de las estructuras cerebrales y visuales. Aproximadamente el 20% de la corteza cerebral humana está dedicada al procesamiento visual, abarcando desde el lóbulo occipital hasta las zonas temporales y parietales (Brown y cols., 2016), dejando patente la gran extensión que supone.

Para poder comprender la importancia de esta técnica no invasiva, es conveniente comenzar por conocer su fundamento y bases. La RMI conlleva el uso de un campo magnético muy intenso para controlar la actividad electromagnética de los núcleos atómicos de manera que liberen energía en forma de señales de radiofrecuencia, señales que se registran en las bobinas receptoras del escáner y, más tarde, un ordenador las procesa para constituir una imagen (Kowal, 2012).

Nuestro cuerpo está constituido principalmente por agua, la cual a su vez está formada por átomos de Hidrógeno y Oxígeno. Estos átomos de Hidrógeno, en concreto, su isótopo más abundante (^1H) el cual constituye el 63% de los átomos del cuerpo humano (Ferreirós Domínguez, 2004), al igual que el resto de átomos, tienen en su estructura protones, los cuales son la base fundamental de la resonancia magnética de la imagen. En los núcleos atómicos, la mayoría de los protones y neutrones están apareados, con lo que sus espines se cancelan, pero el hidrógeno tiene una sola carga eléctrica positiva, siendo por tanto un número impar, lo que implica que la propiedad *spin*, no estaría completa, al quedar los protones del Hidrógeno desapareados. Al quedar de esta forma, el átomo tendría un *spin* neto; siendo ésta la característica que le confiere al protón de Hidrógeno las propiedades magnéticas, considerándolo como un pequeño imán.

Además del Hidrógeno podrían emplearse otros elementos químicos, como el ^{31}P , el ^{23}Na , el ^{14}N o el ^{19}F , pero en la práctica clínica, la RMI utiliza el Hidrógeno por su abundancia en el cuerpo humano (Kowal 2012).

Para comprender el proceso que se lleva a cabo en el organismo cuando se realiza la técnica de resonancia magnética de la imagen, es conveniente en primer lugar conocer los elementos que constituyen el escáner de RMI (Figura 1). Los escáneres de RMI constan de tres elementos fundamentales, los cuales se detallan a continuación.

- **IMÁN PRINCIPAL.** Los imanes que se encuentran en los escáneres de RMI son superconductores; éstos contienen una bobina que se encuentra a temperaturas muy bajas, próximas al cero absoluto, que se alcanzan gracias a criógenos como el Helio y el Nitrógeno. Una corriente enviada a través de este material superfrío fluye de manera continua generando un campo magnético permanente. El campo magnético generado tiene una potencia entre 0,5 y 0,3 Teslas (T) (Kowal, 2012).
- **BOBINAS.** Se encuentran dentro del imán principal. Existen las bobinas transmisoras que son las responsables de la transmisión de los pulsos de radiofrecuencia (RF) que excitan a los protones, y las bobinas receptoras que van a recoger la señal emitida por los protones excitados.
- **ORDENADOR.** El ordenador procesa las señales de RF que reciben las bobinas receptoras y genera una imagen.

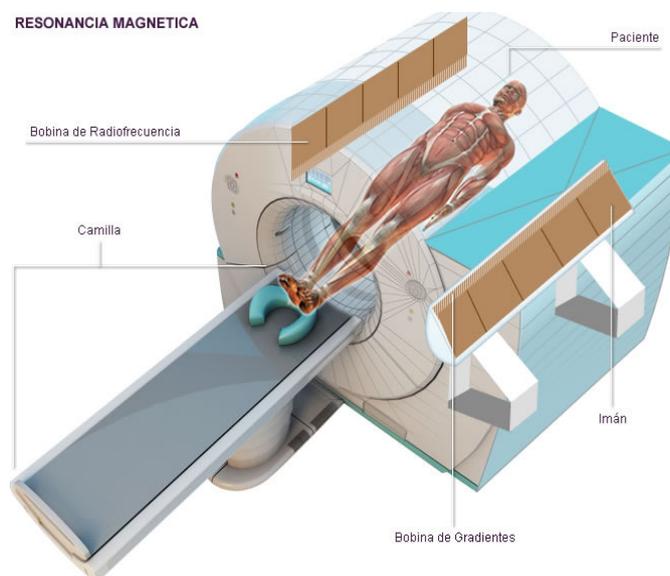


Figura 1. Estructura de un escáner de RMI donde se visualizan los distintos componentes. (Micromedex, 2017)

Conocida la estructura básica de los escáneres de RMI, es necesario conocer qué ocurre una vez que se inicia el estudio de RMI.

Los protones cargados positivamente rotan continuamente en el núcleo del átomo alrededor de un eje creando su propio campo magnético; que se representa con un vector denominado vector de magnetización (Figura 2). El campo magnético creado por estos protones va a estar orientado en la dirección del eje de rotación. Este concepto puede imaginarse como una barra magnética con polos en los extremos, como se puede observar en la Figura 3 (Elmaoğlu y Çelik, 2011).

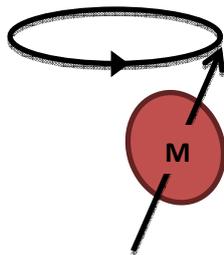


Figura 2. Movimiento rotacional de los protones cargados positivamente. Se muestra el campo magnético que crean representado por el vector de magnetización (M).

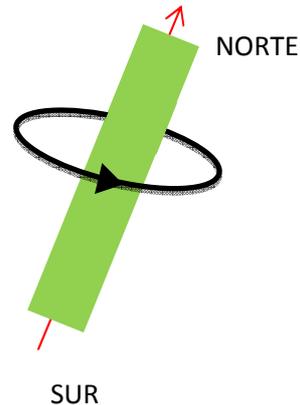


Figura 3. Barra magnética con sus polos a los extremos que representa el movimiento rotacional y direccional de los protones cargados positivamente.

De forma general, los protones giran de manera aleatoria en el cuerpo humano (Figura 4.a) pero cuando se introduce al paciente en el imán del escáner, estos protones se van a alinear respecto al campo magnético externo generado por el imán. Los vectores de magnetización pueden tener dos componentes: una magnetización longitudinal que se corresponde con una alineación paralela del vector de los protones de Hidrógeno respecto a la dirección del campo magnético principal (Figura 4.b); y una magnetización transversa que se correspondería con una alineación antiparalela de los protones de Hidrógeno al campo magnético (Figura 4.c) (Elmaoğlu y Çelik, 2011; Kowal, 2012).

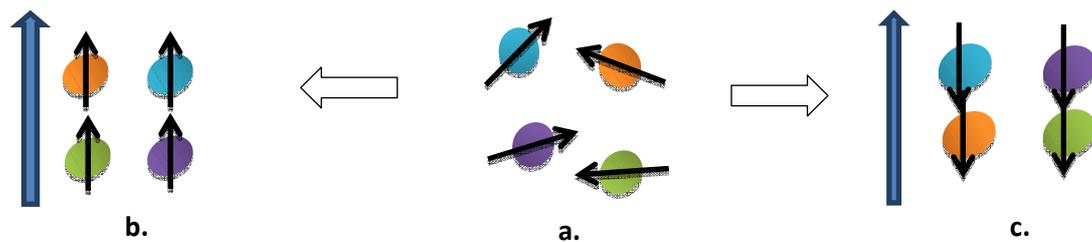


Figura 4. Proceso de cambio de los protones del organismo humano al entrar en contacto con un campo magnético externo, correspondiente al generado por el imán del escáner de RMI. Originalmente están de forma aleatoria por el cuerpo humano **(a)** y ante la acción del imán pueden quedar paralelos al campo **(b)** o antiparalelos **(c)**.

Los niveles de energía de los protones van a determinar si son paralelos o perpendiculares al campo. Los que tengan un bajo nivel de energía van a estar paralelos, mientras que los que tengan un alto nivel de energía estarán por tanto en una posición perpendicular al campo magnético principal (Elmaoğlu y Çelik, 2011). Todo el proceso de magnetización de los protones de Hidrógeno y por tanto el movimiento rotacional que conlleva, al exponerse a un campo magnético externo se puede valorar matemáticamente con la ecuación de Larmor.

$$W_0 = \gamma \times B_0$$

Donde:

W_0 = Velocidad de rotación o frecuencia de los protones bajo la acción de un campo magnético. Se mide en MHz.

γ = Constante giromagnética. Constante específica de los protones que relaciona frecuencia y potencia (42,57 MHz/T).

B_0 = Potencia del campo magnético externo (imán). Se mide en Teslas (T).

Una vez dentro del escáner de RMI, las bobinas transmisoras envían un pulso electromagnético denominado PULSO DE RADIOFRECUENCIA (RF). Éste, se envía con una frecuencia concreta que puede cambiar la orientación de los protones y tras el pulso de RF pueden modificar su vector de magnetización neto y ser desplazados respecto a su alineación original en el campo externo. Cuando se inactiva el pulso de RF, los protones que han sido desplazados, es decir aquellos que han variado su orientación tras el pulso enviado por las bobinas transmisoras, se relajan y realinean respecto al campo magnético principal, el generado por el imán; y la energía que se ha liberado a partir de ese momento en forma de señales de radiofrecuencia es detectada por las bobinas receptoras.

Esta serie de procesos físicos en los que los protones de Hidrógeno se excitan y luego al cesar la excitación, vuelven a su estado original, poseen unos tiempos de relajación que se denominan T1 y T2 o tiempos de relajación y de degradación respectivamente (Alvarez-Pedrosa y Casanova Gómez, 1986). Estos tiempos de relajación son unas constantes de tiempo que van a permitir identificar los distintos tejidos y se clasifican en:

- **Tiempo de relajación T1 o RECUPERACIÓN.** Hace referencia a la relajación longitudinal. Es el tiempo que tarda el tejido en recuperar su estado longitudinal, es decir, el tiempo requerido después de la excitación para recuperar la magnitud original. También, el tiempo anterior a la aplicación del pulso de RF (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013; Kowal 2012). Depende mucho de la interacción de los protones con el medio externo (Elmaoğlu y Çelik, 2011).
- **Tiempo de relajación T2 o DEGRADACIÓN.** Hace referencia a la relajación transversal. Es el tiempo que tarda el tejido en recuperar su orientación transversal, antes de la aplicación del pulso de RF. Tiempo para que los espines pierdan su coherencia debido a sus interacciones entre ellos, por lo que este tiempo también puede denominarse tiempo de relajación *spin-spin* (Elmaoğlu y Çelik, 2011; Kowal, 2012).

En el momento que se detiene el pulso de RF, se inicia la relajación, donde desaparece la magnetización transversal y reaparece la longitudinal, y los núcleos activos de los hidrógenos liberan energía que captan las bobinas receptoras y que generaran una imagen.

En este punto actúa el último componente fundamental de un escáner de RMI, el ordenador, con el que se elaborará una imagen y a partir de esta podremos identificarla. Pero antes de poder llegar a su identificación y valoración por parte de un especialista, hay que establecer una serie de parámetros de imagen que van a determinar el aspecto que van a presentar los distintos tejidos, como son las secuencias de pulso. Hay dos secuencias de pulso principales; eco de *spin* y eco con recuerdo de gradiente (el término eco se refiere a la señal de RF que devuelven los protones del tejido evaluado). Además de las secuencias de pulso, hay otros dos parámetros importantes como son los parámetros TR y TE, los cuales modifican la forma en la que se potencia la imagen. TR es el tiempo de repetición entre dos pulsos de RF e influye en la intensidad de potenciación en T1. Las secuencias de pulso que presentan un período corto entre los pulsos de RF (TR corto) generan una imagen potenciada en T1. TE es el tiempo de eco, es decir, aquel que transcurre entre un pulso de RF y su eco resultante, influyendo en la intensidad de la potenciación en T2. Si las secuencias de pulso muestran un TE largo, significa que entre el pulso de RF y el eco hay un gran espacio de tiempo, y se genera por tanto una imagen potenciada en T2 (Kowal, 2012).

Atendiendo a estos parámetros antes mencionados podremos valorar e identificar la imagen que obtenemos durante la técnica de resonancia magnética de imagen. Los tejidos con poco tiempo de relajación T1 (**T1 corto**) dan una fuerte señal de RMI, están potenciadas en T1, lo que resulta en imágenes brillantes en T1, refiriéndose brillante a “más blanco”. En las imágenes potenciadas en T1 se visualizan más brillantes el tejido adiposo, hemorragias y melanina. Mientras que los tejidos con un **T2 corto**, presentan una señal débil de RMI, resultando en imágenes oscuras en T2, refiriéndose oscuro a “más negro”. De esta forma, las imágenes potenciadas en T2 que tengan una alta intensidad de la señal (T2 largo) y que por tanto se visualizasen más brillantes corresponderían a tejido adiposo, agua, edema, inflamación, quistes y hemorragia (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013; Kowal, 2012). De forma general en las imágenes de RMI (Figura 5) se visualizan la córnea, el cristalino, el iris, el líquido de las cámaras anterior y posterior, el cuerpo vítreo, la esclera y el tracto uveal vascular (cuerpos ciliares, coroides y retina), así como los músculos extraoculares (Acosta Izquierdo y cols., 2015).

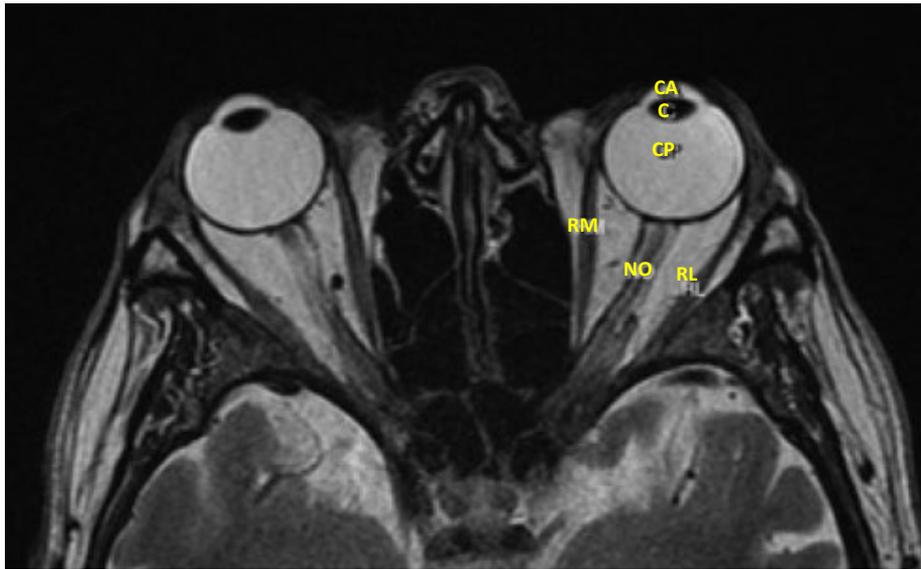


Figura 5. Imagen de RMI, secuencia axial en T2. Se observa la cámara anterior (CA), cristalino (C), cámara posterior (CP), recto medio (RM), recto lateral (RL) y nervio óptico (NO) (Acosta Izquierdo y cols., 2015).

En algunos casos, la diferencia en los índices de relajación entre los tejidos normales y los enfermos es demasiado pequeña para ser detectada, resultando en un contraste no significativo y por tanto no destacable para poder detectar una posible patología (Tan y Lu, 2011). Para solucionar esto, y mejorar el contraste de la imagen, frecuentemente se utilizan agentes de contraste, que son compuestos paramagnéticos que actúan como catalizadores. Ejemplos de éstos son el gadolinio, que es el más utilizado, y también otros compuestos paramagnéticos como el manganeso (II) y el hierro (III) (Lu y Wu, 2010). Posterior a la administración de un agente de contraste se hacen visibles en las imágenes de RMI la túnica vascular y ocasionalmente la mácula (Acosta Izquierdo y cols., 2015)

Conociendo toda la base de la técnica de Resonancia Magnética de Imagen y sus fundamentos principales, se puede determinar que es una práctica sanitaria con muchas opciones y aplicaciones. Para una mejor visualización, la Tabla 2 recoge las áreas anatómicas en las que se utiliza la RMI (Ferreirós Domínguez, 2004).

Tabla 2. Áreas anatómicas de aplicación de la RMI.

Cabeza: sistema nervioso central, órbita, cara y cráneo
Cuello
Columna vertebral: médula espinal, meninges, columna ósea y discos intervertebrales
Tórax: especialmente cardiovascular
Abdomen: hígado, vías biliares, bazo, páncreas, aparato urinario, aparato genital, pelvis
Grandes articulaciones y extremidades

De las numerosas áreas anatómicas en las que la RMI es de utilidad y se emplea como medio de diagnóstico, la órbita es la que va a tomar mayor importancia a lo largo de la revisión.

Los beneficios de la detección precoz de enfermedades han promovido que técnicas como la RMI estén en auge en el ámbito de la medicina preventiva, ya que la imagen no solo tiene un papel importante en el diagnóstico, sino que es crucial para evaluar la posible extensión y progresión de la enfermedad.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El presente trabajo se centrará en diferentes enfermedades y déficits visuales que se han investigado utilizando la resonancia magnética de imagen. Las diferentes enfermedades se citarán en orden alfabético.

Además de la RMI, se está empleando en conjunto la técnica de análisis denominada Morfometría basada en voxel (VBM) que puede resaltar tanto la extensión como la localización de cualquier anomalía estructural presente en pacientes con déficits visuales en comparación con controles sanos (Brown y cols., 2016). Además, lleva a cabo una comparación estadística ubicación-por-ubicación de la concentración local de tejido de volumen de materia gris, volumen de materia blanca o líquido cefalorraquídeo entre diferentes grupos de sujetos (Prins y cols., 2016).

5.1. AMBLIOPÍA

La ambliopía es un trastorno del neurodesarrollo, caracterizado por una pérdida de la visión monocular, baja agudeza visual y pobre contraste y sensibilidad espacial. Es una reducción de la agudeza visual central mejor corregida por mal uso o desuso durante el período crítico de desarrollo visual (Prins y cols., 2016). Generalmente se le conoce como “ojo vago”, el cual se debe a un desalineamiento de los globos oculares, aunque existe otro tipo de ambliopía que es conocida como anisométrica, causada por un gran desajuste en la fijación y el poder refractivo de los ojos.

Según un estudio en 2016, éste detectó que los cerebros de niños ambliopes mostraban una reducción de la materia gris en el córtex visual, incluyendo la corteza visual primaria y alguna extraestriada, en concreto en el área frontal media del hemisferio izquierdo, en el área parahipocámpal y en el área temporal inferior, así como bilateralmente en la corteza calcarina dentro de ambos subtipos ambliópicos en comparación con controles sanos (Xiao y cols., 2007). Existen algunos estudios que también demuestran un aumento en el volumen de la sustancia blanca dentro de las áreas occipitales y cúneos (parte del lóbulo occipital del cerebro) medios del hemisferio derecho y dentro de la región orbitofrontal del hemisferio izquierdo. Se cree que tales aumentos representan la plasticidad neuronal, posiblemente impulsada por la entrada desde el ojo no afectado, dando como resultado un aumento en el volumen para compensar la pérdida de entrada visual dentro de otras áreas (Brown y cols., 2016).

La RMI y la VBM también se han utilizado para examinar diferencias estructurales entre niños ambliopes y sus respectivos padres, quienes presumiblemente no habían tenido nunca tratamiento correctivo o hubiesen sido tratados ineficazmente cuando eran niños. Así, por ejemplo, los estudios de Mendola y cols. y de Chan y cols. encontraron que en niños ambliopes existía una marcada disminución de la materia gris dentro de la corteza visual y que de manera similar, los padres mostraron reducción de materia gris, aunque menos difundidos y severos en comparación con los niños ambliopes. También observaron un aumento de la materia gris en las regiones orbitofrontal, frontal y precentral, lo que sugiere una vez más la posibilidad de efectos de plasticidad cortical compensatoria (Brown y cols., 2016).

De esta forma, se puede concluir que la ambliopía está unida a cambios en las zonas postgeniculada y geniculada de la vía visual, tanto para la materia gris como para la blanca (Prins y cols., 2016).

5.2. DEGENERACIÓN MACULAR ASOCIADA A LA EDAD (DMAE)

La degeneración macular asociada a la edad es una alteración del epitelio pigmentario retiniano que cursa con pérdida progresiva, bilateral e indolora de la visión que va a afectar principalmente a la mácula. Existen dos formas clínicas de esta patología:

- **DMAE ATRÓFICA O SECA.** Es el tipo más frecuente, que se caracteriza por pérdida progresiva y lenta de la visión central. En fases iniciales, suele pasar desapercibida, pero en fases avanzadas, presenta escotoma central denso que impide la lectura; este escotoma se produce por la formación de drusas, las cuales consisten en una acumulación de sustancias como colesterol o grasa, y que en una retina sana se eliminarían de forma normal. Excepcionalmente se encuentran metamorfopsias, que suelen ser signos de aparición de neovasos.
- **DMAE EXUDATIVA O HÚMEDA.** En esta forma aparecen neovasos de origen coroideo que atraviesan la membrana de Bruch y proliferan bajo el epitelio pigmentario destruyéndolo, además puede aparecer una cicatriz fibro glial muy incapacitante. Se caracteriza por la presencia de múltiples hemorragias y exudados en la zona retiniana. En la clínica, este tipo de DMAE cursa con una disminución súbita de la agudeza visual con metamorfopsias por exudación de los neovasos antes mencionados.

Dentro de las degeneraciones maculares existe una patología relacionada que se denomina DEGENERACION MACULAR JUVENIL (DMJ) y aparece en niños y adultos jóvenes. Frecuentemente se le conoce como distrofia macular y se diferencia entre otras cosas de la DMAE, en que la juvenil aparece por causas hereditarias y la DMAE se debe al proceso natural de envejecimiento del cuerpo humano. Según se puede leer en artículos de la Academia Americana de Oftalmología, la DMJ causa pérdida de la visión central; y desafortunadamente, no hay ningún tratamiento disponible para prevenir la pérdida de la visión. La forma más común de esta patología es la enfermedad de Stargardt.

Estudios recientes demuestran que pacientes con DMJ presentan reducciones bilaterales de la sustancia gris y blanca dentro de las regiones visualmente asociadas, particularmente dentro de los polos occipitales y núcleo geniculado lateral, y dentro de las radiaciones ópticas en comparación con controles envejecidos sanos. No se encontró relación entre la duración de la enfermedad y el volumen de materia gris, lo que es de extrañar teniendo en cuenta la naturaleza progresiva de la enfermedad (Brown y cols., 2016). Hechos muy similares se han desarrollado en pacientes con DMAE. Teniendo en cuenta la morfometría basada en voxel (VBM) Boucard y cols. (Boucard y cols., 2009) analizaron volúmenes de RMI ponderados en T1 y descubrieron una reducción importante de la materia gris dentro de la región posterior del lóbulo occipital de pacientes con DMAE. Además, observaron una reducción de la materia blanca en el lóbulo frontal de pacientes con DMAE, pero no en pacientes con DMJ.

Según se muestra en la Figura 6 (Boucard y cols., 2009) los pacientes con DMAE presentan la reducción de materia gris en las proximidades de la corteza cerebral correspondiente a la visión.

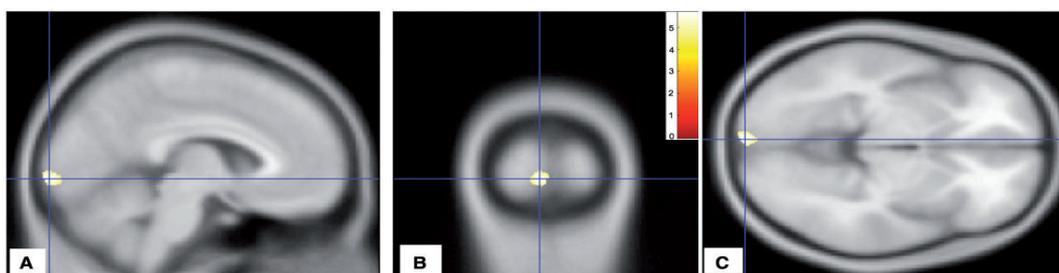


Figura 6. Análisis de pacientes con DMAE. Se resaltan regiones del cerebro donde existe reducción de materia gris. Las zonas coloreadas en blanco/amarillo indican los cambios (Boucard y cols., 2009)

5.3. GLAUCOMA

El Glaucoma es una patología que principalmente causa daño en el nervio óptico, afectando a la retina y a la vía visual, por una pérdida progresiva de las fibras nerviosas de la retina. La lesión glaucomatosa puede aparecer por un mecanismo directo en el que la tensión ocular es elevada y lesiona directamente las fibras del nervio, o por un mecanismo indirecto o isquémico en el que la tensión ocular causa necrosis por alteración de la microcirculación del nervio óptico. La presión intraocular elevada puede verse desequilibrada porque el humor acuoso que es secretado continuamente por los procesos ciliares no sale del ojo correctamente a través del trabéculo. Existen hasta 10 tipos de glaucoma diferentes según el método por el que se clasifiquen. El más frecuente es el GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO, y será sobre el que se profundice más en el trabajo. El glaucoma de ángulo abierto es una enfermedad crónica y bilateral que se caracteriza por una lesión glaucomatosa del nervio óptico, defectos en el campo visual, tensión ocular superior a 21 mmHg (valores normales de 7 a 21 mmHg), aparece en ambos sexos a partir de los 40 años de edad y entre los factores de riesgo es destacable la existencia de familiares directos con glaucoma, por lo que el diagnóstico precoz de pacientes con antecedentes familiares de glaucoma puede ser una de las metas principales de la RMI.

Según la Sociedad Española de Glaucoma, éste afecta a más de un 3% de la población y es, junto con la diabetes, la principal causa evitable de ceguera en España. Actualmente es la causa del 12% de los casos de ceguera en los países desarrollados. Patologías como ésta pueden con el tiempo eliminar la estimulación de parte de la vía visual, por lo que es interesante el empleo de la RMI como técnica de diagnóstico de los efectos de una privación sensorial a largo plazo. Puede derivar en cambios degenerativos en el núcleo geniculado lateral y en la corteza visual, afectando a la percepción del color y el movimiento, la sensibilidad al contraste y la agudeza visual.

El glaucoma es una de las patologías más estudiadas dentro del campo de la RMI, uno de los primeros estudios que se llevaron a cabo fue el de Kashiwagi y cols. (Kashiwagi y cols., 2004) quienes descubrieron que pacientes con glaucoma presentaban un diámetro del nervio óptico y una altura del quiasma óptico destacablemente reducidos frente al grupo control. Estudios más recientes también han corroborado este hecho, incluyendo además que el núcleo geniculado lateral también era menor (Brown y cols., 2016; Prins y cols., 2016). La RMI también se ha utilizado para evaluar los cambios volumétricos de la materia gris y blanca de la corteza cerebral. El nervio óptico es un tramo de materia blanca que en la parte intraorbitaria

está rodeado de tejido adiposo. Esta grasa se caracteriza por la alta intensidad de la señal, que hace al nervio óptico altamente discernible en las imágenes de RMI (Fiedorowicz y cols.,2011).

El estudio de Boucard y cols. en el que utilizaban la VBM, destacó que los pacientes con glaucoma de ángulo abierto presentaron reducciones significativas de la densidad de materia gris en la cara medial del lóbulo occipital, tal y como se puede observar en la Figura 7.

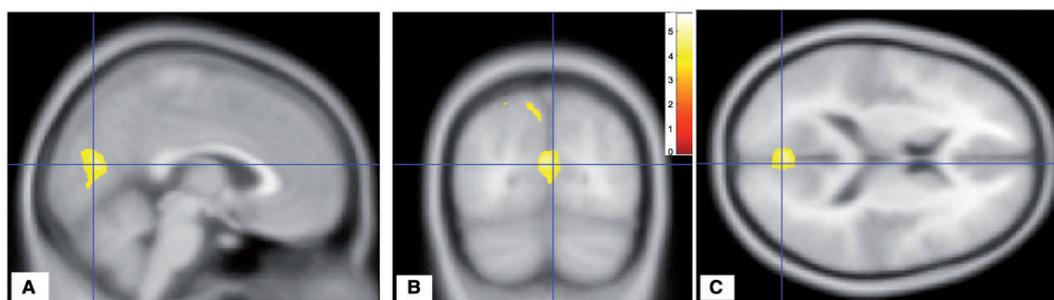


Figura 7. Análisis de pacientes con Glaucoma. Se resaltan regiones del cerebro donde existe reducción de materia gris. Las zonas coloreadas en amarillos indican los cambios (Boucard y cols., 2009)

Otros estudios han demostrado aumentos bilateralmente en la materia gris en el área media temporal, parietal inferior y angular; y unilateralmente dentro del precuneus izquierdo y el área superior parietal y occipital medio (Brown y cols., 2016). También se ha encontrado que las diferencias de materia gris entre grupos control y de estudio, solo son significativas en el glaucoma severo de estadios tardíos y no en etapas tempranas, donde el déficit visual es todavía inexistente o limitado. Esto indica que el grado de atrofia de la sustancia gris puede depender del nivel de privación visual experimentado, y que además la edad del paciente es un factor importante a tener en cuenta al estar presuntamente relacionado con la extensión de la lesión (Prins y cols., 2016). La mayoría de los autores sugieren que los incrementos en volumen durante las primeras etapas pueden deberse a la plasticidad cortical o a signos de daño neuronal. Los cambios en la materia blanca se han observado a lo largo de la vía visual en pacientes con glaucoma de ángulo abierto, quienes tenían reducción de la materia blanca de forma bilateral en el nervio óptico, el quiasma, las radiaciones ópticas y en el núcleo geniculado lateral (Brown y cols. 2016).

Tanto los cambios en la materia gris como en la blanca indican que la severidad del glaucoma y el correspondiente nivel de privación visual pueden tener un efecto sustancial sobre la estructura cerebral.

5.4. NEURITIS ÓPTICA

La neuritis óptica es una enfermedad inflamatoria aguda causada por la desmielinización del nervio óptico y generalmente de manifestación monocular. Su etiología se asocia generalmente a la Esclerosis Múltiple, siendo en muchos casos su primera manifestación clínica. Existen otras patologías de naturaleza autoinmune e inflamatoria que también contribuyen a la aparición de la neuritis óptica, aunque en menor medida, las cuales pueden ser identificadas y diferenciadas de la esclerosis múltiple mediante la determinación de biomarcadores específicos (Ayuso Blanco y cols., 2009); entre estas otras patologías se encontrarían la vasculitis, el lupus eritematoso y la infección viral (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013). Se presenta con disminución súbita de la agudeza visual con un escotoma central en el campo visual, anomalías en la visión cromática, disminución de sensibilidad al contraste y defecto pupilar aferente o pupila de Marcus Gunn. Acompañando a la pérdida visual, puede aparecer dolor ocular que se exacerba con los movimientos oculares, el calor y en algunos casos con el ejercicio físico. El hecho de que la arteria oftálmica transcurra por este mismo canal puede añadir al fenómeno inflamatorio y desmielinizante un componente isquémico que contribuiría a la pérdida de función visual (LLorca Cardeñosa, 2013).

Esta enfermedad inflamatoria suele aparecer en pacientes jóvenes de 14 a 45 años, siendo predominante en las mujeres (Ayuso Blanco y cols., 2009) y presenta un pronóstico favorable y de rápida remisión, siempre y cuando no esté asociada a otra enfermedad como sería el caso de la esclerosis múltiple, con la que entonces el pronóstico sería algo más desalentador, aunque la visión del ojo afectado podría aun volver a la normalidad (MedlinePlus Enciclopedia Médica, 2017).

La RMI es la técnica que reporta mayor frecuencia de elección, ya que puede mostrar anomalías en la fase aguda hasta en un 95% de los pacientes con posible diagnóstico de neuritis óptica (Ayuso Blanco y cols., 2009). Permite la observación de una elongación focal o difusa del nervio óptico e hiperintensidad anormal de éste en T2, como se puede visualizar en la Figura 8.a; sin embargo, para apreciar mejor la lesión es necesario que emplear la opción de supresión de la grasa orbitaria en T2 (opción que permite quitar nitidez a la grasa orbitaria en las imágenes) y un agente de contraste como por ejemplo el Gadolinio en T1, como se puede observar en la Figura 8 (b –f) (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013).

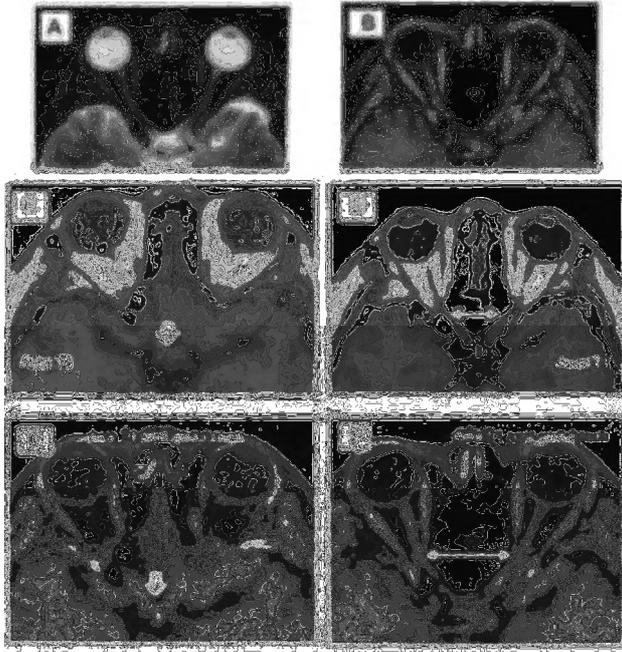


Figura 8. Imagen de RMI para el diagnóstico de neuritis óptica.

- a. Aumento de intensidad de señal en T2.
 b. Realce de la imagen en T1 postcontraste. c-f. Muestra la expansión y aumento de la intensidad en T1 y postgadolinio.

(Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013)

Esta técnica además ha sido clave para poder diferenciar la neuritis óptica aguda de otros tipos, como la neuritis óptica isquémica anterior no arterítica (NOIA-NA), la cual tiene características clínicas que dificultan su diferenciación de la neuritis de la que se habla en este punto. Este hecho se resalta en 2012 con el estudio de Choi y cols quienes confirmaron que la RMI permite diferenciar ambas patologías antes mencionadas en pacientes mayores de 50 años, ya que la mayoría de estos pacientes con neuritis óptica muestran en la RMI con contraste una anomalía en la intensidad de la señal del nervio óptico, mientras que en la NOIA-NA son escasos o inexistentes los pacientes que muestran anomalías en la RMI (Choi y cols., 2012).

De esta forma, se demuestra que la RMI tiene un papel fundamental en el diagnóstico etiológico de la neuritis óptica y en el pronóstico evolutivo neurológico.

5.5. COMPARACIÓN CON OTRAS TÉCNICAS

La RMI no es la única técnica que permite valorar y diagnosticar deficiencias oculares como las nombradas en este trabajo, por lo que es importante conocer y comprender otras modalidades que en ocasiones pueden ser complementarias a la RMI y van a permitir un estudio exhaustivo y completo, o que por el contrario aporten mejores resultados para determinadas patologías. De entre todas las técnicas de imagen que existen actualmente, las más relacionadas y de mayor interés son la Tomografía Computarizada (TC) y la Espectroscopía de Resonancia Magnética (RME).

5.5.1. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

La tomografía computarizada (TC) es una modalidad radiológica empleada para evaluar una variedad de trastornos que afectan a la cabeza y el cuello, entre otras partes del cuerpo. Basándose en la bases de los rayos X, aparece en 1972 por primera vez la tomografía computarizada (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013). A diferencia de la resonancia magnética de imagen, la TC expone al paciente a la radiación, debido a que las imágenes se obtienen por la rotación rápida de un tubo de rayos X.

Una vez que se produce la rotación rápida, esta radiación transmitida se mide por un anillo detector situada en el *gantry* (coraza que aloja el tubo de rayos X, los colimadores y los detectores de una máquina de TAC o de radioterapia, con una abertura grande en donde se introduce al paciente; soporte mecánico para montar un dispositivo y moverlo en círculos) y los datos obtenidos por éste son analizados y procesados por un ordenador, el cual calcula la densidad o el valor de atenuación de un tejido en cada punto. La imagen se reconstruye de acuerdo con elementos de esta denominados píxeles, y cada cual tiene asignado un valor numérico. Estos valores se comparan con el valor de atenuación del agua citado por Hounsfield, quien además es considerado como el pionero de esta técnica. La escala de Hounsfield es una escala cuantitativa en la que se designan diferentes valores de atenuación para describir el radio de densidad; por ejemplo, el agua tiene un valor cero, mientras que materiales más densos como pueden ser el plomo o los huesos, tienen valores más positivos y en las imágenes se observarían más brillantes, y materiales menos densos que permiten que atraviese la radiación, tienen valores más negativos y se observan más oscuros (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013).

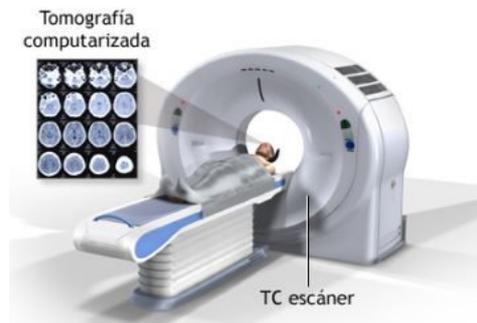


Figura 9. Imagen representativa de un escáner de Tomografía computarizada.

Las ventajas de la RMI sobre la TC se basan fundamentalmente en la mayor seguridad del paciente, ya que con la RMI éste no se expone a ningún tipo de radiación nociva. Aunque ambas técnicas pueden realizarse sin agentes de contraste, el empleado en la TC es el yodo y aunque de forma general éste aumenta la sensibilidad y especificidad, hay que tener en cuenta las múltiples reacciones adversas que se pueden presentar, siendo la más frecuente la hipersensibilidad al yodo.

Para el diagnóstico de deficiencias oculares, la tomografía computarizada ha tenido un papel fundamental durante muchos años hasta que apareció la RMI; aunque para determinadas patologías como el retinoblastoma, la TC se ha establecido como la mejor opción para su detección, ya que con la TC se observa fácilmente uno de los signos principales de la patología como son las calcificaciones (Figura 10), que se presentan en más del 90% de casos de retinoblastoma (Chraibi y Bhallil, 2011).

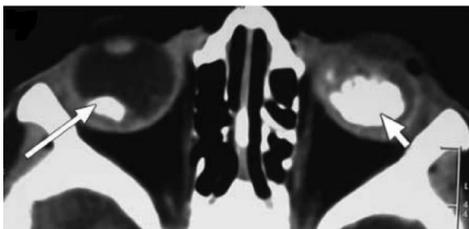


Figura 10. TC de retinoblastoma bilateral sin contraste en la que se observan calcificaciones en ambos ojos (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013)

No obstante, la RMI es necesaria ya que permite evaluar la extensión del tumor, así como la existencia de metástasis a lo largo de la vía óptica. La especificidad de la RMI en el diagnóstico de retinoblastoma es menor que la de la TC debido a la dificultad de identificación de calcificaciones que pueden representar diversos grados de hipointensidad de señal en todas las secuencias de impulsos; sin embargo la RMI diferencia mejor el retinoblastoma de otras patologías. De esta forma se puede determinar que tanto la TC como la RMI son técnicas complementarias para esta patología.

5.5.2. ESPECTROSCOPIA DE RESONANCIA MAGNÉTICA.

La espectroscopía de resonancia magnética (RME) es una técnica que permite medir la composición química del cerebro humano. La medición se traduce en un espectro de resonancia que contiene picos a determinadas frecuencias reflejando los diferentes compuestos químicos en la muestra, siendo la altura de los picos lo que indica la concentración química. Aunque la RME se puede realizar utilizando una variedad de núcleos, incluyendo ^{12}C , ^{14}N , ^{19}F y ^{23}Na , sólo los núcleos de ^{31}P , ^1H , existen in vivo en concentraciones suficientemente altas para la evaluación clínica de rutina (Brown y cols., 2016).

El espectro del hidrogeno (^1H -RME) se puede obtener con la mayoría de los sistemas de MRI sin hardware adicional, siempre que la homogeneidad de campo del tejido se optimice a través de una técnica conocida como "*shimming*" que hace referencia a los ajustes que se realizan en el equipo para mejorar la homogeneidad del campo magnético. Hay dos tipos de ^1H -RME:

- Espectro de "*single voxel*" (ESV). Recibe el espectro de un solo voxel.
- Imágenes de desplazamiento químico (IDQ) o "*chemical shift imaging*" (CSI). Mide espectros en proyección (1D), en un plano (2D) o en volumen (3D).

Los datos de ^1H -RME se presentan generalmente como espectros lineales (Figura 11) en lugar de las imágenes bidimensionales producidas por los exámenes de RMI. Los picos de los espectros se corresponden con diversos metabolitos encontrados dentro del volumen de interés, refiriéndose con esto al volumen que queremos estudiar. El eje *x* indica la frecuencia de desplazamiento químico que cuantifica el metabolito en partes por millón (ppm), y el eje *y* representa la amplitud o concentraciones relativas de los diversos metabolitos. Los espectros se leen de derecha a izquierda, midiendo el desplazamiento químico en ppm y aumentando su valor en la misma dirección (derecha a izquierda).

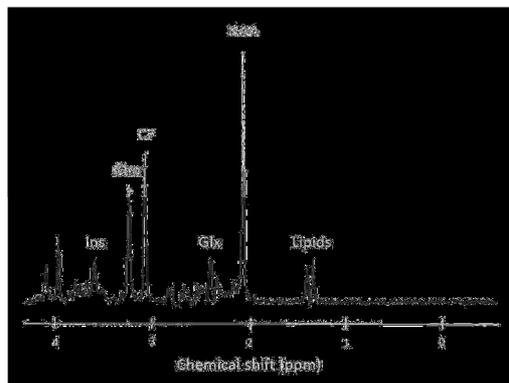


Figura 11. Espectro de RME que representa el desplazamiento químico en ppm de diferentes metabolitos (Brown y cols., 2016)

Los metabolitos o compuestos químicos de mayor interés en la RME son los siguientes:

- **Colina (Cho)**. Representa el total de colina citosólica. Se considera un marcador metabólico de la densidad e integridad de la membrana celular. Un descenso de Colina sugiere una reducción de la densidad celular, un retraso en la renovación celular y el daño al sistema de transporte de señales en las neuronas.
- **Creatina (Cr)**. Desempeña un papel importante en el metabolismo energético. En el espectro, el pico Cr representa en realidad la suma de Cr y fosfocreatina. La muerte tisular se acompaña de una reducción gradual de Cr, junto con otros metabolitos. Sin embargo, en varias enfermedades degenerativas, los niveles de concentración de Cr parecen permanecer constantes en todo el cerebro.
- **Ácido γ -aminobutírico (GABA)**, Glutamina (Gln) y Glutamato (Glu) se aíslan fácilmente. Tanto el glutamato como la glutamina se encuentran generalmente en el espectro como un único pico (Glx) y se encargan de la desintoxicación y regulación de los neurotransmisores. El Glu es el neurotransmisor excitador más abundante en el cerebro, mientras que el GABA es el principal inhibidor. En términos de plasticidad cerebral, se cree que el GABA está implicado en un equilibrio homeostático entre las vías excitatoria, inhibitoria y moduladora, como se muestra en modelos animales de enfermedad visual y recuperación visual. Este equilibrio media la plasticidad del desarrollo y del adulto a través de múltiples escalas temporales (Brown y cols., 2016). Se ha demostrado que la reducción de la inhibición GABAérgica en reposo desencadena la plasticidad de la dominancia ocular, modulando tanto el inicio como el desplazamiento del período crítico. Por lo tanto, la medición de GABA en respuesta a la estimulación visual después de la privación podría ser un indicador sensible de la plasticidad. La privación monocular a corto plazo cambia el equilibrio entre los dos ojos, aumentando la percepción en el ojo privado, reflejando la plasticidad homeostática, en la que las neuronas intentan regular su propia excitabilidad para compensar los cambios repentinos en la entrada. Existen estudios que demuestran que la privación monocular induce una reducción concomitante en el GABA en reposo específico de la corteza visual primaria. Esto confirma que los mecanismos GABAérgicos para la plasticidad homeostática pueden demostrarse combinando espectros de RME con medidas psicofísicas de dominancia del ojo.

- **Mio-Inositol (Ins).** En el cerebro se sintetiza en las células gliales y no puede atravesar la barrera hematoencefálica. Un aumento en la concentración de mio-inositol representa la proliferación glial o un aumento en el tamaño de las células gliales, ambos de los cuales pueden ocurrir en la inflamación. El mio-inositol también se considera como un producto de degradación de la mielina.
- **N-acetilaspartato (NAA).** Se encuentra a concentraciones relativamente altas en el parénquima cerebral humano y está particularmente localizado dentro de las neuronas y relacionado con los procesos neuronales. Una disminución en la concentración de NAA se considera un indicador de la pérdida o de la disfunción neuronal, como tales disminuciones se observan sobre todo en el momento en que una enfermedad está en curso.

La RME es una técnica cuantitativa ya que la intensidad de la señal de una resonancia es directamente proporcional a una concentración de metabolito específica. Por lo tanto, los datos de RME pueden analizarse junto con la RMI para correlacionar los cambios anatómicos y fisiológicos en el cerebro. Por esta razón, la RME es una herramienta de gran importancia y utilidad para estudiar los cambios metabólicos en la corteza visual in vivo, proporcionando aplicaciones clínicas directas para estudiar la plasticidad cerebral y los cambios adaptativos tras la pérdida de la vista (Bernabeu y cols., 2009). Para que exista buena correlación entre los datos de RMI y RME, es importante conocer los cambios químicos que ocurren en el cerebro debido al proceso de envejecimiento natural y diferenciarlos de los que ocurren como resultado de trastornos visuales. Los estudios revelan que, en general, las concentraciones de los metabolitos normales varían ligeramente con la edad (Soares y Law, 2009). En general, cuando el niño tiene 2 años, el patrón espectral será similar al de un adulto. A medida que el cerebro madura, la concentración de NAA aumenta y la concentración de Cho disminuye. En los ancianos, sin embargo, hay un descenso normal de la NAA (Soares y Law, 2009).

La RME tiene un papel bastante importante en patología como el glaucoma o la degeneración macular asociada a la edad debido a que el daño de la retina está en progreso continuo. Para explicar los efectos de ambas patologías se han estudiado varios mecanismos en los que se encontraban las especies de oxígeno reactivo, la excitotoxicidad, el transporte de axones defectuoso, la retirada del factor trófico y la pérdida de actividad eléctrica (Brown y cols., 2016). Estas acciones fisiopatológicas conducen a una serie de cambios bioquímicos en el tejido cerebral. Por ejemplo, el daño trans-sináptico causado por la excitotoxicidad de Glu (como se puede evaluar por los niveles de Glx) es un mecanismo importante de la lesión de la vía visual central glaucomatosa. Utilizando la RME para investigar las concentraciones metabólicas en el área estriada y el tracto geniculocalcarina, se concretó que existían disminuciones significativas de NAA: Cr y Cho: Cr, aunque no hubo diferencias en las concentraciones de Glx:Cr en un grupo de pacientes con glaucoma en comparación con los controles con visión (Zhang y cols., 2013). Estos resultados sugieren que dentro de la vía visual central en el glaucoma, la neurodegeneración es un proceso continuo. Si la privación visual progresiva afecta al metabolismo del cerebro visual adulto, se esperaría una concentración más baja del metabolito NAA en la corteza occipital, dada la asociación entre NAA y actividad neuronal.

Por todo lo mencionado anteriormente se puede resaltar que la RME es importante en el examen del sistema visual en aquellos pacientes con déficits visuales. Para ellos hay que detectar qué componentes químicos cambian en el cerebro como resultado de una breve y prolongada privación visual. También será importante usar GABA como un valioso marcador de plasticidad cerebral.

5.6. SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTOCOLO DE ACTUACIÓN

La RMI es una de las técnicas de imagen más seguras actualmente. Sin embargo todas las personas que intervengan de una forma u otra en el proceso, deben ser conscientes del fuerte campo magnético presente durante todo el tiempo de la exploración. Este fuerte campo magnético puede ser peligroso a veces si se ignora. A continuación se describen todos los aspectos acerca de la seguridad en torno a la RMI.

SEGURIDAD DEL PERSONAL SANITARIO.

Los entrenamientos de seguridad RMI deben ser preparados por instituciones legalmente autorizadas. También debe hacerse para todos los nuevos miembros que se unan al equipo y se debe repetir sobre una base regular. Estos entrenamientos deben incluir a cualquier persona que pueda estar involucrada con el escáner o sala de resonancia magnética en ciertos puntos, incluyendo, pero no limitado a, conserjes, bomberos, guardias de seguridad, enfermeras, médicos y personal de mantenimiento del hospital.

SEGURIDAD DEL PACIENTE.

La seguridad del paciente es la mayor prioridad, por lo que hay que tener muy en cuenta los factores que contraindican o a los que hay que prestar especial atención si elegimos esta técnica para la evaluación del paciente.

- Implantes contraindicados: Marcapasos cardíacos, estimuladores nerviosos, implantes cocleares y astillas metálicas en el ojo
- Embarazo. Actualmente el embarazo no es causa de contraindicación de RMI, pero sí que hay que elevar la precaución y se suele evitar en el primer trimestre, posteriormente se evaluara si las necesidades clínicas son mayores que los posibles riesgos asociados. Si no hubiese otra opción la RMI se realizaría en el menor tiempo posible y se evitaría el uso de agentes de contraste.
- Otras prohibiciones. En la sala de examen se prohíbe el uso de objetos metálicos y electrónicos como relojes, joyas, tarjetas de crédito, audífonos, gafas, dispositivos intrauterinos (DIU), prótesis metálicas para articulaciones, entre otros.

Para que quede constancia de que el paciente ha leído todos los condicionantes, es necesaria la firma de un consentimiento informado en el que se explica todo el proceso a realizar así como todos los objetos prohibidos dentro de la sala de examen.

PROTOCOLO DE ACTUACIÓN.

Antes de la entrada del paciente en la sala de examen es obligatorio revisar el correcto funcionamiento del escáner, que en la sala no existan objetos que puedan ser fuertemente atraídos por el imán y causar daño al paciente y que tenemos todo lo necesario para poder realizar la prueba. Una vez el paciente entra en la sala primero se validan los datos personales y posteriormente se procede a la administración del agente de contraste si fuese necesario.

Para realizar la RMI de la órbita es necesario que el paciente no lleve ninguno de los objetos antes mencionados y que no esté maquillado, prestando especial atención al maquillaje de los ojos. La colocación del paciente en la mesa del escáner es la clave para poder obtener buenas imágenes y por consiguiente realizar un buen diagnóstico. Es posible que el escáner de RMI a utilizar tenga diversos dispositivos que ayudan a que la zona a estudiar esté más delimitada y que por tanto la efectividad de la prueba sea mayor. Para el diagnóstico de deficiencias oculares podemos utilizar tanto el dispositivo cerebral (Figura 12.a) como el ocular (Figura 12.b-c).

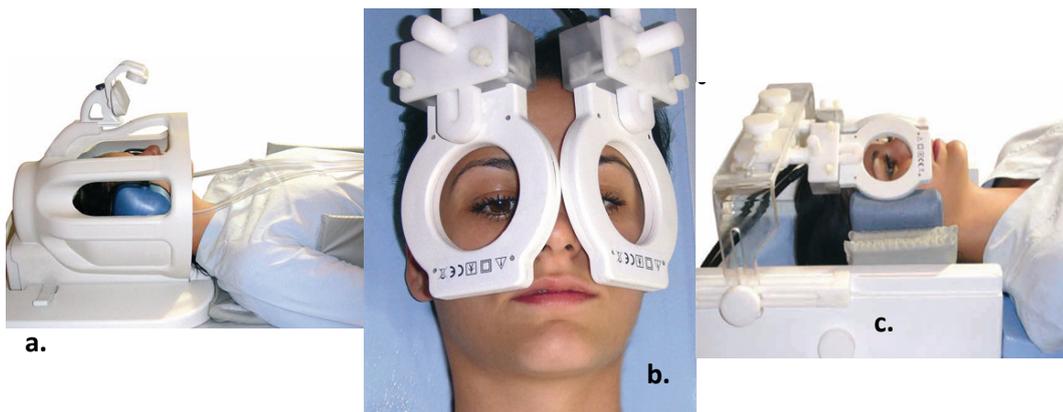


Figura 12. Dispositivos para la ayuda al centrado y buen ajuste en RMI. (a) Dispositivo cerebral. (b) y (c) dispositivos oculares. (Elmaoğlu y Çelik, 2011)

Dependiendo de la necesidad del paciente se deben utilizar diferentes protocolos, aunque frecuentemente se utiliza uno general y común de RMI de la órbita, cuyas características se detallan en la Tabla 3.

Tabla 3. Protocolo ejemplo para el examen de RMI de la órbita.

SECUENCIAS	OBSERVACIONES	ORDEN SECUENCIAL
Localizador de tres planos	Adquirir 9-11 porciones en cada plano	
T2 Sagital	Prescribir como localizador para cubrir todo el cuerpo	Dch a Izq
T2 Axial grasa corporal	Paralelo a los nervios ópticos con espesor de corte de 2-3 mm	Sup a Inf
T1 Axial	Paralelo a los nervios ópticos con espesor de corte de 2-3 mm	Sup a Inf
T2 Coronal	Plan de vista axial para incluir el quiasma óptico y los globos	Ant a Post
T2 Sagital	Prescribir dos grupos diferentes de corte sagital, cada grupo debe ser paralelo a cada nervio óptico	Dch a Izq
Post inyección	Escanear al menos 2 planos post inyección agente de contraste	
T1 Axial	Paralelo a los nervios ópticos con espesor de corte de 2-3 mm	Sup a Inf
T1 Axial grasa corporal	Paralelo a los nervios ópticos con espesor de corte de 2-3 mm	Sup a Inf
T1 Coronal grasa corporal	Elija la porción mediana sagital y prescriba porciones paralelas al tronco cerebral	Ant a Post

Como se menciona en la Tabla 3, existen diferentes planos con los que se pueden obtener las imágenes de RMI, de esta forma se muestran a continuación ejemplos de imágenes de RMI con los diferentes planos y los posibles cortes que podemos hacer durante el examen.

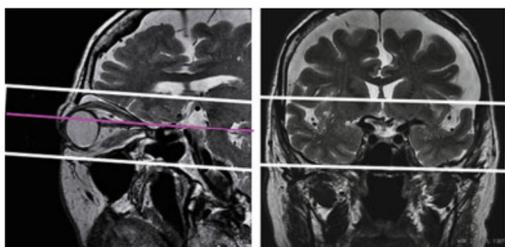


Figura 13. Imagen de RMI con cortes axiales de planos sagital y coronal (Elmaoğlu y Çelik, 2011).

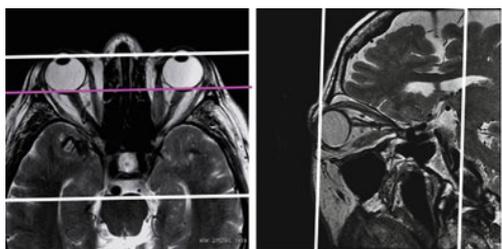


Figura 14. Imagen de RMI con cortes coronales de planos axial y sagital (Elmaoğlu y Çelik, 2011).

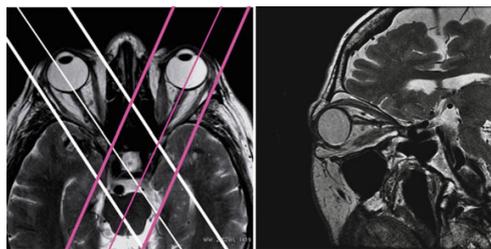
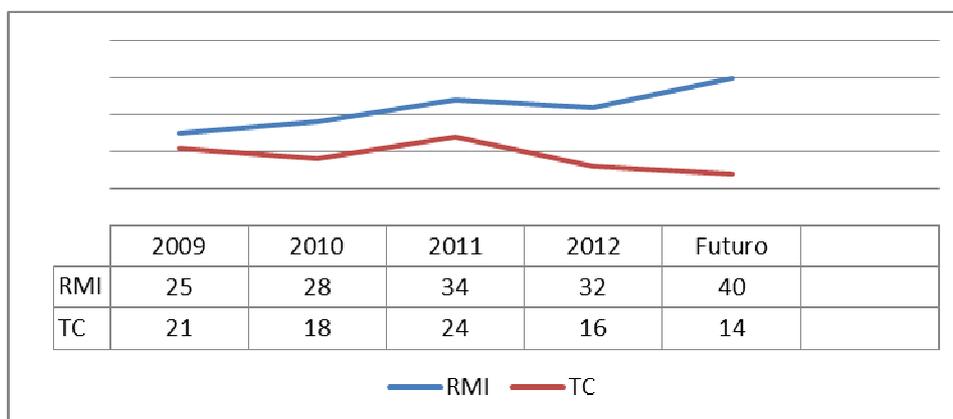


Figura 15. Imagen de RMI con cortes oblicuos de planos axial (Elmaoğlu y Çelik, 2011).

6. CONCLUSIONES

La integralidad de la optometría exige a todos los profesionales del área de la salud visual tener el conocimiento acerca de la anatomía, la patología y los avances en neuroimagen que les permita realizar una evaluación óptima de los desórdenes orbitarios y de la vía visual e incluso realizar una derivación pertinente, asumiendo como objetivos primordiales el bienestar del paciente y la mejora clínica; objetivos obtenidos a través de la multidisciplinariedad.

Actualmente se están realizando numerosos estudios sobre este tema, lo que hace ver que la resonancia magnética de imagen es una técnica en auge, medible por el incremento en el número de citas de trabajos de este campo, respecto a las que se hacen de tomografía computarizada. Este hecho se puede observar en la Gráfica 1, cuyos datos han sido extraídos del estudio de Acuña y Angulo (Acuña Bedoya y Angulo Sánchez, 2013).



Gráfica 1. Representación gráfica del número de citas de artículos sobre RMI y TC. Se observa un auge de las citas de RMI, frente a la bajada de las de TC.

En general, la investigación demuestra que los trastornos del ojo y las vías visuales pueden tener un efecto significativo en la arquitectura estructural de la materia gris y blanca en el cerebro. Tanto las diferencias pregeniculadas como las postgeniculadas se han revelado en ambliopía, degeneración macular, tanto juvenil como asociada a la edad, glaucoma y neuritis óptica. De forma destacable, tales diferencias se ven no sólo a lo largo de la vía visual, sino también en algunas áreas aparentemente no relacionadas con la visión.

Otro uso potencial para las técnicas de RMI es como un método de cribado para guiar la práctica médica, por lo que las anomalías estructurales corticales podrían indicar la gravedad de la enfermedad visual o incluso detectarla en sus etapas más tempranas. La resonancia magnética de imagen también puede ser valiosa para guiar la dirección de los tratamientos y para predecir el resultado visual del paciente después del tratamiento.

Aunque actualmente no hay cura para muchas enfermedades visuales, los tratamientos recientes se han centrado en restaurar la función de la retina, a través de la terapia génica, terapia con células madre y prótesis retinianas (Brown y cols., 2016). Sin embargo, puede haber un riesgo para restaurar la función retiniana si la estructura del cerebro ha cambiado significativamente lo suficiente como para alterar las vías visuales.

Por otro lado, técnicas como la tomografía computarizada o la resonancia magnética espectroscópica no deben dejarse de lado, sino que deben emplearse de forma complementaria a la RMI en la medida de lo posible y que además se sigan estudiando nuevas formas de perfeccionarlas, para que en conjunto el diagnóstico sea lo más certero posible.

Por último, es necesario volver a insistir en las ventajas de esta técnica en cuanto a que el paciente puede ser diagnosticado de forma no invasiva y que por tanto se descartarían numerosas reacciones adversas.

7. BIBLIOGRAFÍA

Acosta Izquierdo L, Salazar JAM, Leon Tramontini C, Tramontini Jens C. Anatomía de la órbita y su contenido en TAC y Resonancia magnética. *Rev. Médica Sanitas*. 2015;18(3):163–7.

Acuña Bedoya L marcela, Angulo Sánchez SV. Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Frequent Orbital and Optical Path Pathologies. A Review
Palabras clave: TC. *ciencia. tecnol. salud. vis. ocul.* 2013;11(1):93–115.

Alvarez-Pedrosa CS, Casanova Gómez R. Diagnóstico por imagen : tratado de radiología clínica.
1st ed. Madrid: Interamericana; 1986.

Ayuso Blanco T, Aliseda D, Ajuria I, Zandio B, Mayor S, Navarro MC. Inflammatory optic neuritis. *An. Sist. Sanit. Navar.* 2009;32(2):249–63.

Baba IA, Najmuddin M, Shah AF, Yousuf A. TMJ Imaging : A Review. 2016;3(8):2253–6.

Bernabeu A, Alfaro A, García M, Fernández E. Proton magnetic resonance spectroscopy (1H-MRS) reveals the presence of elevated myo-inositol in the occipital cortex of blind subjects. *Neuroimage*. Elsevier Inc.; 2009;47(4):1172–6.

Boucard CC, Hernowo AT, Maguire RP, Jansonius NM, Roerdink JBTM, Hooymans JMM, et al. Changes in cortical grey matter density associated with long-standing retinal visual field defects. *Brain*. 2009;132(Pt 7):1898–906.

Briones NIR, Saldívar D. *Imagenología*. 3rd ed. México: El manual moderno; 2011.

Brown HDH, Woodall RL, Kitching RE, Baseler HA, Morland AB. Using magnetic resonance imaging to assess visual deficits: A review. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2016;36(3):240–65.

Choi J, Kim S-J, Chang JW, Kim JH, Yu YS. Clinical Characteristics of Optic Neuritis in Koreans Greater than 50 Years of Age. *Korean J. Ophthalmol.* 2012;26(2):111.

Chraïbi F, Bhallil S. Hyphema revealing retinoblastoma in childhood. A case report. *Bull. la Société ...* 2011;74(3):301–4.

Desgrez A, Idy Peretti I, Bittoun J, Kellershohn C, Galofré i Mora P. *Bases físicas de la IRM.* Barcelona: Masson; 1991.

Dougherty G. *Digital Image Processing for Medical Applications* [Internet]. 1st ed. Immunohematology. Cambridge, New York, Melbourne, Madrid, Cape Town, Singapore, São Paulo: Cambridge University Press; 2009. Disponible en: www.cambridge.org/9780521860857

Elmaoğlu M, Çelik A. *MRI Handbook: MR Physics, Patient Positioning, and Protocols* [Internet]. 1ª. London: Springer New York Dordrecht Heidelberg London; 2011. Disponible en: https://books.google.com/books?id=P4G6Ru_A9xUC&pgis=1

Ferreirós Domínguez J. Impacto de la imagen por resonancia magnética (IRM) en la práctica médica. *An. la Real Acad. Nac. Farm.* 2004;(70):33–9.

Fiedorowicz M, Dydá W, Rejdak R, Grieb P. Magnetic resonance in studies of glaucoma. *Med Sci Monit.* 2011;17(10):RA227-32.

Galluzzi P, Hadjistilianou T, Cerase A, Toti P, Leonini S, Bracco S, et al. MRI helps depict clinically undetectable risk factors in advanced stage retinoblastomas. *Neuroradiol. J.* 2015;28(1):53–61.

Haaga JR. TC y RM : Diagnóstico por imagen del cuerpo humano. 5th ed. Barcelona : Elsevier; 2011.

Ilgen Uslu F. Painful Ophthalmoplegia: A Case Report And Literature Review. *Ağrı - J. Turkish Soc. Algol.* [Internet]. 2015;27(October):219–23. Disponible en: http://www.journalagent.com/agri/pdfs/AGRI-67699-CASE_REPORTS-ILGEN_USLU.pdf

Jaramillo Antillón J. Historia y filosofía de la medicina [Internet]. 1st ed. San Jose, C.R.: Editorial de la Universidad de Costa Rica; 2005 [cited 2017 May 30]. Disponible en: [https://books.google.es/books?id=psb9pJoAEfkC&pg=PA120&dq=descubrimiento+de+los+rayos+X&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjmlpu4u5jUAhXqAMAKHZp_AzUQ6AEIjAA#v=onepage&q=descubrimiento de los rayos X&f=false](https://books.google.es/books?id=psb9pJoAEfkC&pg=PA120&dq=descubrimiento+de+los+rayos+X&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjmlpu4u5jUAhXqAMAKHZp_AzUQ6AEIjAA#v=onepage&q=descubrimiento+de+los+rayos+X&f=false)

Kashiwagi K, Okubo T, Tsukahara S. Association of magnetic resonance imaging of anterior optic pathway with glaucomatous visual field damage and optic disc cupping. *J. Glaucoma* [Internet]. *Journal of glaucoma*; 2004 Jun [cited 2017 Jun 1];13(3):189–95. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15118461>

Kastler B, Vetter D, Gangi A, Charneau D. Principios de RM : manual de autoaprendizaje. Barcelona [etc.]: Masson; 1997.

Kowal DJ. Resonancia magnética: comprensión de los fundamentos e identificación de los hallazgos básicos. In: Herring W, editor. *Radiol. básica. Asp. Fundam.* 2ª. Barcelona: Elsevier; 2012. p. 209–17.

Landau L. Glaucoma [Internet]. Grehn F, Stamper R, editors. Zhurnal Eksp. i Teor. Fiz. Alemania: Springer Berlin Heidelberg NewYork; 2006. Disponible en: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:No+Title#0%5Cnhttp://link.springer.com/10.1007/3-540-34773-9>

Liney G. MRI for A to Z: A Definitive Guide for Medical Professionals. 2010.

LLorca Cardeñosa A. Evaluación morfológica y morfométrica de neuroimágenes retinianas y cerebrales como factor pronóstico de la función visual en pacientes con esclerosis múltiple. Universidad de Valencia; 2013.

Lu Z-R, Wu X. Polydisulfide Based Biodegradable Macromolecular Magnetic Resonance Imaging Contrast Agents. *Isr. J. Chem.* 2010;50(2):220–232.

Luna, Antonio; Ribes, Ramón; Soto JA. Diffusion MRI Outside the brain. A case -Based Review and Clinical Applications. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2012.

Majumdar A, Ward RK, Iniewski K. MRI physics, image reconstruction, and analysis [Internet]. [cited 2017 Feb 22]. Disponible en: http://fama.us.es/record=b2741954~S5*sp

MedlinePlus Enciclopedia Médica. Neuritis óptica [Internet]. 2017 [cited 2017 Jun 4]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000741.htm>

Poldrack RA, Mumford JA, Nichols TE. Handbook of functional MRI data analysis [Internet]. Cambridge : Cambridge University Press; 2011 [cited 2017 Feb 22]. Disponible en: http://fama.us.es/record=b2430837~S5*sp

Prins D, Hanekamp S, Cornelissen FW. Structural brain MRI studies in eye diseases: Are they clinically relevant? A review of current findings. *Acta Ophthalmol.* 2016;94(2):113–21.

Soares DP, Law M. Magnetic resonance spectroscopy of the brain: review of metabolites and clinical applications. *Clin. Radiol. The Royal College of Radiologists;* 2009;64(1):12–21.

Tan M, Lu Z-R. Integrin Targeted MR Imaging. *Theranostics.* 2011;1:83–101.

Verma AS, Fitzpatrick DR. Anophthalmia and microphthalmia. *Orphanet J. Rare Dis.* [Internet]. 2007;2:47. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18039390> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC2246098>

Xiao JX, Xie S, Ye JT, Liu HH, Gan XL, Gong GL, et al. Detection of Abnormal Visual Cortex in Children With Amblyopia by Voxel-Based Morphometry. *Am. J. Ophthalmol.* 2007;143(3):489–93.

Yuan W-H, Lin T-C, Lirng J-F, Guo W-Y, Chang F-P, Ho DM-T. Computed tomography and magnetic resonance imaging findings of intraorbital granular cell tumor (Abrikossoff's tumor): a case report. *J. Med. Case Rep.* [Internet]. *Journal of Medical Case Reports;* 2016;10(1):119. Disponible en: <http://jmedicalcasereports.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13256-016-0896-5>

Zhang Y, Chen X, Wen G, Wu G, Zhang X. Proton Magnetic Resonance Spectroscopy (1H-MRS) Reveals Geniculocalcarine and Striate Area Degeneration in Primary Glaucoma. *PLoS One.* 2013;8(8):8–13.

Micromedex Products [Internet]. [cited 2017a Jun 4]. Disponible en:
<https://www.micromedexsolutions.com/home/dispatch/ssl/true>

Sociedad Española de Glaucoma: Home [Internet]. [cited 2017b May 31]. Disponible en:
<https://www.sociedadglaucoma.com/>

MR Imaging of the TMJ: A Pictorial Essay [Internet]. [cited 2017c Apr 22]. Disponible en:
http://www.medscape.com/viewarticle/504462_1

Definición: GANTRY [Internet]. [cited 2017d Jun 11]. Disponible en:
<https://www.radiologyinfo.org/sp/glossary/glossary1.cfm?gid=126>

MRI Safety Home [Internet]. [cited 2017e Jun 11]. Disponible en: <http://www.mrisafety.com/>

¿Qué es la degeneración macular juvenil? - American Academy of Ophthalmology [Internet].
2014 [cited 2017 May 31]. Disponible en: <https://www.aao.org/salud-ocular/enfermedades/degeneracion-macular-juvenil>

