

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Análisis de algoritmos para el procesamiento de base de datos  
de imágenes de resonancia magnética para aplicaciones  
Biomédicas**

Trabajo de graduación presentado por Karen Ileana Joachin Padilla  
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2024



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Análisis de algoritmos para el procesamiento de base de datos  
de imágenes de resonancia magnética para aplicaciones  
Biomédicas**

Trabajo de graduación presentado por Karen Ileana Joachin Padilla  
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2024

Vo.Bo.:



(f)

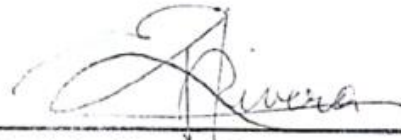
M.Sc. Jose Andres Leal Ordoñez

Tribunal Examinador:



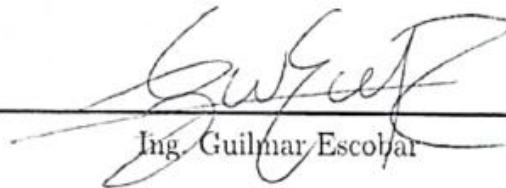
(f)

MSc. Carlos Esquit



(f)

Dr. Luis Alberto Rivera



(f)

Ing. Guilmar Escobar

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de Enero de 2024.

La elaboración de la presente tesis surge del interés personal ante el análisis de datos médicos, en específico datos que obtienen los médicos por medio de imágenes médicas. Este interés fue evolucionando a lo largo de mi carrera hasta que comencé a sumergirme en el mundo de la programación y tratamiento de datos, supe que quería dedicar mi tiempo y energía a explorar este campo. Esta tesis es el resultado de mi pasión por el análisis de imágenes médicas y análisis de datos médicos, además representa el esfuerzo continuo que he invertido en aprender y aplicar los conceptos y técnicas que he adquirido durante mi formación académica. Por esa razón elegí “Evaluar algoritmos inteligentes para el procesamiento de imágenes de resonancia magnética de cabeza para la identificación automática de segmentos y áreas de interés médico” . Espero que esta tesis sea de utilidad como punto de partida para futuros investigadores interesados en el análisis de imágenes médicas.

Este proyecto ha sido apoyado por el Hospital Herrera Llerandi, y el centro de diagnóstico Radiología Avanzada. Quisiera agradecer al Dr. Javier Salguero y a Javier Sandoval por todo el apoyo y asesoría brindada para comprender la toma de imágenes y los procesos que realizan en el diagnóstico de pacientes. Gracias a mi asesor M.Sc Jose Leal por la paciencia y apoyo incondicional en el desarrollo de este proyecto. Agradezco a la Universidad del Valle de Guatemala por su compromiso con los estudiantes y las oportunidades de crecimiento que me ha brindado durante mi carrera. Agradezco a mis amigos, quienes estuvieron a mi lado durante esta etapa tan importante para nosotros. Gracias por su apoyo, creer en mí y las experiencias que se convirtieron en las mejores memorias de esta etapa de mi vida.

Principalmente agradezco a Dios por la vida y permitirme llegar a este punto en donde culminó una etapa importante de mi vida. Un especial agradecimiento a mis padres Leonel y Olga, por su apoyo y amor incondicional, quienes estuvieron en todo momento conmigo apoyándome y alentando en cada una de las decisiones que me llevaron hasta este punto de mi vida. Agradezco a mis hermanos quienes me motivan a ser un ejemplo a seguir y me mostraron su apoyo en momentos de duda.

<b>Prefacio</b>	<b>III</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>VIII</b>
<b>Resumen</b>	<b>IX</b>
<b>Abstract</b>	<b>X</b>
<b>I. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>II. Antecedentes</b>	<b>2</b>
<b>III. Justificación</b>	<b>4</b>
<b>IV. Objetivos</b>	<b>6</b>
<b>V. Alcance</b>	<b>7</b>
<b>VI. Marco teórico</b>	<b>8</b>
A. Neuroanatomía . . . . .	8
1. Sistema nervioso . . . . .	8
B. Imágenes médicas . . . . .	12
1. Rayos X . . . . .	13
2. Tomografía computarizada (CT) . . . . .	14
3. Tomografía por emisión de positrones (PET) . . . . .	15
4. Imagen por Resonancia Magnética . . . . .	15
5. Secuencias de pulso . . . . .	18
6. Artefactos de MRI . . . . .	20
C. Segmentación de imágenes médicas . . . . .	23

<b>VI</b>	<b> Materiales</b>	<b>25</b>
A.	Software MATLAB (2020b) . . . . .	25
1.	Image Processing Toolbox . . . . .	25
<b>VI</b>	<b> Metodología</b>	<b>27</b>
A.	Flujo de trabajo para procesamiento de imágenes . . . . .	27
B.	Procesamiento de imágenes . . . . .	31
<b>IX</b>	<b> Resultados</b>	<b>35</b>
A.	Proceso de obtención de imágenes de resonancia magnética . . . . .	35
1.	Caracterización de la máquina de resonancia magnética . . . . .	35
2.	Proceso intrahospitalario de imágenes . . . . .	36
B.	Procesamiento de imágenes . . . . .	38
1.	Preprocesamiento de imágenes . . . . .	38
2.	Segmentación por tejidos . . . . .	42
3.	Segmentación de imágenes por algoritmos . . . . .	45
<b>X.</b>	<b> Discusión</b>	<b>54</b>
<b>XI.</b>	<b> Conclusiones</b>	<b>57</b>
<b>XII.</b>	<b> Recomendaciones</b>	<b>58</b>
<b>XIII.</b>	<b> Bibliografía</b>	<b>59</b>
<b>XIV.</b>	<b> Anexos</b>	<b>63</b>

---

## Lista de figuras

---

1.	Mapa de la división del sistema nervioso. Modificado de [17] . . . . .	9
2.	División del sistema nervioso central [19] . . . . .	9
3.	División del sistema nervioso central y vascularización [21] [22] . . . . .	10
4.	Anatomía de la corteza cerebral [23] . . . . .	11
5.	Anatomía de la corteza cerebral [17] . . . . .	11
6.	Tipos de imágenes médicas [25] . . . . .	12
7.	Ejes de referencia para la representación visual de imágenes [27] . . . . .	13
8.	Máquina para obtención de imágenes de Rayos X [28] . . . . .	14
9.	Máquina para obtención de imágenes por tomografía computarizada [29] . . . . .	14
10.	Método para obtención de imágenes por PET [30] . . . . .	15
11.	Partes de una máquina de resonancia magnética [32] . . . . .	16
12.	Orden paralelo y anti paralelo de los protones [34] . . . . .	17
13.	Movimiento de precesión en protones [35] . . . . .	17
14.	Curvas de tiempo T1 y T2 [36] . . . . .	18
15.	Secuencia de CPMG [39] . . . . .	18
16.	Secuencia eco espín [36] . . . . .	19
17.	Secuencia eco gradiente [36] . . . . .	19
18.	Secuencia inversión-recuperación [36] . . . . .	20
19.	Artefacto fantasma [36] . . . . .	21
20.	Aliasing en MRI [36] . . . . .	21
21.	Artefacto químico. Lipoma cerebral [36] . . . . .	22
22.	Artefacto de susceptibilidad magnética en MRI de hemorragia cerebral [36] . . . . .	22
23.	Segmentación de evento cerebro-vascular [42] . . . . .	23
24.	Aplicaciones contenidas en el toolbox de MATLAB . . . . .	26
25.	Visualizador DICOM Browser de MATLAB . . . . .	28
26.	Exportar imagen DICOM de MATLAB . . . . .	28
27.	Visualización del ruido sal y pimienta [49] . . . . .	29
28.	Filtro espacial. Modificado de [50] . . . . .	29
29.	Filtro de bordes [51] . . . . .	30
30.	Filtro para morfología, a)Imagen original b)Imagen dilatada c)Imagen con erosión [52] . . . . .	30

31.	Resumen del flujo de trabajo para procesamiento de imágenes . . . . .	31
32.	Proceso para eliminación de ruido . . . . .	31
33.	Segmentación por K-medias [53] . . . . .	32
34.	Segmentación por Thresholding . . . . .	33
35.	Segmentación por Thresholding por medio de la aplicación Color Thresholding	34
36.	Máquina SIGNA™ Architect Edición AIR™ [54]. . . . .	35
37.	Flujo intrahospitalario de manejo de imágenes médicas . . . . .	36
38.	Cabina para visualización de imágenes en hospital Herrera Llerandi . . . . .	37
39.	Cabina PACS (Picture Archiving and Communication System) para visuali- zación de imágenes . . . . .	38
40.	Visualización de cortes axiales de un estudio de MRI del paciente No.3 . . . . .	39
41.	Visualización de ruido de imágenes de los pacientes No.2 y 3 . . . . .	39
42.	Visualización de ruido el paciente No.1 . . . . .	40
43.	Procesamiento para eliminación de ruido en imágenes . . . . .	41
44.	Procesamiento segmentación de materia blanca . . . . .	43
45.	Procesamiento segmentación de cerebro . . . . .	44
46.	Segmentación de cerebro . . . . .	45
47.	Procesamiento segmentación cerebral por método de k-medias . . . . .	46
48.	Segmentación cerebral. A) K=100 B) K=200 C) K=250 . . . . .	47
49.	Eliminación de intensidades k=100 . . . . .	48
50.	Eliminación de intensidades k=200 . . . . .	49
51.	Eliminación de intensidades k=250 . . . . .	50
52.	Anatomía cerebral del estudio No.3 . . . . .	51
53.	Anatomía cerebral [55] . . . . .	51
54.	Segmentación masa cerebral por método de Threshold . . . . .	52
55.	Segmentación por método de Threshold . . . . .	53

---

Lista de cuadros

---

1. Vector  $\mu$ , método K medias . . . . . 63

Las imágenes médicas son una herramienta muy importante en el campo de la medicina permitiendo visualizar estructuras internas del cuerpo humano, con el fin de confirmar diagnósticos y patologías. Existen diferentes tipos de imágenes utilizadas en medicina, como rayos-X, tomografía computarizada, ecografías, ultrasonidos e imágenes por resonancia magnética. Estas imágenes deben de ser interpretadas por radiólogos profesionales lo que representa un consumo de tiempo elevado y sigue siendo propenso a error e interpretación humana. Con el surgimiento de herramientas de análisis de imágenes médicas se ha facilitado su estudio e interpretación, ya que estas herramientas permiten la detección de áreas de interés dentro de la imagen, así como la determinación de parámetros importantes y en algunos casos patologías presentes como es el tamaño de estructuras.

Este trabajo de graduación tuvo como objetivo analizar métodos de preprocesamiento y segmentación de imagen, utilizando imágenes de resonancia magnética del cerebro humano para disminuir el tiempo de análisis de imágenes que invierten los profesionales de la salud. El proyecto se realizó en colaboración con el Hospital Herrera Llerandi y el departamento de neurología, utilizando imágenes de pacientes con el fin de mejorar las capacidades de diagnóstico dentro de esta área, aprovechando los estudios de imagen con los que cuenta el hospital. Se busca poder extraer información importante y relevante de la imagen de manera efectiva con métodos de procesamiento para el diagnóstico clínico de patologías neurológicas por medio de imágenes de resonancia magnética como lo es la segmentación por tejidos del cerebro humano.

Medical images are an important tool in the field of medicine that allows us to visualize internal structures of the human body, in order to confirm diagnoses and pathologies. There are different types of images used in medicine, such as X-rays, CT scan, ultrasounds, and magnetic resonance imaging. These images must be interpreted by professional radiologists, which represents a high time consumption and remains prone to human error and interpretation. With the emergence of medical image analysis tools, their study and interpretation has been made easier, since these tools allow the detection of areas of interest within the image, as well as the determination of important parameters and in some cases present pathologies such as the size of structures.

The aim of this work is to analyze image pre-processing and segmentation methods, using magnetic resonance images of the human brain to reduce the image analysis time invested by health professionals. The project was carried out in collaboration with the Herrera Llerandi Hospital and the neurology department, using patient images in order to improve diagnostic capabilities within this area, taking advantage of the imaging studies that the hospital has. The aim is to be able to extract important and relevant information from the image effectively with processing methods for the clinical diagnosis of neurological pathologies through magnetic resonance images such as tissue segmentation of the human brain.

Las imágenes médicas son herramientas de utilidad en el ámbito médico, debido a que estas poseen información vital del estado del paciente. Por medio de las imágenes médicas los médicos pueden diagnosticar enfermedades en las diferentes partes del cuerpo. En la medicina existen diferentes tipos de imágenes médicas como lo son los rayos X, la tomografías computarizada e imágenes por resonancia magnética. Estas imágenes tiene formatos capaces de almacenar información del paciente como la edad, nombre, tipo de imagen, nombre del equipo con el que se realizo el estudio y características de este, los formatos mas comunes y utilizados son DICOM, NIFTI.

Con el avance en el estudio de de imágenes estas han permitido el estudio personalizado de patologías, ya que por medio de tratamiento de estas imágenes se puede conocer información como lo es la localización específica de la patología en el paciente, un mejor conocimiento en cuanto las estructuras del cuerpo que se esta tratando.

El objetivo de este trabajo es el de conocer el flujo de obtención de imágenes médicas en el Hospital Herrera Llerandi. Además de conocer el set de datos de imágenes que cuentan en el hospital. Por último se pretende la evaluación de algoritmos de imágenes que permitan segmentar imágenes médicas de resonancia magnética cerebrales por medio del sistema MATLAB. Permitiendo evaluar estructuras anatómicas de interés médico.

El desarrollo de la investigación tiene como finalidad permitir una apertura de en la investigación y desarrollo en imágenes médicas en la universidad del Valle de Guatemala. Permitiendo que los estudiantes puedan aprender el actual auge en estudio y procesamiento de imágenes médicas. En los primeros 5 capítulos de este documento se presenta la motivación e importancia de la realización de este trabajo, así como una breve explicación de los objetivos alcanzados. En el sexto capítulo se presentan planteamientos teóricos que sustentan la metodología desarrollada y resultados obtenidos del trabajo. En los siguientes capítulos se discuten los resultados. Finalmente, en los últimos capítulos se encuentran las conclusiones del trabajo y recomendaciones para trabajos futuros.

Las imágenes médicas han tomado un rol importante en el ámbito de la salud ya que permiten el diagnóstico y seguimiento de patologías de forma no invasiva, además de un mejor estudio para procedimientos quirúrgicos. Existen distintos tipos de imágenes médicas como los rayos X, tomografías computarizadas, imágenes por resonancia magnética, ecografías, ultrasonido o mamografías las cuales son analizadas por radiólogos para ser interpretadas [1]. La interpretación de imágenes médicas es una disciplina desafiante y crítica para el buen diagnóstico de patologías. Con el fin de ayudar a este tipo de tareas surge el uso de algoritmos inteligentes, los cuales permiten optimizar las imágenes, reconocer estructuras, segmentación de partes anatómicas o tejidos y una mejor clasificación de imágenes para ser evaluadas por el radiólogo [2].

Las imágenes por resonancia magnética (IRM) son una técnica no invasiva ampliamente utilizada para obtener imágenes digitales del cuerpo humano. Esta tecnología utiliza campos magnéticos y ondas de radio generadas por computadora para poder visualizar órganos y tejidos de manera tridimensional [3]. Los escáneres de imágenes por resonancia permiten una mejor visualización de tejidos u órganos blandos del cuerpo, como el cerebro que tiene 3 tipos de tejido, materia gris, materia blanca y líquido cefalorraquídeo [4]. La resonancia magnética es una modalidad de imagen versátil que puede detectar una amplia gama de patologías neurológicas, incluidos tumores cerebrales, accidentes cerebrovasculares, esclerosis múltiple, infecciones, malformaciones vasculares y enfermedades degenerativas [5].

Existen 2 tipos de imágenes que pueden analizarse y utilizarse en el ámbito médico, estas pueden ser imágenes 2D y 3D. Las imágenes en espacios 2D se definen por la función  $I(i,j)$  y las imágenes con espacio 3D se definen por el espacio  $I(i,j,k)$ . Los valores o amplitudes de estos espacios son codificados por valores de intensidad de la imagen. Estos valores deben de ser estandarizados en escala de grises, los cuales pueden ir de 0 hasta 255. La unidades básicas que se utilizan en las imágenes médicas son los píxeles (2D) y vóxel (3D). El tamaño del vóxel o píxel varía según parámetros de la imagen, estos se ven influidos por la fuerza del imán, tiempo permitido para adquisición de la imagen o la forma del pulso de radio frecuencia [6].

El aprendizaje profundo o deeplearning es un método derivado de machine learning que permite reconocer patrones a partir de algoritmos y datos. En medicina la aplicación de aprendizaje profundo ha permitido el análisis de imágenes para detectar presencia o ausencia de enfermedades. Además han permitido una mejor comprensión en el análisis de imágenes médicas desde una perspectiva artificial [1]. Según varios análisis realizados al comparar métodos de aprendizaje profundo en diferentes trastornos y modalidades de imágenes, el método de red neuronal convolucional (CNN) representa uno de los mejores métodos para detección de trastornos neurológicos como la enfermedad de Alzheimer, Parkinson y esquizofrenia. Otros métodos que se han utilizado son Red Neuronal Recurrente (RNN), la Memoria a Largo Corto Plazo (LSTM), la Red Neural Profunda (DNN) y el Codificador Automático (AE) [7].

En el ámbito médico la capacidad de obtener la mayor información del estado del paciente es de utilidad para el diagnóstico clínico. Uno de los principales desarrollos durante los últimos 30 años que han ayudado al campo de la medicina son las imágenes médicas, las cuales tienen como principal ventaja visualizar el cuerpo humano desde el interior. Las imágenes médicas han permitido identificar con precisión lesiones, afecciones y enfermedades sin ser procedimientos invasivos o dolorosos. Además han permitido que los médicos tomen mejores decisiones en relación al tratamiento de cada patología [8].

Las imágenes médicas que han tenido un especial avance en los últimos años son las imágenes por resonancia magnética (IRM), las cuales permiten visualizar cualquier componente dentro del cuerpo humano, siempre y cuando este tenga un alto contenido de moléculas de agua, como es el caso en la mayoría de tejidos blandos. Este tipo de imágenes ha permitido observar la corrosión de implantes por desgaste en enfermedades como la artroplastia de cadera, también permiten detectar edema de médula ósea, desgarro de tendón, compresión y lesión de médula espinal, enfermedad de Alzheimer, enfermedad de Parkinson, demencia, enfermedad de Huntington [9]. Existen 2 tipos de resonancia magnética, tridimensional (3D) y bidimensional (2D), en donde se ha demostrado que las imágenes tridimensionales tienen la capacidad de reconstruir imágenes en múltiples planos, estas son más específicas que las imágenes adquiridas 2D convencionales, [10]. Las imágenes obtenidas deben de ser de alta resolución para poder ser interpretadas correctamente por radiólogos, por esta razón se han implementado diferentes métodos computacionales para mejorar la resolución de las imágenes. [11].

En la actualidad los radiólogos son los principales intérpretes de IRM ya que estos no solo interpretan una imagen sino que conocen la historia clínica del paciente. Durante el entrenamiento como radiólogo estos especialistas aprenden a interpretar diversas categorías de imágenes cuyas variaciones en intensidad, color, escala de grises y luminosidad corresponden a variaciones anatómicas dentro del cuerpo [12]. Además de interpretar cada corte, este debe de comparar una imagen con otra para determinar si existen diferencias en las secuencias de imagen lo que resulta ser una actividad difícil y con gran consumo de tiempo [1].

Debido al alto consumo de tiempo, se han desarrollado algoritmos que han permitido descartar imágenes irrelevantes para los radiólogos, permitiendo que estudien únicamente imágenes de interés diagnóstico. Algunas herramientas que han permitido extraer este tipo de información son gracias a la inteligencia artificial por medio de machine learning y deep learning. Existen avances en el campo del análisis de imágenes médicas que han permitido emplear aprendizaje automático y profundo por medio de redes neuronales [13]. Gracias a estos algoritmos se ha podido segmentar imágenes ya sea por su contorno o por su intensidad, modelar el contexto del espacio de la imagen, mejoramiento de intensidad y reducir el ruido de las imágenes por un tiempo mas rápido. Algunas de las herramientas y algoritmos que se han utilizado para el análisis de imágenes médicas han sido desde histogramas, comparación de píxeles por vecindad, algoritmo de K vecinas más cercana (KNN), atlas probabilístico del cerebro. También han surgido softwares que permiten una visualización y procesar las imágenes como lo es 3D Slicer, FAST, FreeSurfer o Tensor Flow con python [6].

Guatemala cuenta con pocos centros de diagnóstico donde se puede realizar estudios de imágenes de resonancia magnética, por esta razón existen pocos especialistas capacitados para su interpretación. En especial en hospitales públicos el número de pacientes que necesita un estudio por imágenes es alto. Los exámenes de imágenes médicas tienden a tener un valor alto, en especial los de resonancia magnética, en donde cada examen tiene un precio por encima de los Q2100. Este precio se debe al alto consumo de recursos como lo es la energía y tiempo de funcionamiento del escáner de resonancia magnética. Este tiempo de utilización también se ve afectado si el paciente se mueve durante el procedimiento. Por esta razón se han estudiado las redes neuronales, con el fin de apresurar la obtención de imágenes, disminuir el uso de recursos y mejorar la calidad de las imágenes. El Hospital Herrera Llerandi cuenta con un centro de diagnóstico de alta calidad, este posee un set de datos grande de imágenes médicas con los que se pueden entrenar algoritmos inteligentes para acelerar el proceso de diagnóstico y faciliten la interpretación de las imágenes tanto en el hospital Herrera Llerandi como en otros hospitales. Este proyecto busca iniciar la investigación y desarrollo de algoritmos inteligentes enfocados en análisis de imágenes médicas en UVG. Se busca establecer y categorizar un set de datos preprocesados para evaluarlos y procesarlos, con el fin de reducir el tiempo que los radiólogos deben de invertir en cada diagnóstico y podría facilitar futuras evaluaciones médicas de forma local y remota, permitiendo así que centros de diagnóstico en áreas rurales cuenten con consejos de expertos desde otros hospitales.

### 4.1 Objetivo general

Evaluar algoritmos inteligentes para el procesamiento de imágenes de resonancia magnética de cabeza para la identificación automática de segmentos y áreas de interés médico.

### 4.2 Objetivos específicos

- Identificar el proceso de obtención de imágenes de resonancia magnética y categorizar el data set para futuros proyectos con el departamento de neurología del Hospital Herrera Llerandi.
- Aplicar técnicas de preprocesamiento de imágenes de resonancia magnética por medio de algoritmos correctivos para remover artefactos de imagen.
- Evaluar diversos procesos para la segmentación de imágenes de resonancia magnética para la identificación automática de áreas de interés por medio de la plataforma MATLAB.

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo conocer el flujo de obtención de imágenes médicas en el hospital Herrera Llerandi. Además de evaluar algoritmos para tratamiento de imágenes médicas que permitan reconocer estructuras cerebrales para utilidad biomédica como lo es la segmentación de estructuras. Empleando la herramienta de Software MATLAB. Para el desarrollo de algoritmos de limpieza y segmentación se utilizaron imágenes de resonancia magnética las cuales fueron provistas por el equipo de neuroradiología del Hospital Herrera Llerandi. MATLAB permite también la generación de código al utilizar la aplicación Image Segmenter.

Los resultados obtenidos de la limpieza y segmentación se observan de una mejor manera en el algoritmo de k-medias ya que permite mejorar la segmentación a comparación de las funciones generadas por la app Image Segmenter. Los resultados de la segmentación por medio de Threshold permiten la creación de varias mascararas, además de un ambiente dinámico para controlar fácilmente los rangos de intensidad.

Este proyecto no es automático pero se espera que en un futuro se alimente una red ya sea por medio de machine Learning o deeplearning con un mayor número de imágenes médicas. Además se espera que en el futuro se logren analizar de manera sencilla imágenes en 3D en lugar de 2D.

## A. Neuroanatomía

La neuroanatomía es la rama de la anatomía que se encarga de la descripción de la morfología del sistema nervioso y su relación con las diferentes partes del cuerpo de los seres vivos. Con el tiempo la neuroanatomía ha tenido la necesidad de especializarse en temas como la micro cirugía y neuropatologías [14].

### 1. Sistema nervioso

El sistema nervioso en funciones generales es el encargado de la detección sensitiva y el procesamiento de la información externa e interna del organismo. Como parte del procesamiento es el encargado de la expresión de la conducta. Las funciones principales del sistema nervioso son la transmisión de información por medio de redes neuronales, transformación de información por medio de integración neuronal, percepción sensitiva de la información, almacenamiento y recuperación de la información por medio de la memoria, planificación de órdenes motoras, proceso de pensamiento, aprendizaje y emociones [15]. El sistema nervioso, desde el punto de vista anatómico se divide en dos Figura 1 sistema nervioso central y sistema nervioso periférico. El sistema nervioso central (SNC) se compone principalmente del encéfalo y la médula espinal. Mientras que el sistema nervioso periférico (SNP) está formado por sistema nervioso somático y sistema nervioso autónomo. Esta última división no se describe debido a que no se utilizan imágenes médicas para su estudio [16].

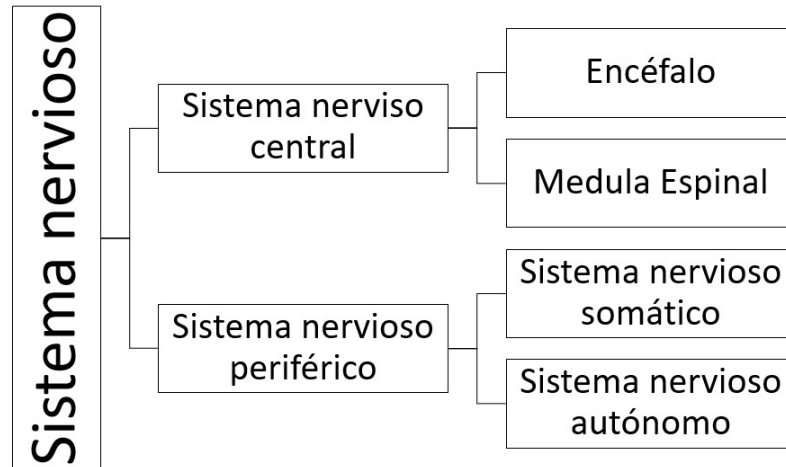


Figura 1: Mapa de la división del sistema nervioso. Modificado de [17]

### Sistema nervioso central

El sistema nervioso central (SNC) está contenido dentro del cráneo y la médula espinal ubicada en el conducto vertebral. La principal unidad funcional del SNC es la neurona. Esta tiene la capacidad de recibir, almacenar y transmitir información [18]. El cerebro y la médula espinal esencialmente flotan entre las dos capas de la meninges internas en el líquido cefalorraquídeo (Figura 2) [16]. El SNC se encarga de recolectar la información sobre el entorno procedente del sistema nervioso periférico para luego ser organizada y procesada como respuesta refleja [18].

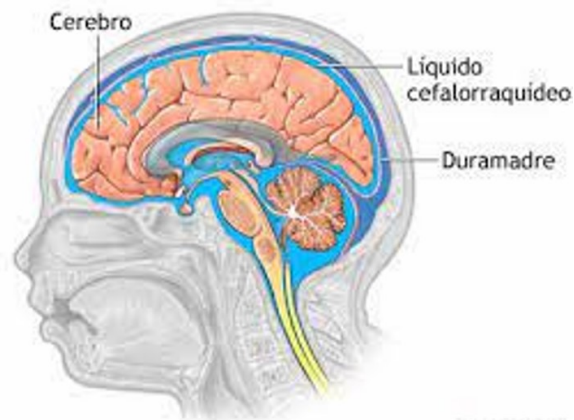


Figura 2: División del sistema nervioso central [19]

### Cerebro

El encéfalo es la parte más grande del sistema nervioso central, está compuesto por el cerebro, cerebelo y tronco encefálico. El cerebro es el órgano más complejo del cuerpo humano, el cual tiene como función el control y dirección de las funciones internas e integra impulsos

sensoriales e información para poder procesarlo como memoria, pensamiento, percepción y movimiento [20]. El cerebro está compuesto principalmente por 2 tipos de tejido, materia blanca y materia gris [3]. La sustancia gris o también llamada corteza cerebral, se caracteriza por tener altas concentraciones de neuronas y dendritas. Esta sustancia tiene una actividad metabólica superior a la de la sustancia blanca por lo que tiene mayor predominancia de venas para su irrigación. La sustancia blanca o centro oval es parte interna y profunda. Esta sustancia tiene una alta concentración de axones y pocas neuronas [15].

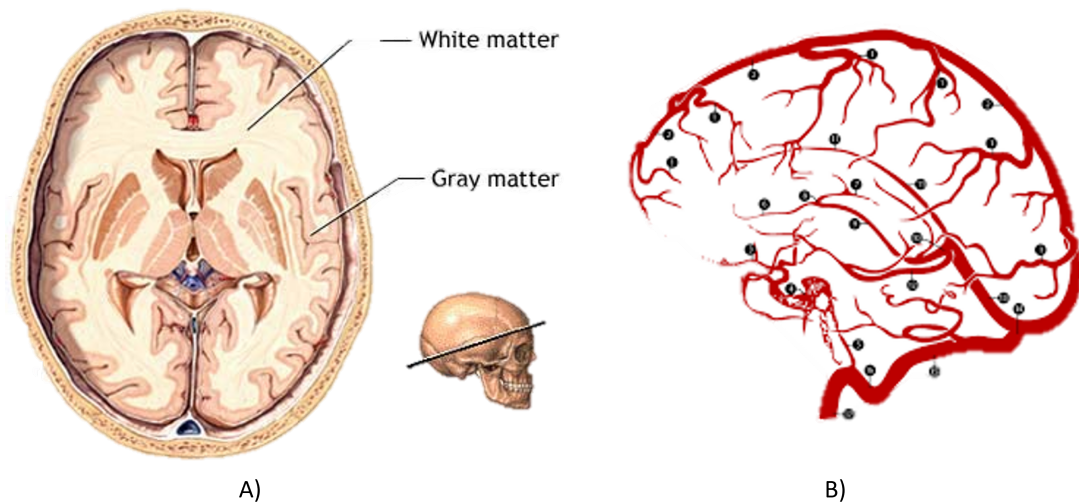


Figura 3: División del sistema nervioso central y vascularización [21] [22]

### La corteza cerebral

La corteza cerebral está dividida en regiones las cuales se especializan en funciones específicas. Está compuesta por 6 capas de células las cuales varían en tamaño en las diferentes regiones del cerebro Figura 4 y 5 . La corteza cerebral se divide en lóbulo frontal, parietal, temporal, occipital y las grandes fisuras y surcos que separan los lóbulos. La cisura de Silvio separa el lóbulo temporal con el frontal. El surco central divide el lóbulo frontal y el parietal. El surco sagital divide los hemisferios derecho e izquierdo [17].

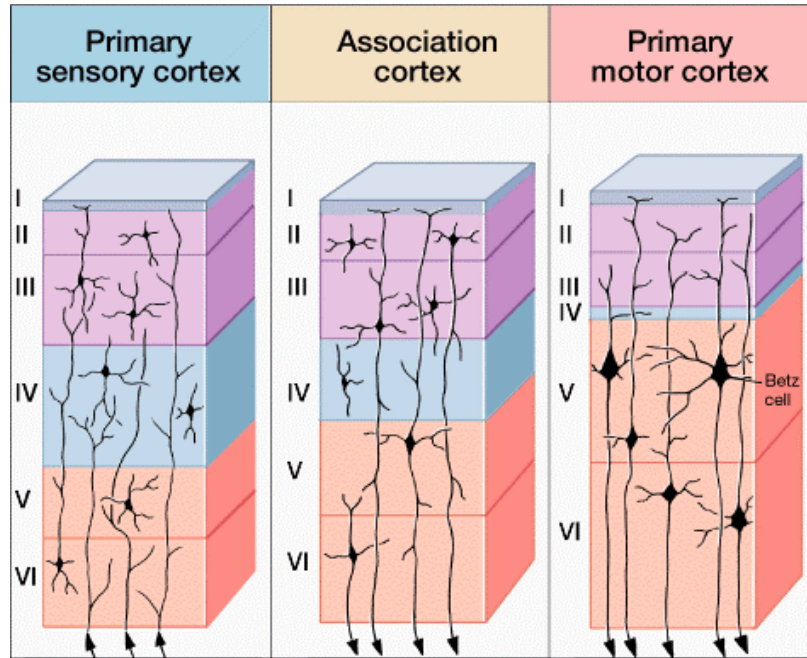


Figura 4: Anatomía de la corteza cerebral [23]

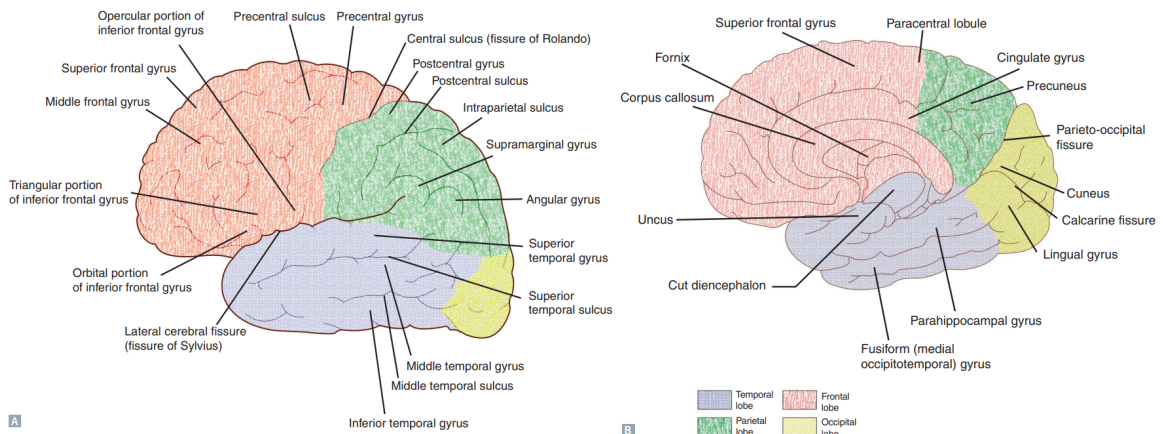


Figura 5: Anatomía de la corteza cerebral [17]

El movimiento es una de las principales funciones que cumple el cerebro. Este funcionamiento está a cargo de las áreas de la corteza motora primaria y premotora las cuales están localizadas anteriormente al surco central. La corteza pre motora es la encargada de planificar los movimientos de respuesta. Las lesiones en esta área pueden causar parálisis espástica contra lateral lo que significa que se tiene una pérdida de función muscular en un lado del cuerpo [17]. El movimiento ocular está a cargo de los campos oculares frontales o área 8. El juicio se procesa en las áreas de la corteza prefrontal. Esta área está a cargo de inhibir pensamientos impulsivos. Una lesión prefrontal podría resultar en una desinhibición conductual. El área de Broca es la encargada del lenguaje esta se procesa en el lóbulo frontal, las lesiones en esta área resultan en la incapacidad para hablar y escribir coherentemente. El habla tiende a ser lenta pero la comprensión resulta estar intacta [17].

El lóbulo parietal se localiza lateralmente al surco sagital y posterior al surco central, esta es la corteza sensorial primaria. Las funciones que desarrolla esta área del cerebro son la sensación, la relación espacial. Una lesión en esta área puede llevar a una pérdida de sensación táctil, agnosia digital, agrafia y alexia acalculia. El lóbulo occipital localizado en la parte posterior del cerebro, contiene el área primaria de la visión y la corteza visual de asociación [17]. El lóbulo temporal se localiza inferior a la cisura de Silvio. Este lóbulo contiene estructuras vitales para la audición, memoria y emociones. Las estructuras más importantes que los conforman son la corteza primaria auditiva, hipocampo, amígdala y área de Wernicke [17].

## B. Imágenes médicas

Las imágenes médicas son figuras o una representación visual que permiten recrear la forma del cuerpo humano ya sea interna o externa. Estas imágenes han permitido mejorar la investigación de la función órganos y sistemas. Además ha permitido el estudio de patologías y estructuras del cuerpo para tratamientos y cirugías. Existen diferentes métodos de imágenes como los son los rayos-X, tomografía computarizada, medicina nuclear, tomografía por emisión de positrones e imágenes de resonancia magnética 6 [24].

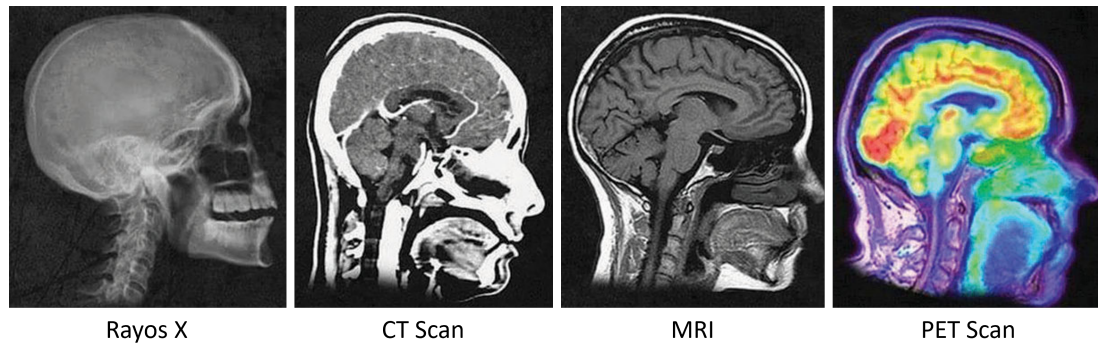


Figura 6: Tipos de imágenes médicas [25]

Las imágenes médicas se representan como un conjunto de datos en 2D, 3D o de alta dimensión en la cual se encuentra detallada la información obtenida por las diferentes máquinas. Las imágenes 2D y 3D son las dimensiones reales de un espacio de trabajo. Las imágenes 2D o también llamadas “planas”, utilizan dimensiones horizontales y verticales (X y Y). En cambio las imágenes 3D contienen los planos X, Y y Z, las cuales tienen un plano que agrega profundidad a las imágenes, ver Figura 7 [26].

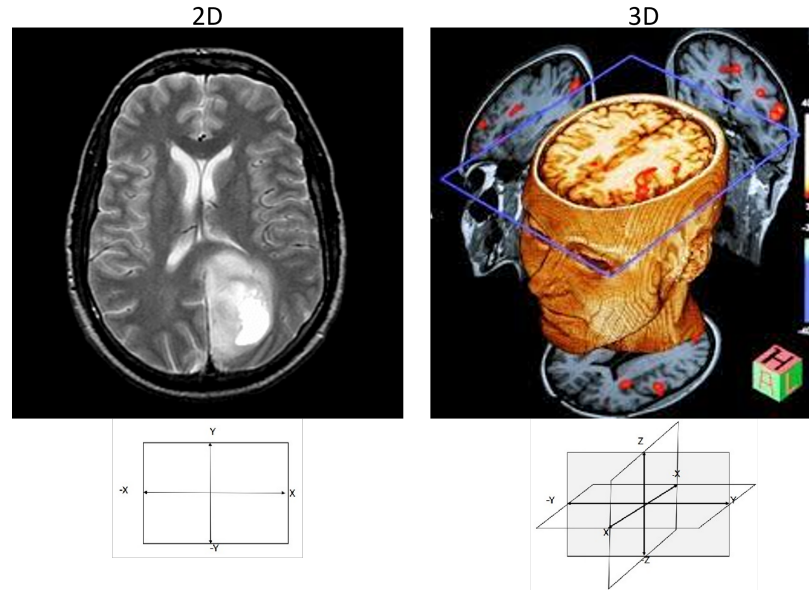


Figura 7: Ejes de referencia para la representación visual de imágenes [27]

## 1. Rayos X

Los rayos-X son un tipo de radiación electromagnética ionizante, debido a su pequeña longitud de onda pueden interactuar con la materia, a menor longitud de onda se tiene una mayor energía y penetración, ver Figura 8. Una máquina de rayos X se compone de un tubo de rayos X, generador de radiación y un detector de radiación. Este método tiene como resultado una imagen radiopaca cuando los rayos impactan menos en la placa receptora y una imagen radiolúcida cuando los rayos interactúan más en la placa [24]. El uso de este método se destaca en el estudio del sistema esquelético, respiratorio, gastrointestinal, urinario y cardiovascular, también se utilizan para detectar diferentes tipos de cáncer como lo es el cáncer de mama. Existen riesgos en el uso de rayos X como lo es el riesgo teratogénico y carcinogénico [26].

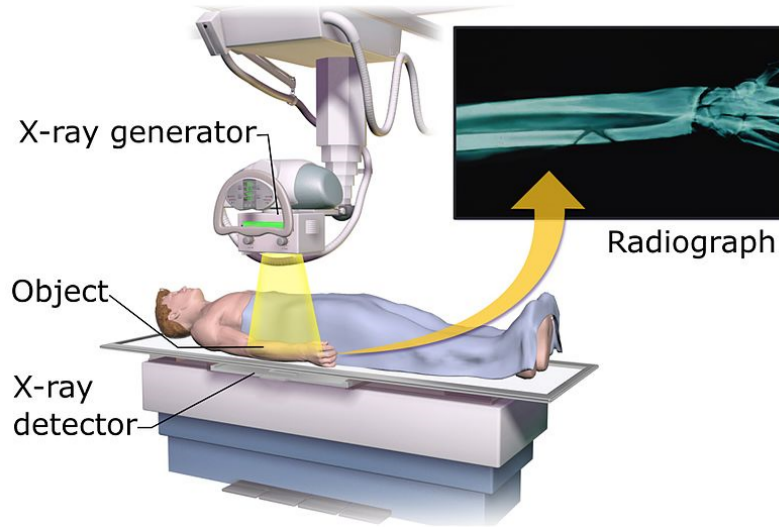


Figura 8: Máquina para obtención de imágenes de Rayos X [28]

## 2. Tomografía computarizada (CT)

La tomografía computarizada (CT) es una forma de rayos-X, este método genera una imagen 3D de cortes axiales del cuerpo, Figura 9. La tomografía computarizada permite escanear órganos y regiones anatómicas de manera continua durante un tiempo corto. Las ventajas que ofrece este método es que no es invasivo, es indoloro, las imágenes obtenidas son detalladas para los diferentes tipos de tejido del cuerpo y son en tiempo real, es útil para guiar procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos [24].

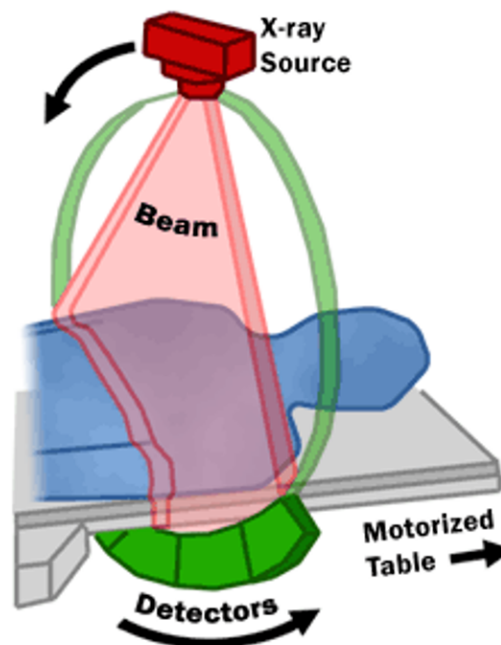


Figura 9: Máquina para obtención de imágenes por tomografía computarizada [29]

### 3. Tomografía por emisión de positrones (PET)

Las imágenes por el método de emisión por positrones permiten generar imágenes en las que se muestra el trabajo realizado por los órganos mediante el metabolismo de estos. Los estudios por PET scan permiten examinar la actividad fisiológica utilizando materiales radiactivos de vida corta para generar imágenes. Este método se utiliza para la exploración del funcionamiento de órganos, Figura 10. Existen una técnica en donde se combina PET y CT permitiendo obtener una imagen mas detallada de la anatomía y función de los órganos y tejidos del paciente[26].

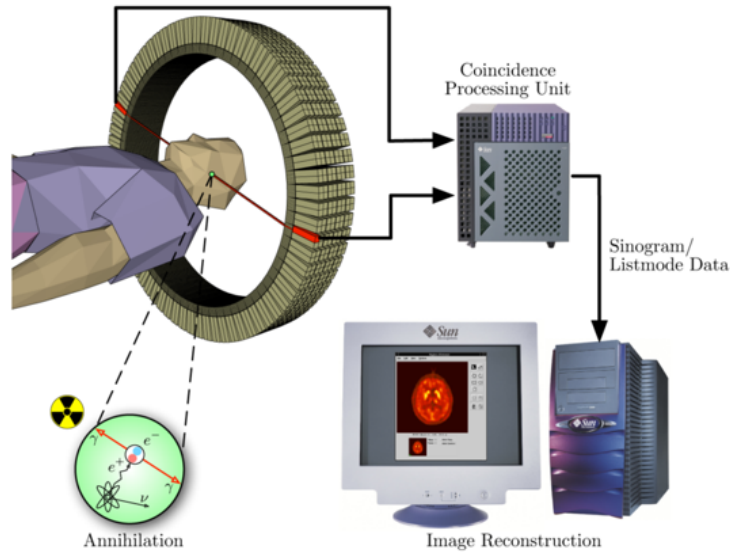


Figura 10: Método para obtención de imágenes por PET [30]

### 4. Imagen por Resonancia Magnética

El método de imagen por resonancia magnética consiste en la obtención de imágenes precisas de órganos y tejidos internos del cuerpo por medio del uso de campos magnéticos utilizando grandes imanes y ondas de radiofrecuencia y una computadora, Figura 11. Estas imágenes son el resultado de la señal emitida por los protones en los átomos de hidrógeno del cuerpo humano, estos se encuentran en su mayoría en tejido graso y agua [24]. Las ondas magnéticas y de radio permiten recrear estructuras internas del cuerpo en imágenes 3D, lo que permite obtener múltiples planos del cuerpo sin necesidad de cambiar de posición al paciente, además de visualizar cortes finos en cada imagen obtenida [31]. A diferencia de los rayos -x los dispositivos de resonancia magnética no utilizan radiación [26].

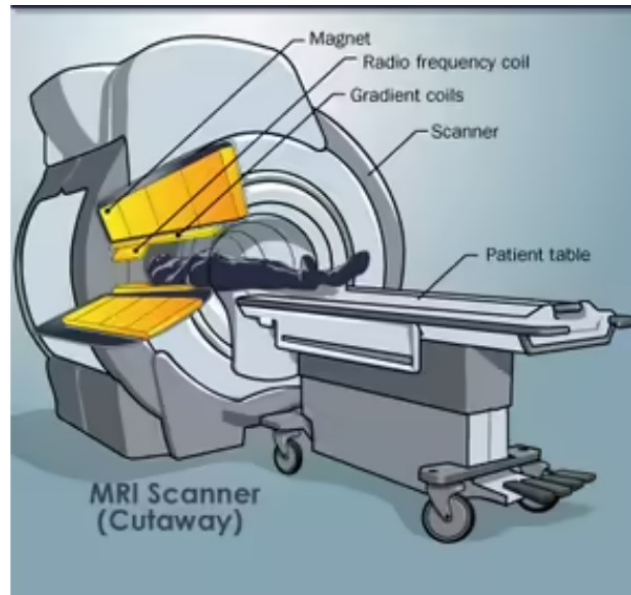


Figura 11: Partes de una máquina de resonancia magnética [32]

Las máquinas de resonancia magnética se componen de grandes imanes, los cuales crean un campo electromagnético, un sistema de radiofrecuencia, sistema de adquisición de datos y un equipo para analizar las ondas y ser representadas como imagen, Figura 11. [24]. Este método diagnóstico es una técnica no invasiva lo que ha representado uno de los mayores avances de obtención de imagen en la medicina. Los estudios de MRI se utilizan para el diagnóstico de anomalías en tejidos blandos como lo es el cerebro, para la visualización de órganos con buen contraste como los músculos, columna vertebral, articulaciones y otras estructuras. Una de las ventajas de este método es que disminuye el riesgo de mutaciones celulares o de cáncer [31].

Algunas contra indicaciones para el uso de una máquina de resonancia magnética es que pacientes con marcapasos no pueden utilizarla debido a que estos son dispositivos metálicos y podrían causar daño o muerte al paciente al ser expuesto a una gran cantidad de energía magnética [31]. También está contraindicado para pacientes que sufren de claustrofobia. Algunas desventajas de este método es su alto costo y la baja accesibilidad para la población general

### Momento magnético

El momento magnético o spin es el giro que realiza el protón sobre su propio eje, permitiendo que la carga eléctrica se mueva por lo que habrá una corriente eléctrica. Al exponer a los protones del cuerpo a un gran imán estos se alinean de forma paralela o anti paralela al imán, Figura 12. La proporción de alineación es de aproximadamente 1:1 en donde un remanente imperceptible prefiere la posición paralela ya que es la posición natural, debido a que esta necesita menos energía [33].

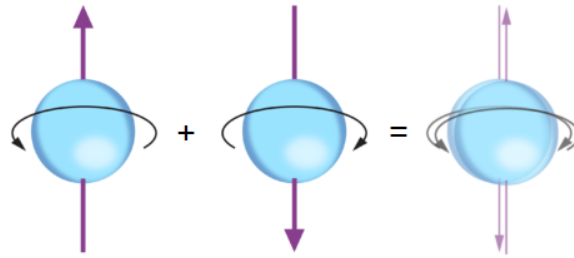


Figura 12: Orden paralelo y anti paralelo de los protones [34]

### Precesión

Es el movimiento giratorio que realiza el protón alrededor de un campo magnético externo, es un giro en torno a un eje inclinado, Figura 13. En resonancia magnética, los protones de un núcleo de hidrógeno sufren precesión cuando se los somete al campo magnético, este es un principio detrás de la generación de imágenes de resonancia magnética. El movimiento depende directamente de la intensidad del campo magnético [33].

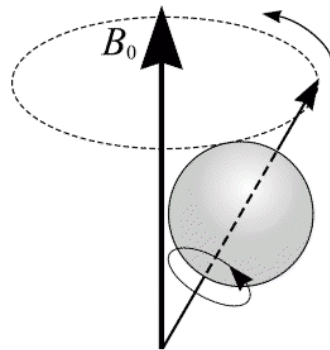


Figura 13: Movimiento de precesión en protones [35]

### Tiempos de relajación

El tiempo de relajación es la duración en que los protones regresan al equilibrio después de haber sido perturbados por las excitaciones de radiofrecuencia. Existen 2 tiempos principales T1 y T2 los cuales con el número de protones en los tejidos determinan el contraste de la imagen por resonancia magnética, Figura 14 [36].

La relajación longitudinal (T1) sucede cuando los pulsos de radiofrecuencia se apagan. Lo que conlleva a que los protones pierdan energía y spin este efecto es observable en el eje z. La energía liberada por los protones es transferida a los alrededores lo que involucra interacciones dipolo-dipolo. La relajación transversal (T2) se refiere al momento en que la mayoría de protones precesan a una frecuencia similar, aumentando la magnetización transversa, este tipo de relajación se observa en el eje x [36].

T1 es el tiempo en que tarda la magnetización longitudinal en recuperarse o regresar a un 63 % de su valor original, después de apagar el pulso de radiofrecuencia. T2 es el tiempo que se toma la magnetización transversa en desaparecer o en reducirse a un 37 % de su valor máximo. T1 y T2 son únicos para cada tipo de tejido en el cuerpo [37].

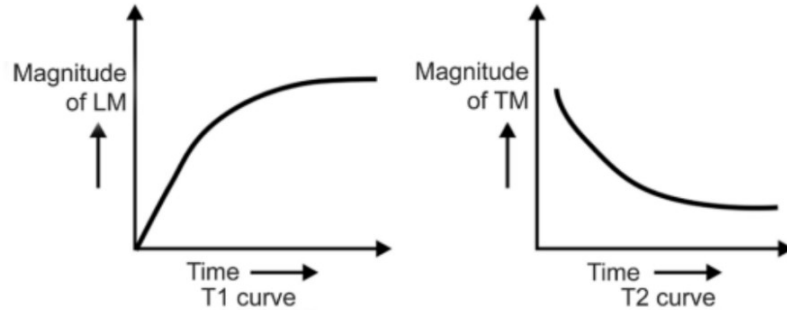


Figura 14: Curvas de tiempo T1 y T2 [36]

## 5. Secuencias de pulso

Las secuencias de pulsos se refiere a la interacción y combinación de varios parámetros como pulsos de radiofrecuencia y gradientes de campo magnético que se utilizan para generar imágenes de resonancia magnética con diferentes contrastes [36]. Por ejemplo en la Figura 15 se observa una secuencia Carr-Purcell-Meiboom-Gill o CPMG en la que se utiliza un pulso inicial de 90 grados seguido de pulsos de 180 grados. Esta secuencia se utiliza para estudiar la dinámica de proteínas en la biología molecular [38].

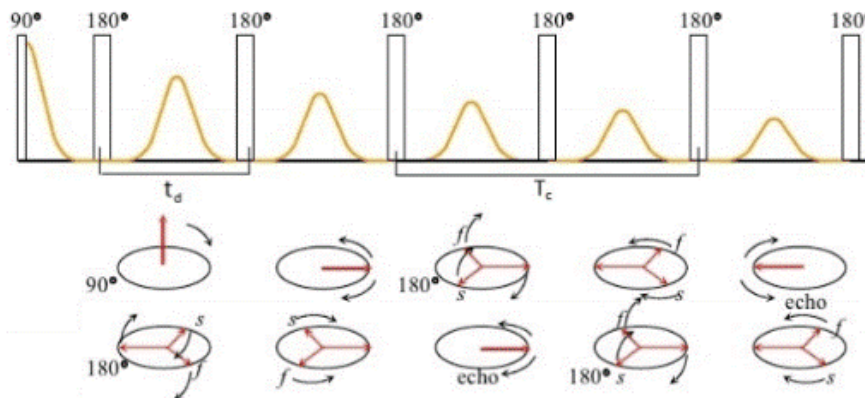


Figura 15: Secuencia de CPMG [39]

### Secuencia de pulso Spin Echo

Están formados por pulsos de radiofrecuencia de 90° y 180°, en donde el pulso de 90 grados actúa como un pulso excitador, el cual invierte el vector de magnetización neta a lo largo del eje Z hacia el plano transversal (XY) para dar paso a una caída de inducción libre. Esta caída es insuficiente para recrear una imagen por lo que se envía un pulso de

180 grados para devolver los protones a fase, aumentando la magnitud de magnetización transversa induciendo una señal más fuerte o eco espín en las bobinas receptoras. El tiempo en que el equipo de resonancia recibe la señal de la información interna del cuerpo es después del pulso de 180 grados en donde se permite leer los datos obtenidos. Existen mejoras a la secuencia como Fast spin echo o turbo spin echo los cuales fueron diseñados para obtener más de un eco por tiempo de repetición [36].

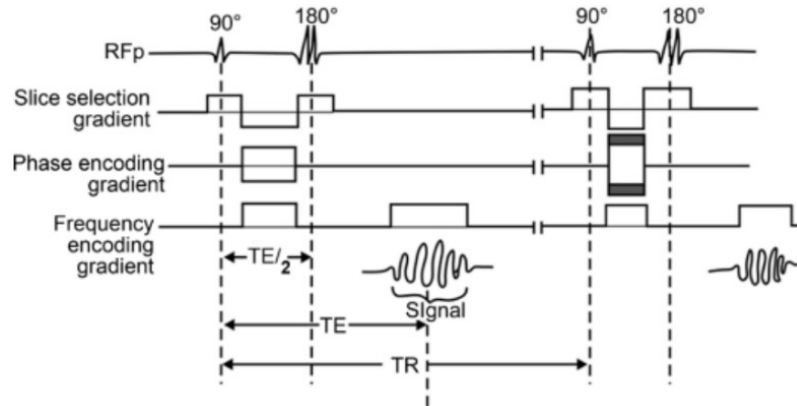


Figura 16: Secuencia eco espín [36]

(a) Los pulsos entre los pulsos se denomina tiempo de repetición. El tiempo entre el pulso de 90 grados y la recepción del eco se denomina tiempo hasta el eco (TE)

### Secuencia eco gradiente

Este tipo de secuencia carece de un pulso de 180°. Utiliza un ángulo de giro menor a 90° ocasionando que haya una recuperación temprana de la magnetización longitudinal y disminuyendo TR y el tiempo de exploración significativamente, Figura 17. En este tipo de secuencia existe un desfase debido a la falta de homogeneidad del campo magnético que no se compensa ya que no existe un pulso de 180°. Existen 2 variantes que provienen de esta secuencia las cuales son steady-state o eco gradiente coherente y secuencia gradiente incoherente [36].

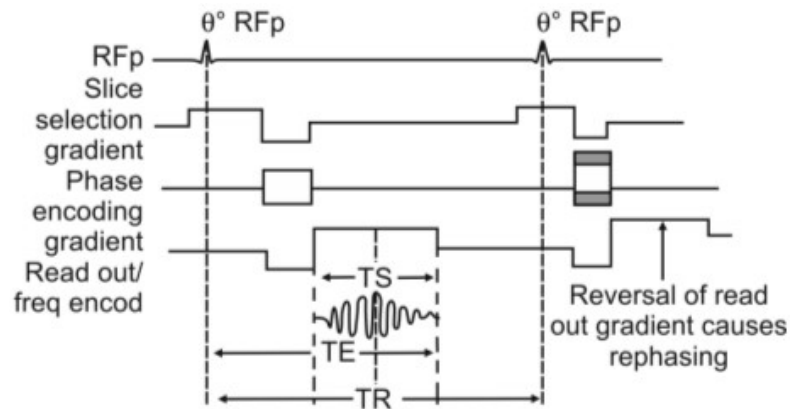


Figura 17: Secuencia eco gradiente [36]

## Secuencia de inversión-recuperación

La secuencia IR consiste en un pulso inversor de  $180^\circ$  antes de la secuencia eco espín o eco gradiente. Este pulso inversor invierte la magnetización longitudinal para Z positivo, esta secuencia permite saturar todos los tejidos, Figura 18. Tiempo después la magnetización longitudinal se recupera, la cual varía dependiendo el tejido y de T1. Los protones del tejido graso se recuperan más rápido que los protones de agua. Los tipos de secuencias derivadas de una secuencia IR son Secuencias cortas, media y largas de IR (STIR), una de las modalidades más utilizadas son STIR y FLAIR [36].

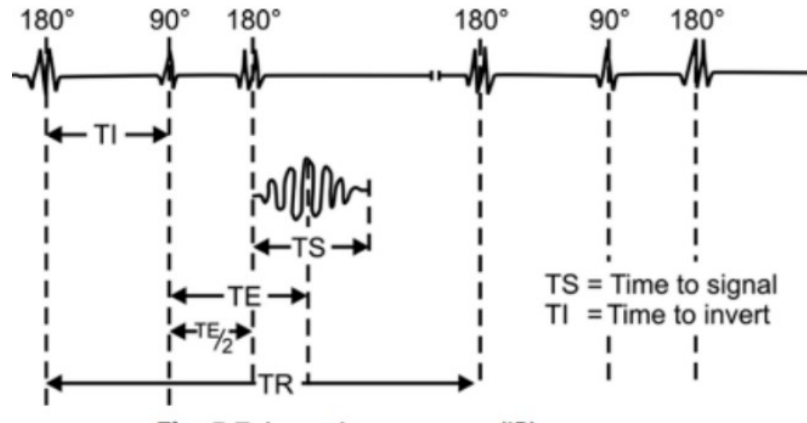


Figura 18: Secuencia inversión-recuperación [36]

## 6. Artefactos de MRI

Los artefactos de MRI son distorsiones o “errores” en la imagen obtenida durante el procedimiento de obtención de imagen por resonancia magnética. Los artefactos tienen diferentes naturalezas ya sea por interacción paciente-equipo, movimientos involuntarios procedentes del paciente, artefactos por concentración de señal en tejidos con poca señal [40]. Los artefactos se pueden dividir en 3, artefactos relacionados a tejido, relacionados al movimiento y relacionado a técnica. Estos artefactos afectan de forma negativa la obtención de imagen debido a que el médico tratante puede confundir un diagnóstico [41]. Algunos artefactos son

### Artefacto de movimiento fantasma

Este tipo de artefacto se produce cuando una parte del cuerpo se mueve a lo largo del gradiente durante la secuencia de pulso. Este artefacto se observa como un desajuste de fase, Figura 19. Los movimientos que causan un artefacto fantasma son de característica periódica como lo son las pulsaciones cardíacas y vasculares. Una característica especial de este tipo de artefactos es que se encuentran a lo largo del eje de codificación de fase [36].

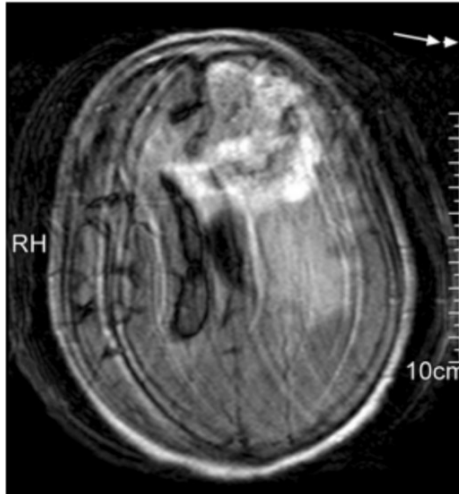


Figura 19: Artefacto fantasma [36]

### Artefacto de alias o envoltura

Este artefacto se observa como la aparición de estructuras que se encuentran fuera del campo de visión dentro de este. Esto sucede debido a que el campo de visión es más pequeño que la estructura anatómica, también ocurre que la máquina no puede registrar todos los detalles escaneados. Este artefacto puede aparecer en cualquier eje de la imagen, Figura 20 [36].

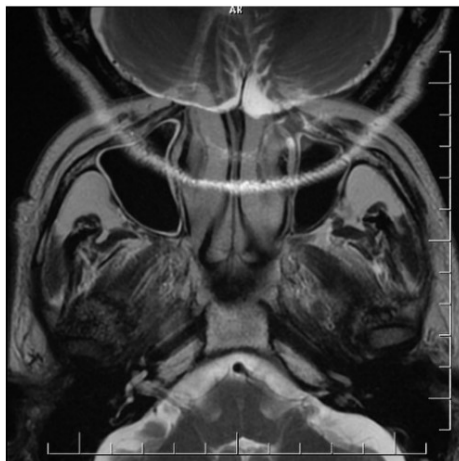


Figura 20: Aliasing en MRI [36]

### Artefactos relacionados con el cambio químico

Este artefacto se debe a los diferentes cambios químicos relacionados al tipo de tejido. Los protones de grasa y agua tienen frecuencias diferentes, esta diferencia de precesión se llama desplazamiento químico el cual se expresa en partes por millón (ppm). Este artefacto se puede representar como la visualización de estructuras brillantes o hiperintensas en donde

la anatomía real es hipointenso, Figura 21. Un ejemplo común es la acumulación de tejido graso en la zona de interés [36].

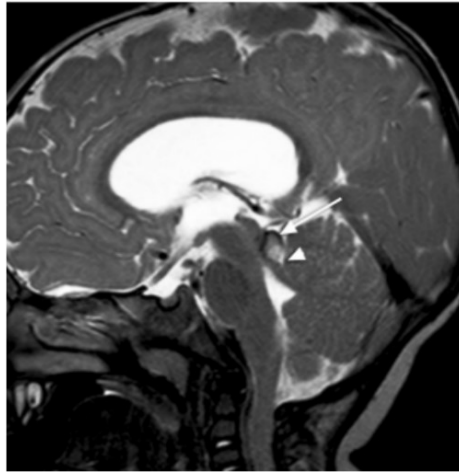


Figura 21: Artefacto químico. Lipoma cerebral [36]

### Artefacto de susceptibilidad magnética

Este artefacto se debe a que los tejidos se magnetizan en diferente grado, esto varía en la frecuencia y en la fase de precesión provocando un desfase, distorsión y pérdida de señal para la obtención de la imagen. Cuando existe una hemorragia en la zona de estudio, el hierro de la sangre puede provocar este tipo de artefactos [36]. Se puede observar en la Figura 22.

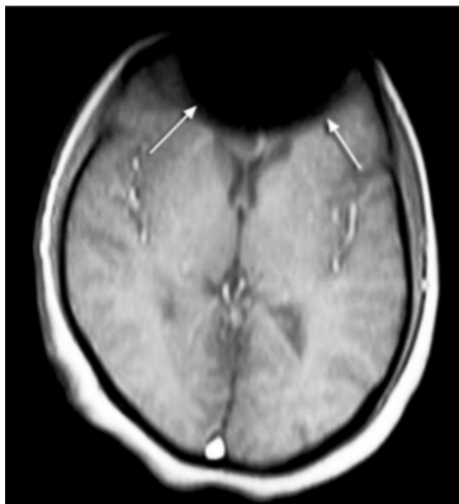


Figura 22: Artefacto de susceptibilidad magnética en MRI de hemorragia cerebral [36]

## C. Segmentación de imágenes médicas

La segmentación de imágenes es el proceso de dividir una imagen en varias partes o segmentos significativos, Figura 23. El tipo de segmentación a realizar depende completamente del interés médico.

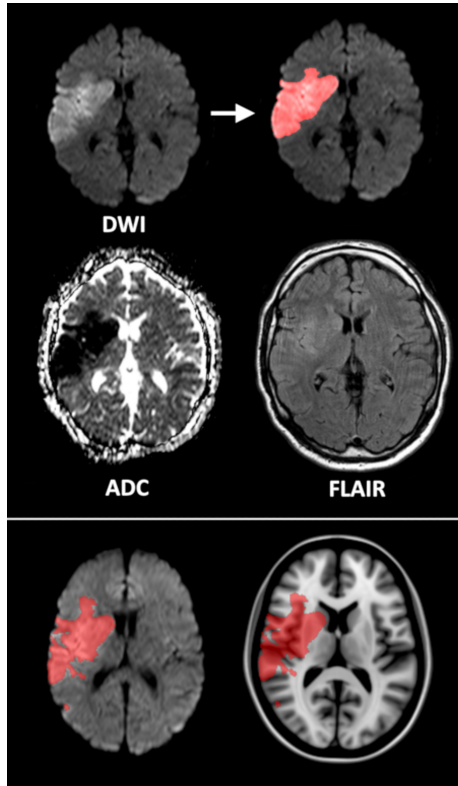


Figura 23: Segmentación de evento cerebro-vascular [42]

Las imágenes médicas son de gran interés médico para segmentar, una de las aplicaciones mas comunes es la de segmentar áreas cerebrales como lo son la materia gris, sustancia blanca y líquido cefalorraquídeo, ya que de estas depende el diagnostico de enfermedades cerebrales. Existen propiedades que deben de existir para obtener una buena segmentación: [43]

- Las regiones segmentadas deben ser homogéneas y uniformes respecto a su textura y color.
- Las regiones segmentadas deben estar conectadas y no deben tener ningún agujeros.
- Las regiones adyacentes de los objetos segmentados deben tener atributos significativamente diferente.
- Los límites del objeto segmentado no deben ser irregulares y deben ser espacialmente precisos.

La materia blanca es de las principales sustancias que componen el tejido cerebral, esta

consiste principalmente en fibras mielinizadas, su principal función es el de conectar diferentes regiones del cerebro [17]. Al segmentar la materia blanca los médicos pueden conocer el estado del cerebro, minimizan el riesgo de daño a estructuras importantes, además de que permiten diagnosticar enfermedades neurodegenerativas [44].

Por otra parte la materia gris constituye la capa más externa del cerebro, esta juega uno de los papeles mas importantes debido a que permite los humanos funcionen normalmente en su día a día. Los axones de la materia gris no están completamente mielinizados, a diferencia de la materia blanca [45].

## A. Software MATLAB (2020b)

Para todo el análisis y procesamiento de señales se utilizó el software MATLAB (MathWorks, MA, USA). Esta plataforma se destaca ya que brinda la posibilidad de realizar cálculos matemáticos avanzados, procesamiento de señales, análisis y visualización de datos. MATLAB contiene funciones y herramientas especializadas para ampliar el funcionamiento, estas herramientas o toolbox de MATLAB amplían el alcance aplicativo del software. Se utilizó la versión 2020b de MATLAB.

### 1. Image Processing Toolbox

Este toolbox contiene una variedad de aplicaciones que permiten visualizar y mejorar características de imágenes Figura 24. Permite procesar imágenes 2D, 3D y videos. Algunas de las aplicaciones que tiene esta herramienta es que permite pre procesar, analizar, segmentar y registrar imágenes. Además permite la implementación de procesamiento de imágenes por medio de deeplearning.



Figura 24: Aplicaciones contenidas en el toolbox de MATLAB

## A. Flujo de trabajo para procesamiento de imágenes

Para el análisis de imágenes médicas y poder procesarlas es necesario seguir unos pasos generales, con el fin de conocer el material con el que se está trabajando. Los datos se pueden obtener de bases de datos preexistentes en internet en sitios como kaggle [46], oasis-brains [47] o github [48] en donde existe una gran comunidad que comparte código y consejos para el procesamiento o tratamiento de imágenes. También existe la posibilidad de trabajar con un ente privado o público como hospitales que proveen imágenes, en este caso se trabajó con el Hospital Herrera Llerandi el cual proveyó imágenes de MRI cerebrales las cuales ya están anonimizadas y se presentan como archivos DICOM. Los archivos DICOM son un tipo de protocolo de comunicación utilizado en el ámbito de la salud, al igual que archivos tipo NIFTI. Este protocolo de Imagen Digital y Comunicación en Medicina (Digital Imaging and Communication In Medicine) permite el almacenamiento de la imagen médica, información de la máquina que obtuvo la imagen e información del paciente, es por esa razón que los formatos .jpg y .png no son suficientes para el ámbito de la salud.

Para el análisis es necesario poder importar imágenes en donde se procede a su visualización y evaluación. En este paso se busca evaluar el estado de las imágenes, si existen o no desperfectos, ya sea desperfectos estructurales/anatómicos o debido al método en obtención de imagen. Además la visualización permite clasificar si las imágenes son adecuadas para el estudio o permiten clasificar que tipo de tratamiento necesitan para ser evaluadas. Es importante contar con visualizadores que permitan leer archivos DICOM o NIFTI, se prefiere el uso de este tipo de formato debido a que contiene una mejor calidad de imagen y en ocasiones contiene anotaciones brindadas por el médico. Algunas herramientas que permiten la visualización son 3DSlicer, MATLAB, ITK-SNAP o ImageJ.

En MATLAB existe un toolbox de imágenes, este contiene una herramienta que permite

la evaluación de las imágenes, esta se llama DICOM Browser. Esta herramienta permite importar las imágenes para una previsualización. Las imágenes pueden ser importadas del Workspace o de un folder en una ruta específica 25 26.

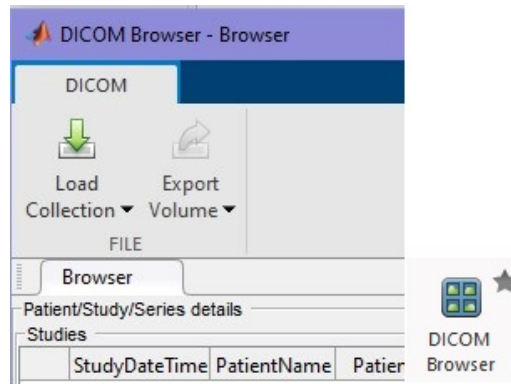


Figura 25: Visualizador DICOM Browser de MATLAB

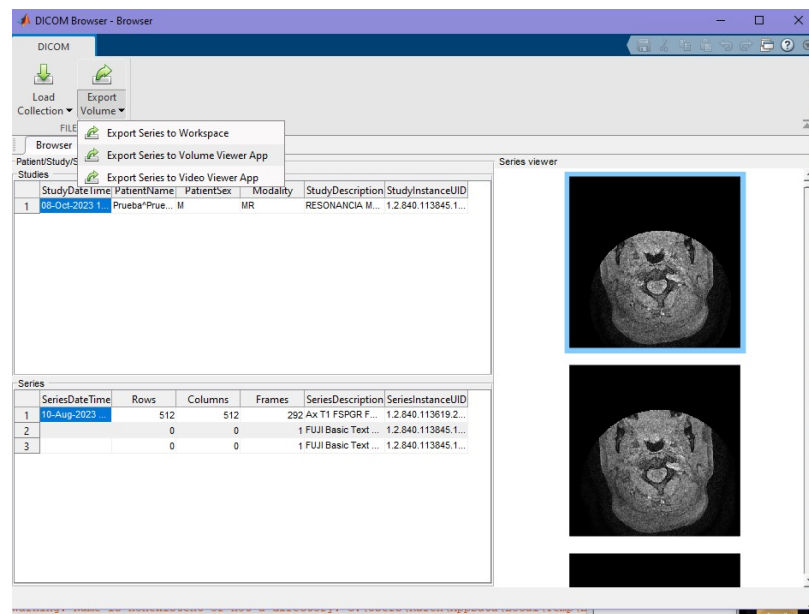


Figura 26: Exportar imagen DICOM de MATLAB

En este punto las imágenes pueden ser importadas al workspace para luego ser procesadas por medio de código según las necesidades de tratamiento. MATLAB también permite una visualización de la imagen de manera volumétrica, permitiendo visualizar la imagen en 3D si se cuenta con un número elevado de slices del paciente. En este caso se cuenta con cortes axiales del paciente como se observa en la pre visualización.

El preprocesamiento o limpieza de las imágenes permite aplicar filtros a las imágenes en la que se traten los desperfectos encontrados. Uno de los desperfectos más frecuentes es el ruido en las imágenes. Existe una gran cantidad de métodos que pueden ser aplicados para eliminar el ruido, este debe de ser probado en cada imagen para asegurar un correcto

tratamiento. En este paso se busca homogeneizar las imágenes para luego ser analizadas en aplicaciones médicas como es el diagnóstico.



Figura 27: Visualización del ruido sal y pimienta [49]

Por ejemplo el ruido observado en la Figura 27 este ruido se conoce como Salt and pepper el cual se presenta en imágenes médicas. Se caracteriza por la presencia de píxeles extremadamente oscuros o extremadamente blancos. Estos pueden ser corregidos por medio de un “Spatial Filtering”.

Este método permite colocar una numeración a cada píxel en el cual se elige un rango aceptable Figura 28. El filtro actúa en forma de matriz en el que el valor central se modifica según el valor de sus vecinos. Esto permite disminuir la variación en la numeración de píxeles. Al final se obtienen imágenes con mayor resolución. Este filtro puede ser llamado en MATLAB como “fspecial”.

201	179	174
201	170	157
163	157	163

Figura 28: Filtro espacial. Modificado de [50]

Si la aplicación que se busca está relacionada con los bordes de alguna estructura se recomienda utilizar un filtro de detección de bordes como lo es Sobel filter, el cual calcula el gradiente y compara la intensidad de los píxeles. Este filtro detecta los bordes como números negativos si estos son oscuros, si estos son claros se toman como el número más positivo, Figura 29. El filtro calcula la magnitud y dirección del gradiente horizontal y vertical de la imagen. Este filtro puede ser llamado en MATLAB como “edge”.

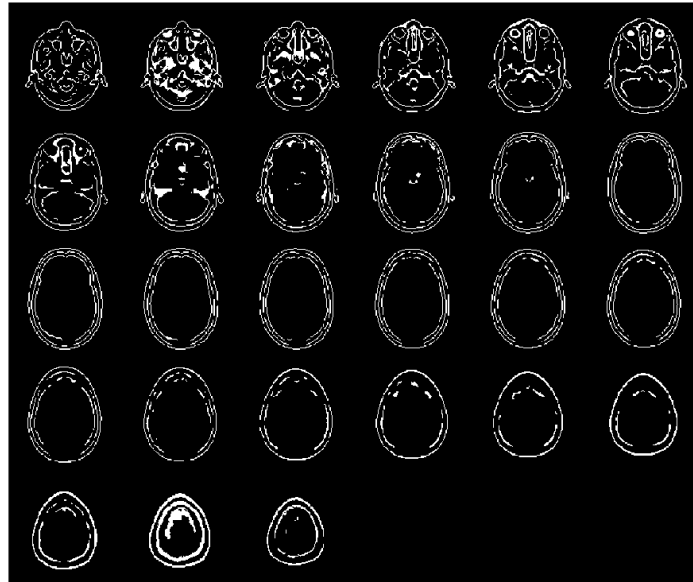


Figura 29: Filtro de bordes [51]

El procesamiento de imagen busca realizar una acción en especial a las imágenes. Por ejemplo el de clasificación de píxeles para conocer las imágenes. Este paso va de la mano con el de segmentación debido a que se busca analizar el área de interés y aplicar filtros o máscaras que permitan aislar el área de interés médico. Para las aplicaciones como segmentación se puede mejorar la morfología al diseñar nuevos valores de píxeles, esta técnica se puede dividir en diferentes formas de operar. La erosión y dilatación son operaciones básicas para el procesamiento de imágenes. La erosión permite “adelgazar” o reducir regiones de una imagen al eliminar píxeles en los bordes de la región deseada. Por otro lado la dilatación, se utiliza para engrosar o expandir las regiones de una imagen, esto se realiza al agregar píxeles a los bordes del área de interés. Estas técnicas permiten maximizar las características de la imagen o disminuir los errores ver Figura 30.

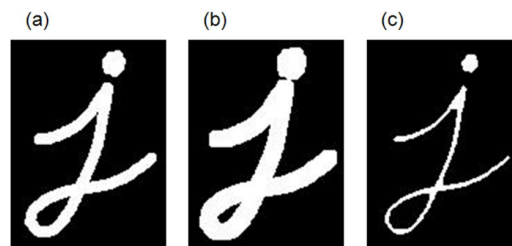


Figura 30: Filtro para morfología, a)Imagen original b)Imagen dilatada c)Imagen con erosión [52]

Durante el análisis de imágenes se evalúa la efectividad de los filtros aplicados. Los resultados obtenidos deben de ser validados por médicos radiólogos o técnicos de radiología.

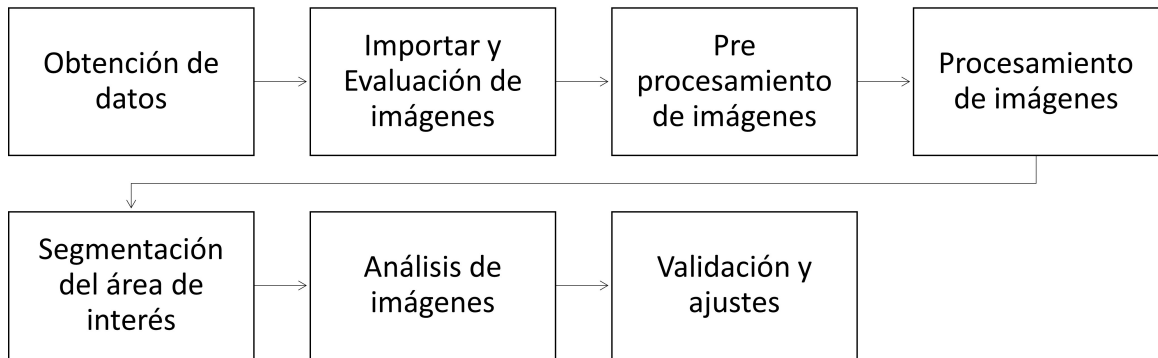


Figura 31: Resumen del flujo de trabajo para procesamiento de imágenes

## B. Procesamiento de imágenes

El procesamiento de las imágenes consistió principalmente en aislar el cráneo del paciente para poder asegurar que el ruido que se observa en el imagen no interfiera con la segmentación, debido a que este ruido representan un número de intensidades las cuales pueden intervenir con la segmentación. Es decir en un futuro cuando se segmente y se tengan estos píxeles con intensidades pueden afectar si se desea conocer u obtener el volumen de alguna estructura cerebral.

Se utilizaron 6 diferentes cortes axiales del estudio No.3 para ejemplificar el procesamiento que deben de tener las imágenes de los estudios. El primer paso para el preprocesamiento de las imágenes consistió en la aplicación de una máscara de threshold, utilizando la aplicación de MATLAB Imagen Segmenter. Luego se aplicó una máscara refinada utilizando diferentes formas estructurales, por lo que se selecciono la opción de morfología en la que se utilizó la operación de máscara de dilatación para resaltar mejor ciertas características de la imagen. Esta operación fue necesaria para asegurar que la mayoría de las estructuras quedaran dentro de la segmentación. Este proceso se repitió con los 6 diferentes cortes.

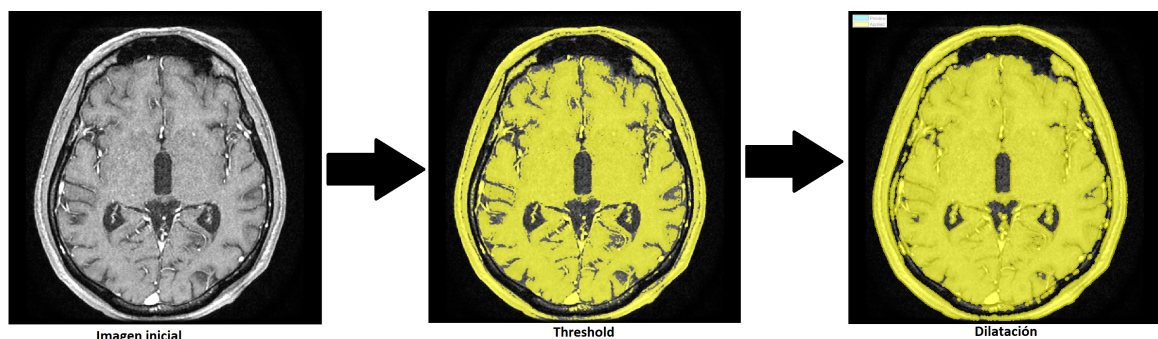


Figura 32: Proceso para eliminación de ruido

En cuanto a la segmentación de imágenes, se utilizó un algoritmo k-means con el fin de dividir la imagen en varias regiones o k clusters, es decir identificar las diferentes regiones del cerebro por intensidades, donde cada región contiene píxeles que son similares en términos de intensidad. Por ejemplo en la Figura 33, el algoritmo divide la imagen en los colores más importantes. Este método permite organizar la escala de grises de un MRI y visualizarlo, con el fin de estudiar si existe una relación de intensidades.

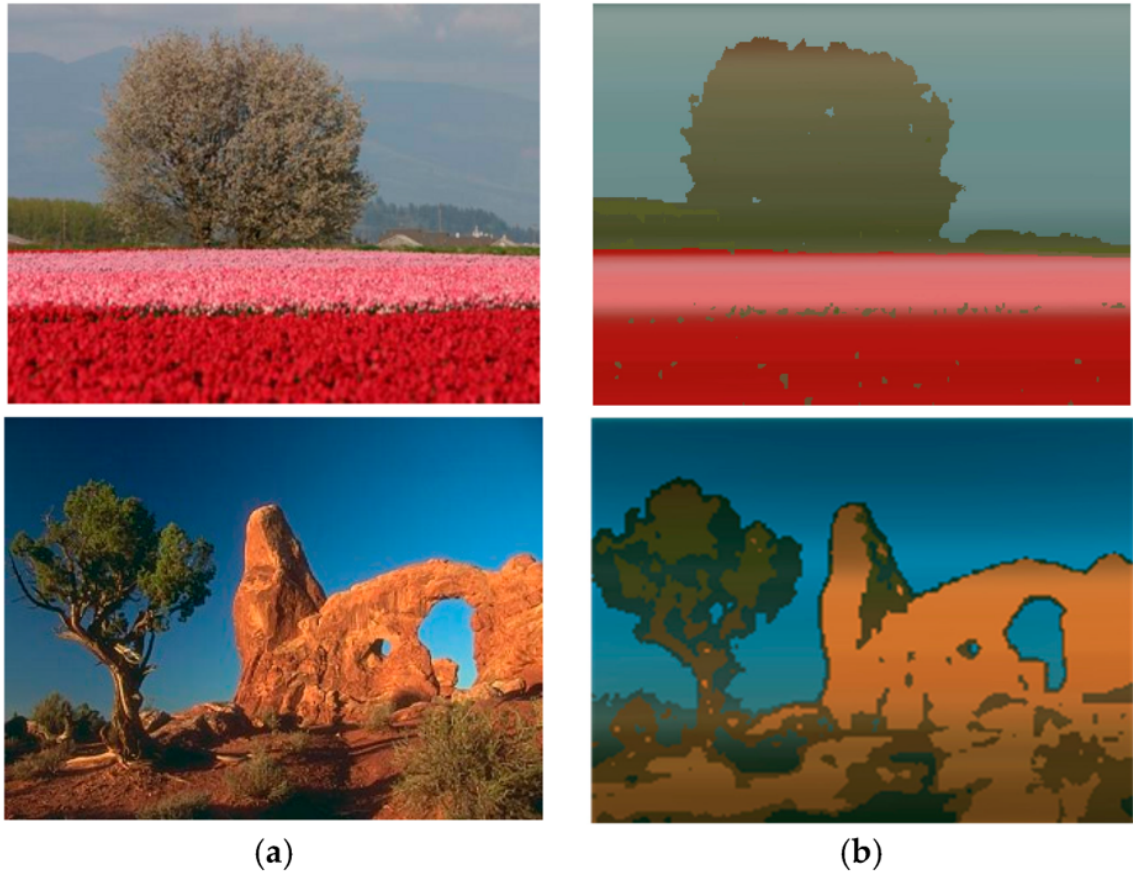


Figura 33: Segmentación por K-medias [53]

Se comenzó cargando la imagen DICOM el cual generó una variable "4-D uint16". Esta fue convertida a una matriz 3-D 512x512x292 uint16, la cual permite tratar la imagen con el toolbox de MATLAB y demás operaciones. Además se aseguró que la imagen a utilizar estuviera en escala de grises, también se asignó una variable para determinar el número de intensidades o clusters a dividir la imagen llamada "K". Durante el procesamiento se vectoriza la imagen a un vector unidimensional, además de convertir los valores a positivos para poder emplear el código de k-medias ya que este utiliza la distancia entre puntos para asignar los píxeles a clusters. También se genera un histograma en el que se cuenta la frecuencia de cada nivel de intensidad. Luego se comienza con el proceso de k-medias en el que se recalculan los centroides basados en la clasificación actual. El proceso se repite hasta que los centroides no cambian significativamente. Por último se genera una máscara que representa la clasificación final de los píxeles.

En cuanto al algoritmo de threshold se implemento un código en el que se utilizó una herramienta gráfica en MATLAB para seleccionar interactivamente un nivel de intensidad para la umbralización de una imagen permitiendo segmentar las intensidades deseadas, Ver Figura 34. A diferencia del algoritmo anterior este utiliza intensidades de 0 a 255.

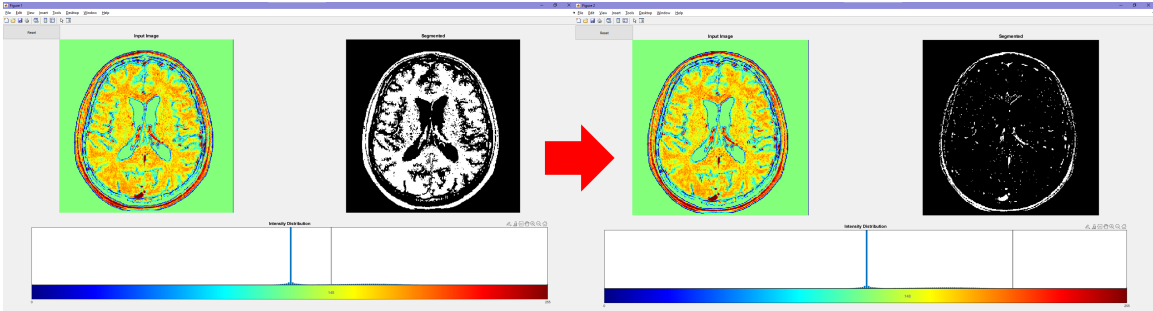


Figura 34: Segmentación por Thresholding

También se utilizó la app “Image Segmenter”, en esta aplicación se tiene la posibilidad de generar un código después de tratar imágenes. Se utilizó “maskedImageclean” que es una imagen de entrada e “imadjust” es una función para ajustar los valores de intensidad de la imagen. A menudo se utiliza para mejorar el contraste de una imagen. También se empleó la función “createGaborFeatures” la cual es una función personalizada para extraer características de textura de Gabor de la imagen preprocesada en este caso llamada “X”. Por último se especificaron los índices de píxeles de primer plano y de fondo. Estos índices correspondan a regiones de interés en la imagen. Corte de gráfico: La segmentación de corte del gráfico real se realiza utilizando las características de textura extraídas y los índices de primer plano y fondo especificados.

Se utilizó la app “Color thresholder” en combinación con “Image Segmenter” para diseñar un filtro que permita reducir el número de píxeles con intensidades altas y poder lograr una mejor segmentación. Como se observa en la Figura 35 se utilizó un espacio de color HSV debido a que permitía una mejor segmentación de la partes radio-lúcidas de la imagen como lo es el cráneo y estructuras venosas. En Image Segmenter se aplicó la máscara llamada “flood fill”, esta permite la selección de regiones de interés de manera sencilla.

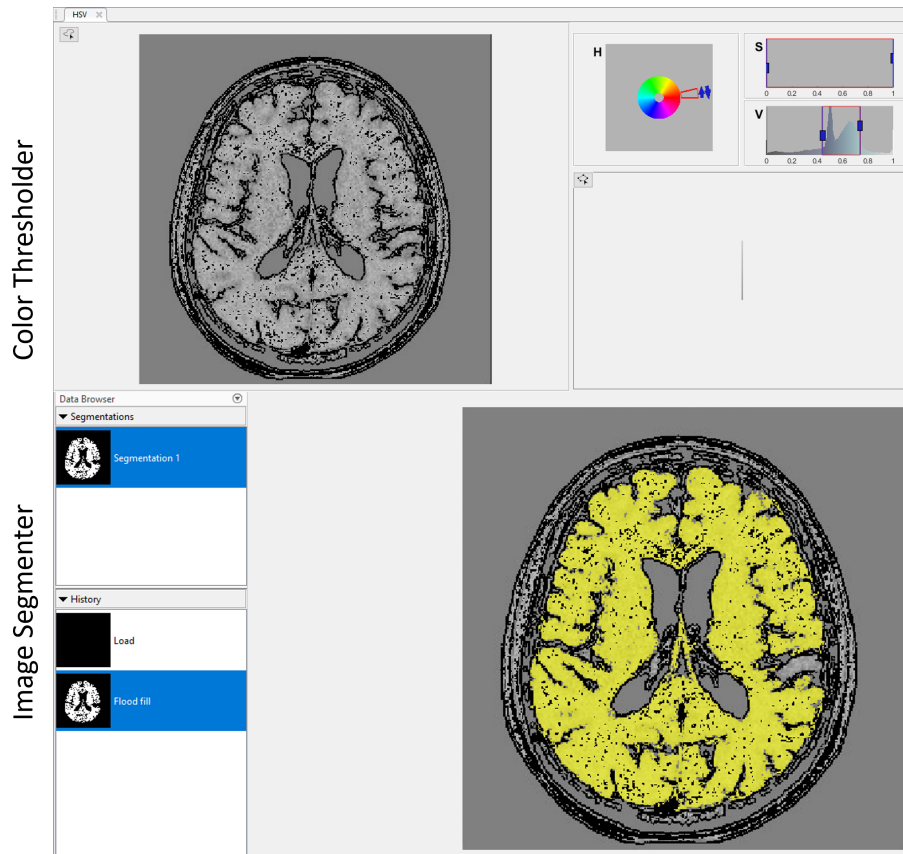


Figura 35: Segmentación por Thresholding por medio de la aplicación Color Thresholding

## A. Proceso de obtención de imágenes de resonancia magnética

### 1. Caracterización de la máquina de resonancia magnética

En el hospital Herrera Llerandi se utilizan diferentes máquinas de MRI para la obtención de imágenes. La máquina principal de la cual se obtuvieron las imágenes trabajadas en este proyecto, es la máquina SIGNA™ Architect Edición AIR™ (General Electric, Chicago IL, USA) ver Figura 36. Las características que tiene la máquina es que está compuesta por bobinas Adaptive AIR™, lo que permite adaptarse a diferentes tipos de exploraciones. La máquina cuenta con un campo magnético de 1.5 T, lo cual representa el estándar en el ámbito médico/clínico. Esto permite un mayor campo magnético, mejorando la resolución de las imágenes y un tiempo de escaneo más corto. Con el tiempo se han realizado cambios como lo es la implementación de deeplearning para maximizar la utilización de la señal y la radiofrecuencia, con el fin de evitar pérdidas y mejorando la calidad de la imagen durante su obtención.



Figura 36: Máquina SIGNA™ Architect Edición AIR™ [54].

## 2. Proceso intrahospitalario de imágenes

El procedimiento de obtención de imágenes comienza cuando el paciente solicita el estudio y acude al hospital para realizarlo. Durante su llegada, el paciente debe cuidar de respetar ciertas indicaciones previas al estudio para no interferir con las imágenes. Dependiendo de la parte del cuerpo que se debe examinar, el médico puede utilizar diferentes técnicas de diagnóstico.

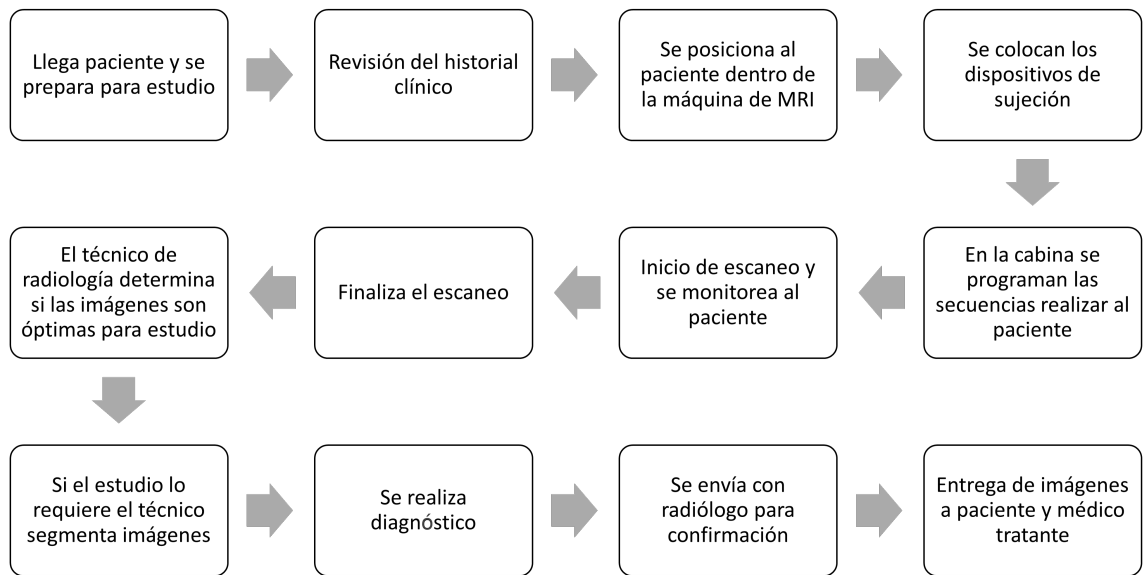


Figura 37: Flujo intrahospitalario de manejo de imágenes médicas

Cuando el paciente llega para el estudio, se solicita que este no haya ingerido cafeína y debe de retirarse todo tipo de joyería. Se solicita que utilice obligatoriamente una bata para el procedimiento. Durante la revisión de la historia clínica, el técnico y el personal de enfermería definen el área anatómica de estudio, además determinan si es necesario o no el uso de medio de contraste. Esta es una sustancia que permite visualizar estructuras como venas y arterias. Luego el técnico desde la cabina ordena en el sistema los tipos de secuencias que se le realizarán al paciente, ver Figura 38. Un procedimiento normal dura aproximadamente entre 30 a 60 min. Las secuencias que se suelen solicitar por rutina son: Secuencia ponderada en T1, Secuencia ponderada en T2, eco gradiente o supresión de grasas.



Figura 38: Cabina para visualización de imágenes en hospital Herrera Llerandi

En la cabina el técnico encargado determina si las imágenes obtenidas tienen un mínimo de artefactos o ruido lo que permite diagnosticar al paciente. En el hospital se realizan diferentes estudios de imagen, ellos trabajan en conjunto con la empresa Radiología Avanzada (6 avenida 8-31 zona 10, Cdad. de Guatemala 01010) para brindar un servicio mejorado para diagnóstico por imágenes. Ellos cuentan con una gran cantidad de imágenes obtenidas por diferentes métodos como son las imágenes de resonancia magnética, tomografía computarizada, ultrasonido y rayos X. Las imágenes por resonancia magnética se dividen dependiendo en el área anatómica de estudio como lo es en:

- Abdomen y pelvis
- Angioresonancia
- Cerebral
- Columna
- Extremidad inferior
- Extremidad superior
- Tórax
- Corazón

El sistema que se utiliza durante la obtención de imágenes de resonancia magnética se llama “Reformat” (General Electric, Chicago IL, USA), este software permite procesar imágenes ya sea para reconocimiento de volumen, segmentación y reconstrucción 3D. Este programa segmenta las imágenes de manera manual, por lo que es el técnico de radiología el que realiza la tarea.



Figura 39: Cabina PACS (Picture Archiving and Communication System) para visualización de imágenes

## B. Procesamiento de imágenes

### 1. Preprocesamiento de imágenes

El procesamiento de imágenes médicas como lo son las imágenes de resonancia magnética consiste en la aplicación de técnicas y algoritmos para analizar información relevante de las imágenes. Uno de los primeros pasos importantes y poco mencionados es la observación de las imágenes. Esto se realiza para conocer el set de imágenes, verificar que el estado de cada corte o slide se encuentre en buenas condiciones como se observa en la Figura 40. También permite identificar el tipo de tratamiento que se le dará a la imagen.

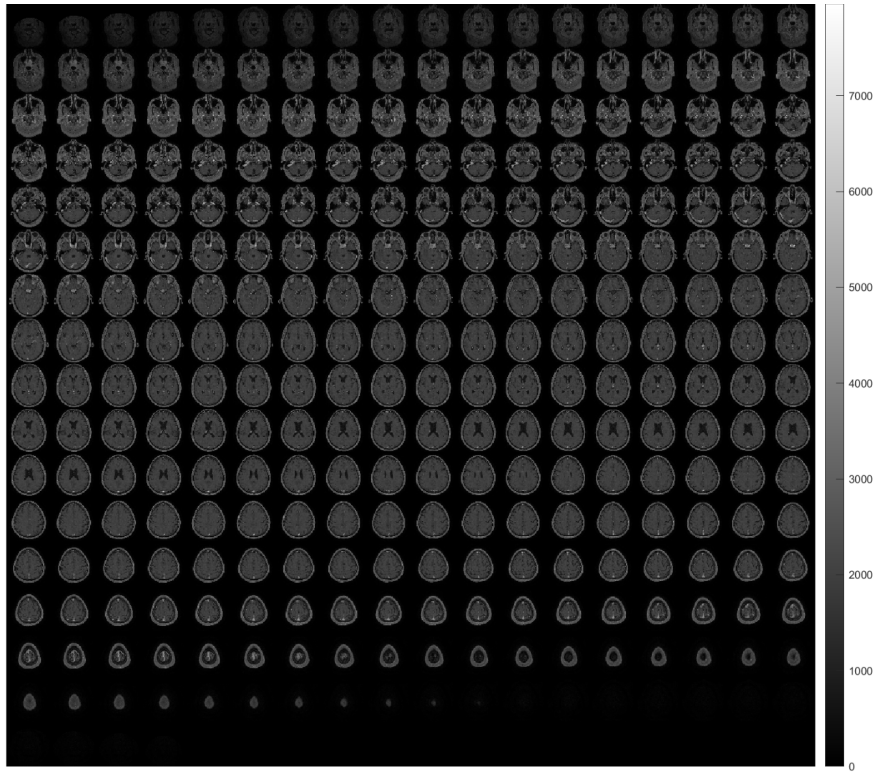


Figura 40: Visualización de cortes axiales de un estudio de MRI del paciente No.3

Se tomó de referencia el set de imágenes de los estudios No.2 y No.3 de resonancia magnética como se observa en la Figura 41, en esa imagen se observa distorsión o ruido alrededor de la imagen. El ruido que se observa puede tener varias causas como lo es el movimiento del paciente durante la adquisición de la imagen o un procesamiento de imagen inadecuado debido a que la reconstrucción de la imagen como sucede en la Figura 42, el cual es la imagen del paciente 1. Para propósitos de este trabajo la reconstrucción no representa un complicación debido a que se trabajo con imágenes 2D de los estudios.

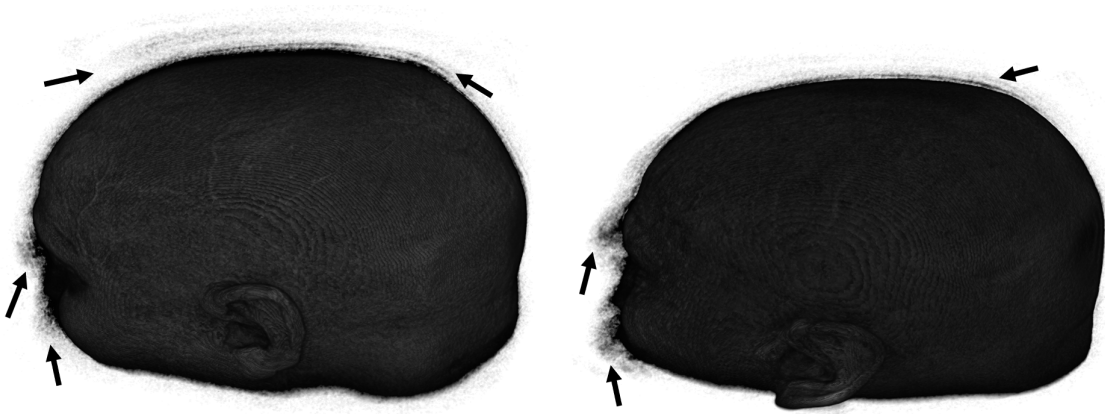


Figura 41: Visualización de ruido de imágenes de los pacientes No.2 y 3



Figura 42: Visualización de ruido el paciente No.1

Se puede visualizar que las 6 diferentes slices seleccionadas al azar de las imágenes de resonancia magnética fueron aisladas correctamente como se observa en la Figura 43. Se tomó en cuenta utilizar slices que tuvieran participación en diferentes alturas del estudio. la primera slice se encuentra a la altura de la nariz, la segunda slice se encuentra a la altura de los ojos y las últimas 3 slices se encuentran por encima de los ojos. En estas imágenes se logra apreciar diferentes cortes que involucran diferentes estructuras anatómicas de interés médico.

Como se observa en la fila de "Imagen sin ruido" se puede observar que el ruido alrededor del cráneo del paciente ya no se encuentra en la imagen y se percibe mejor ciertas estructuras del cerebro. Estas imágenes fueron guardadas para luego ser tratadas. Como se mencionó en la sección anterior, se aplicaron diferentes filtros para obtener una máscara final, estas imágenes fueron guardadas como imágenes .png para continuación del tratamiento.

### Procesamiento para eliminación de ruido en imágenes

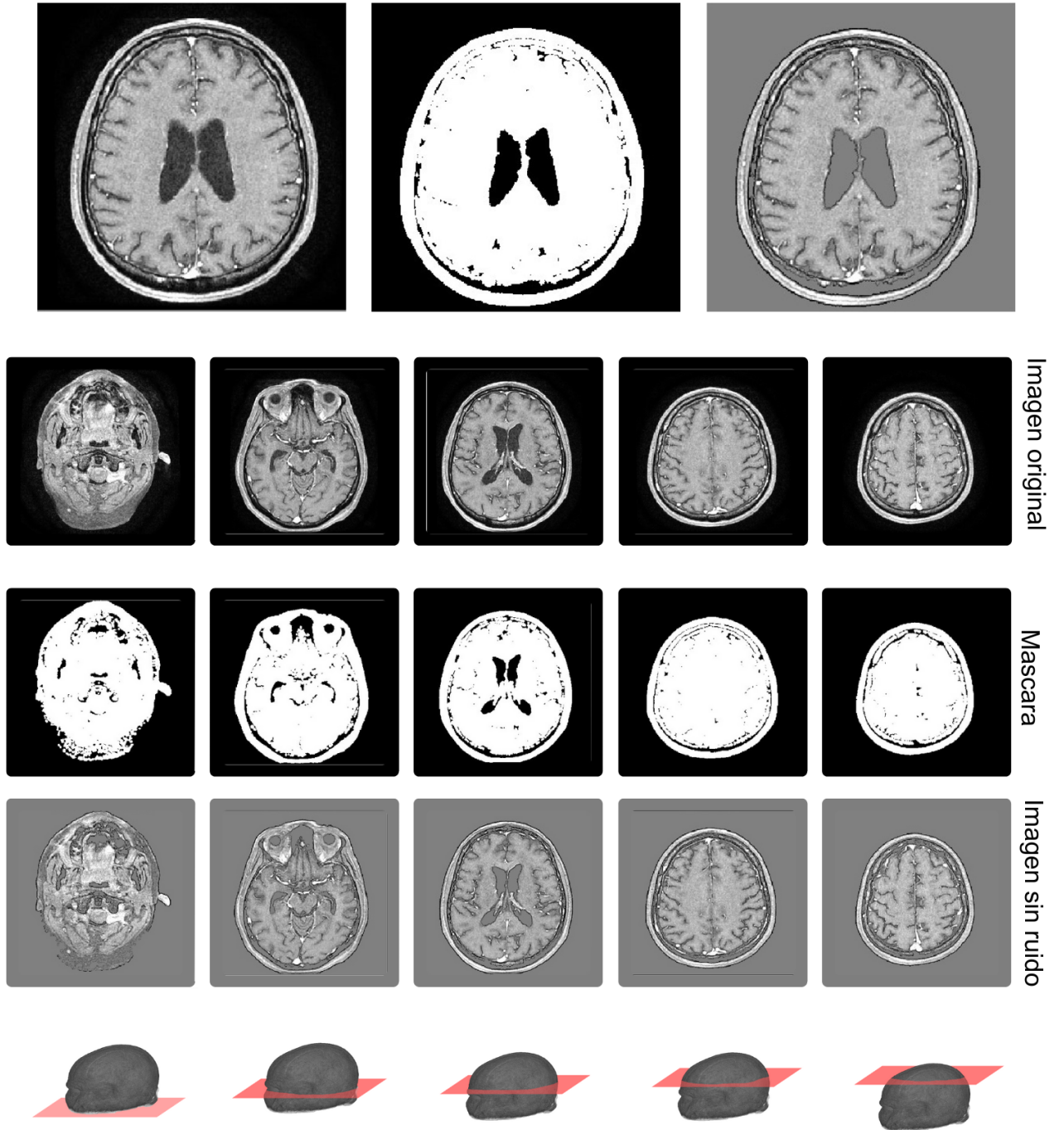


Figura 43: Procesamiento para eliminación de ruido en imágenes

## 2. Segmentación por tejidos

### Materia blanca

Para el proceso de segmentación de materia blanca se utilizó nuevamente la app “Image Segmenter”. En este proceso se obtuvo un resultado aceptable debido a que se logró segmentar la mayor parte de la materia blanca cerebral.

La segmentación de materia blanca se puede observar que se cumple en las últimas 3 imágenes de la Figura 44 aunque no en todas por completo. Cabe mencionar que estos 3 cortes axiales se encuentran por encima de los globos oculares, por lo tanto se facilita la segmentación de tejido debido a que se tiene una menor participación de estructuras que no son de interés. Se observa en la imagen 4 y 5 que no todo el tejido fue segmentado por completo esto se debe al tamaño de radio utilizado al usar la función “erode”.

Sin embargo se puede observar que las imágenes con cortes a nivel del hueso temporal y globos oculares la segmentación de tejido no fue correcta. Se observa que parte del cráneo fue segmentado como parte de materia blanca, esto debido a las intensidades de los píxeles eran similares. Es en este momento en el que se observa la importancia de un buen preprocesamiento de la imagen, debido a que si el área de interés es el cerebro se debe de eliminar las intensidades altas que interfieren, en este caso las del cráneo. Para propósitos de evaluación se continúa con la evaluación de imágenes con el cráneo.

### Procesamiento segmentación de materia blanca

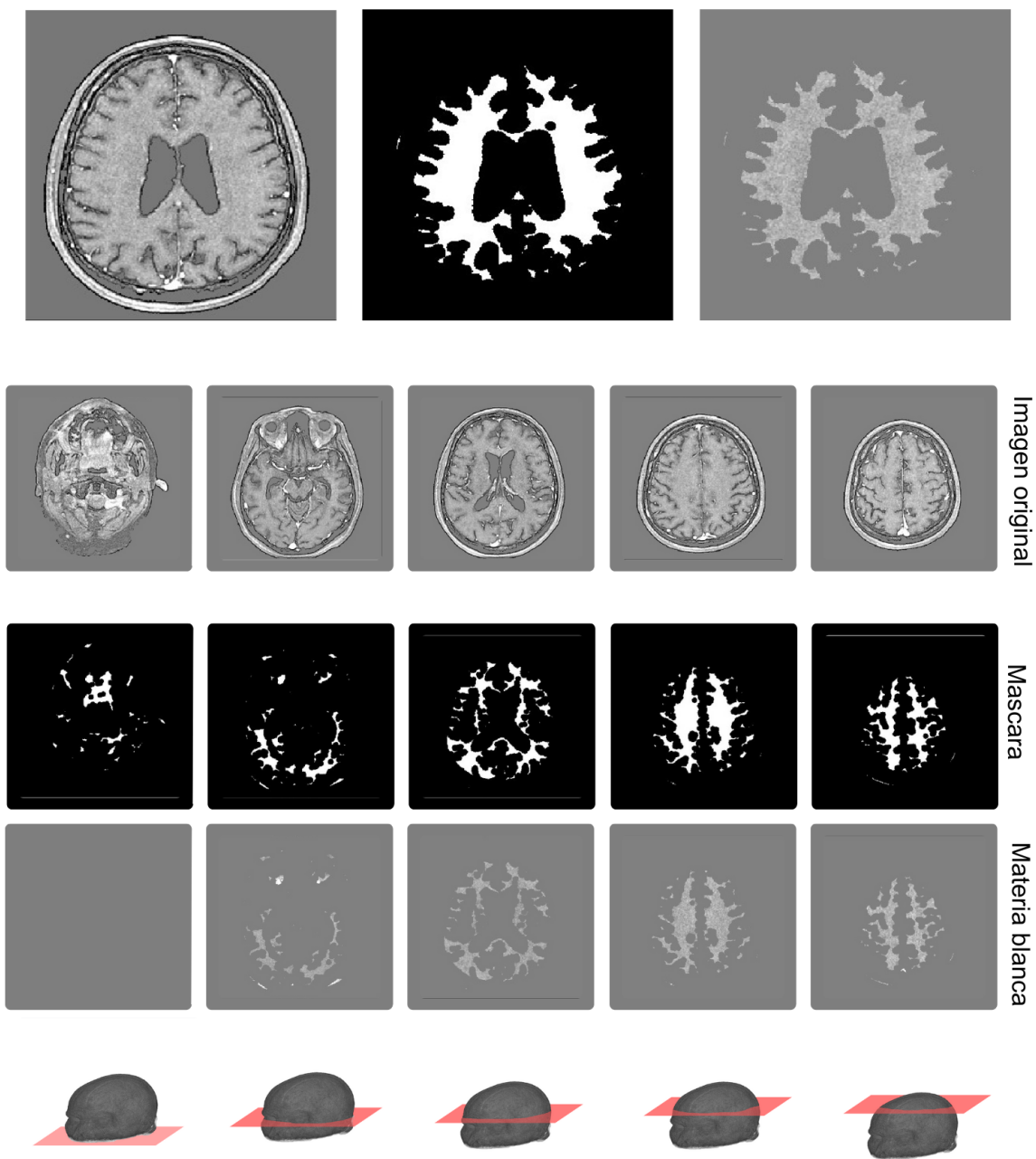


Figura 44: Procesamiento segmentación de materia blanca

Se diseño un código en “Image Segmenter” para evaluar la viabilidad de eliminar el borde por este medio. Por esta razón se aplicó una máscara para eliminar borde, con el fin de

segmentar únicamente la masa cerebral utilizando nuevamente la app Image Segmenter. Se puede observar que la máscara no es dinámica como las máscaras empleadas en las imágenes anteriores, ya que esta se observa de la misma forma en ambas imágenes y no se segmenta la masa cerebral correctamente, ver Figura 45. Esta falta de dinamismo en la imagen se debe a que se especificaron los índices de píxeles de primer plano y de fondo. Lo que correspondan a regiones específicas de la imagen.

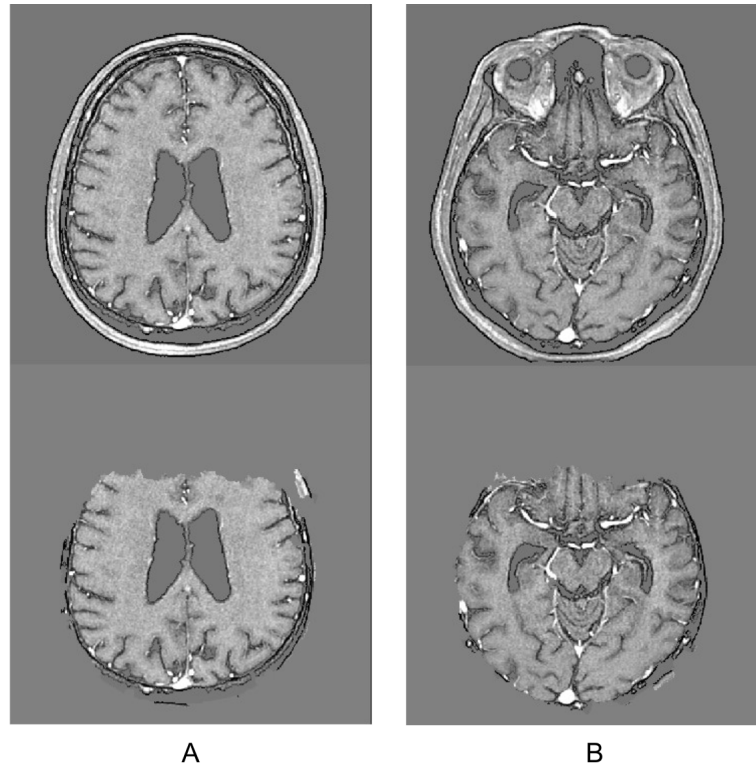


Figura 45: Procesamiento segmentación de cerebro

Se utilizó la app “Color thresholder” con el fin de reducir el número de píxeles con intensidades altas. Se utilizó como complemento la App Image Segmenter. Se puede observar en la Figura 46 se tiene una máscara más dinámica a la utilizada anteriormente, esto se debió a que no se utilizó en específico un espacio de la imagen sino se utilizó la función “Flood Fill” la cual permite una expansión de la región y ajustar la segmentación según las necesidades. Se puede observar que en la primera imagen no se obtuvo una buena segmentación por lo que no es completamente efectiva. En la tercera imagen aun existen estructuras como lo son los ojos, por lo que esta máscara no es exclusiva de la masa cerebral. Se observa en los resultados finales que a pesar de conservar gran parte de la masa cerebral, existen algunos píxeles que se pierden durante el procesamiento.

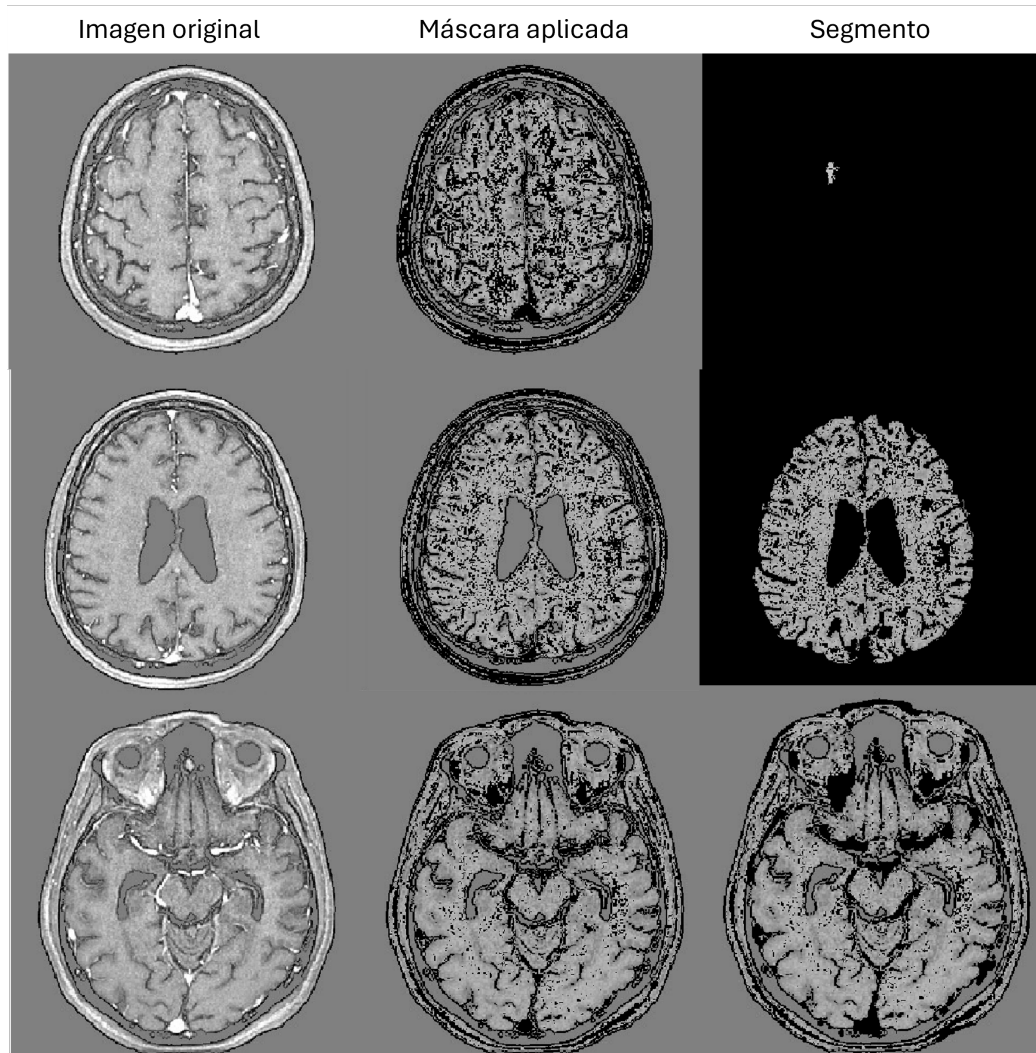


Figura 46: Segmentación de cerebro

### 3. Segmentación de imágenes por algoritmos

#### Algoritmo de k-medias

En las imágenes analizadas con un  $K=3$ , es decir dividir la imagen en 3 intensidades distintas, en donde el cráneo que es la estructura circular que se observa de manera más externa, como se observa en las imágenes, este presenta 2 tipos de intensidades las cuales se ven de color amarillo y azul. Estas intensidades se repiten dentro del tejido cerebral por esta razón se prefiere aumentar el número de  $K$  para obtener una mayor segmentación o separación de regiones. Al aumentar el número de clases se observa que hay una mayor segmentación en la imagen. Al tener las imágenes con diferentes colores permite identificar mejor las estructuras dentro de la imagen o por lo menos permite una división de tejidos más clara. Se puede observar en las estructuras encerradas en un círculo, ver Figura 47 que estas deben de ser hiperintensas debido a que en el paciente que se realizaron las imágenes,

utilizó medio de contraste para resaltar el seno sagital superior, por lo tanto la clasificación de 3 y 4 medias no es suficiente para una buena clasificación de píxeles.

### Procesamiento segmentación por K medias

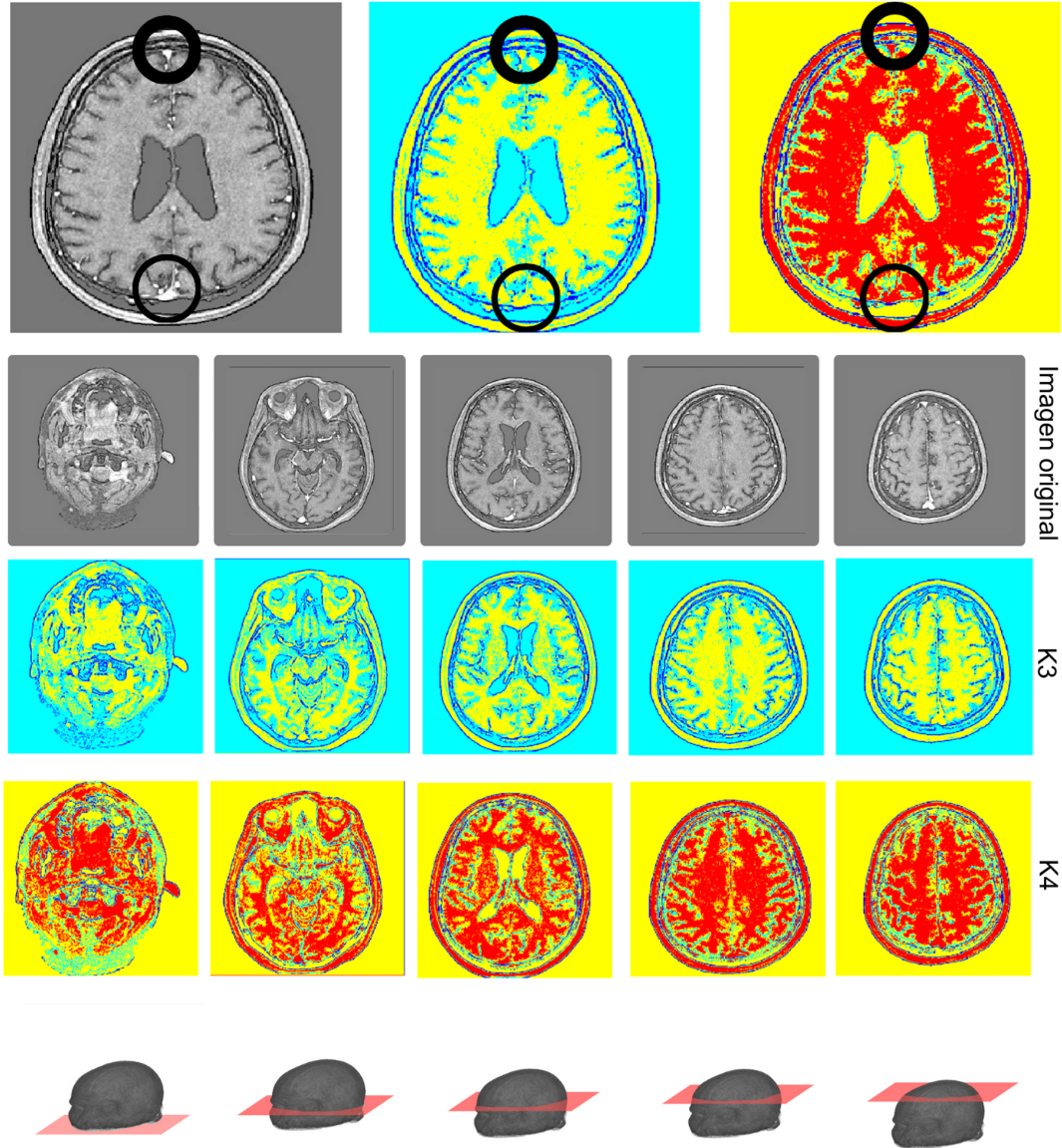


Figura 47: Procesamiento segmentación cerebral por método de k-medias

Los vectores obtenidos en el Cuadro 1 son valores de intensidad que representan los centros de las regiones segmentadas en las imágenes de resonancia magnética. Estos permiten visualizar las intensidades segmentadas en cada una de las imágenes. Estos valores son útiles si se desea segmentar una intensidad en especial pero se convierte en un trabajo tedioso al tener una clasificación alta, por encima de  $K=30$ .

Se puede observar que al segmentar con un mayor número de regiones, se percibe una mejor separación de las regiones cerebrales como se observa en la Figura 48. En el caso de estas imágenes se puede observar por arriba de  $K=100$  las diferencias son imperceptibles.

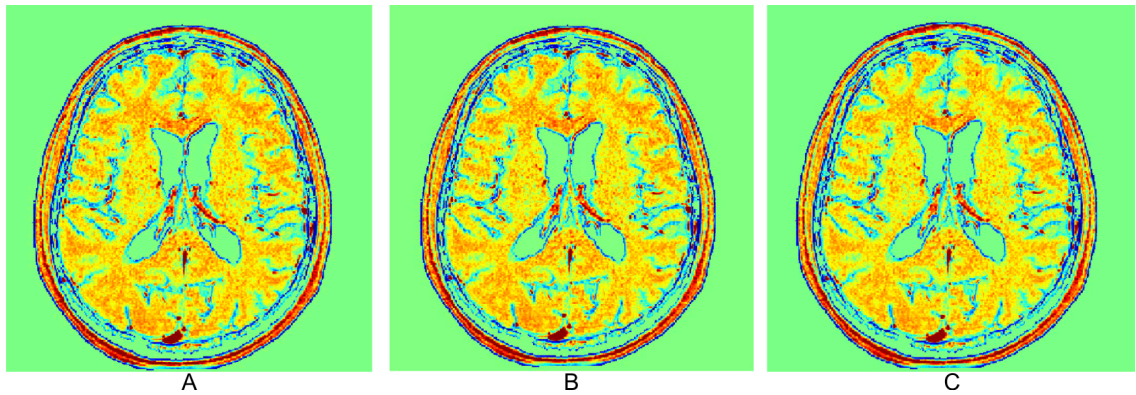


Figura 48: Segmentación cerebral. A)  $K=100$  B)  $K=200$  C)  $K=250$

Los cambios en la clasificación de píxeles solo son perceptibles al visualizar cada una de las clasificaciones por separado. Por esta razón observando cada una de las clasificaciones por intensidades generadas, se decidió eliminar los píxeles con menor intensidad, Figura 49 50 51. Se ordenó de manera ascendente los píxeles para encontrar las intensidades más bajas. En la columna “imagen sin intensidades” se observan de color celeste los píxeles que fueron eliminados de la imagen central desde esta perspectiva no se observa que sean un número importante de píxeles. En la columna “área eliminada” se observan de color rojo los píxeles eliminados, al aumentar la cantidad de intensidades a eliminar se observa que no solo se eliminan píxeles del borde o del cráneo, sino que también la masa cerebral y el área de líquido cefalorraquídeo se ve afectado por estos cambios. Se puede observar que cuando se tiene una mayor clasificación de intensidades se observa una mejor selección de intensidades a eliminar pero aun sigue afectando área importante de interés, la cual es el cerebro. Este procedimiento también se puede realizar de manera manual, pero resulta tedioso seleccionar el número adecuado de intensidades e introducirlas para la eliminación.

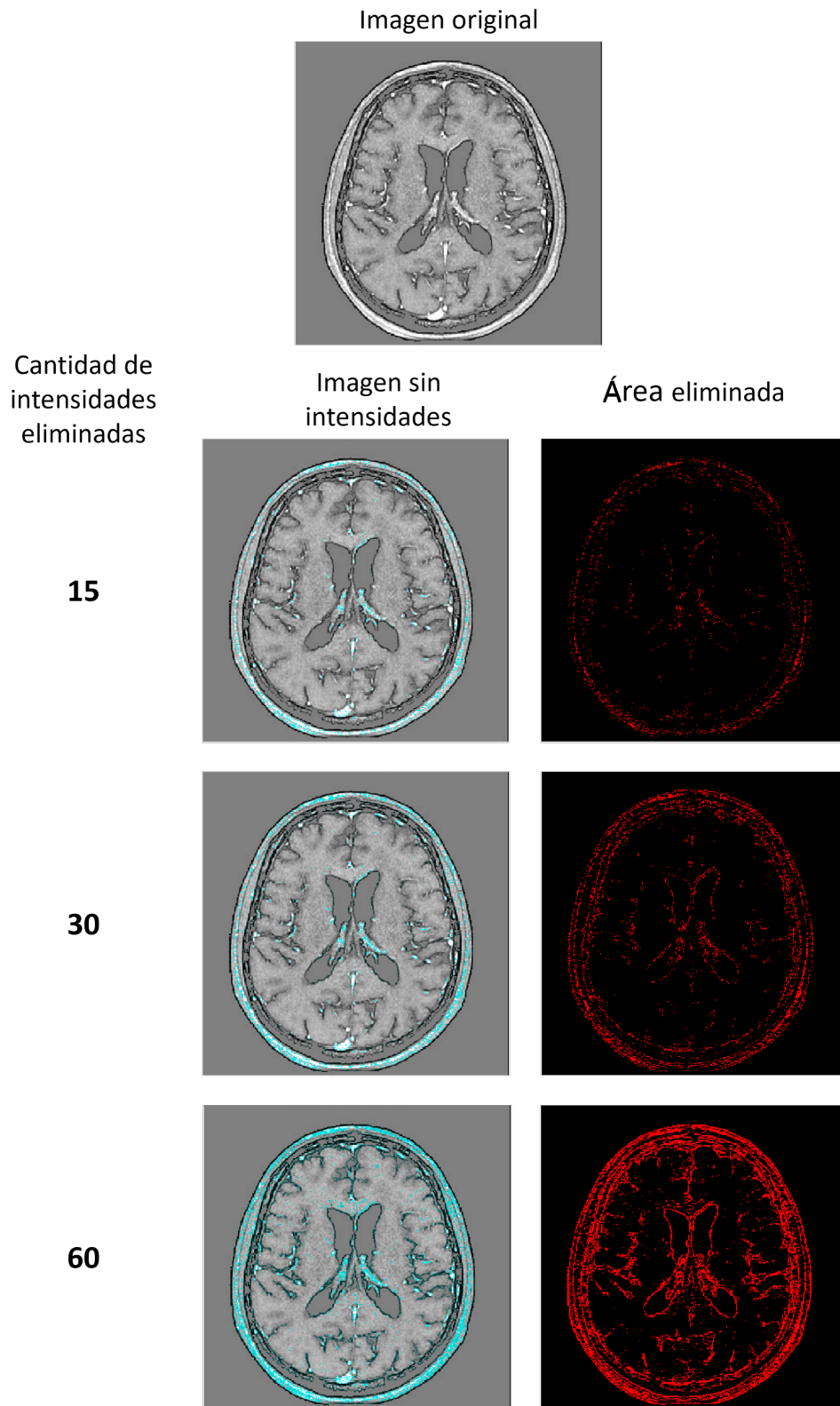


Figura 49: Eliminación de intensidades  $k=100$

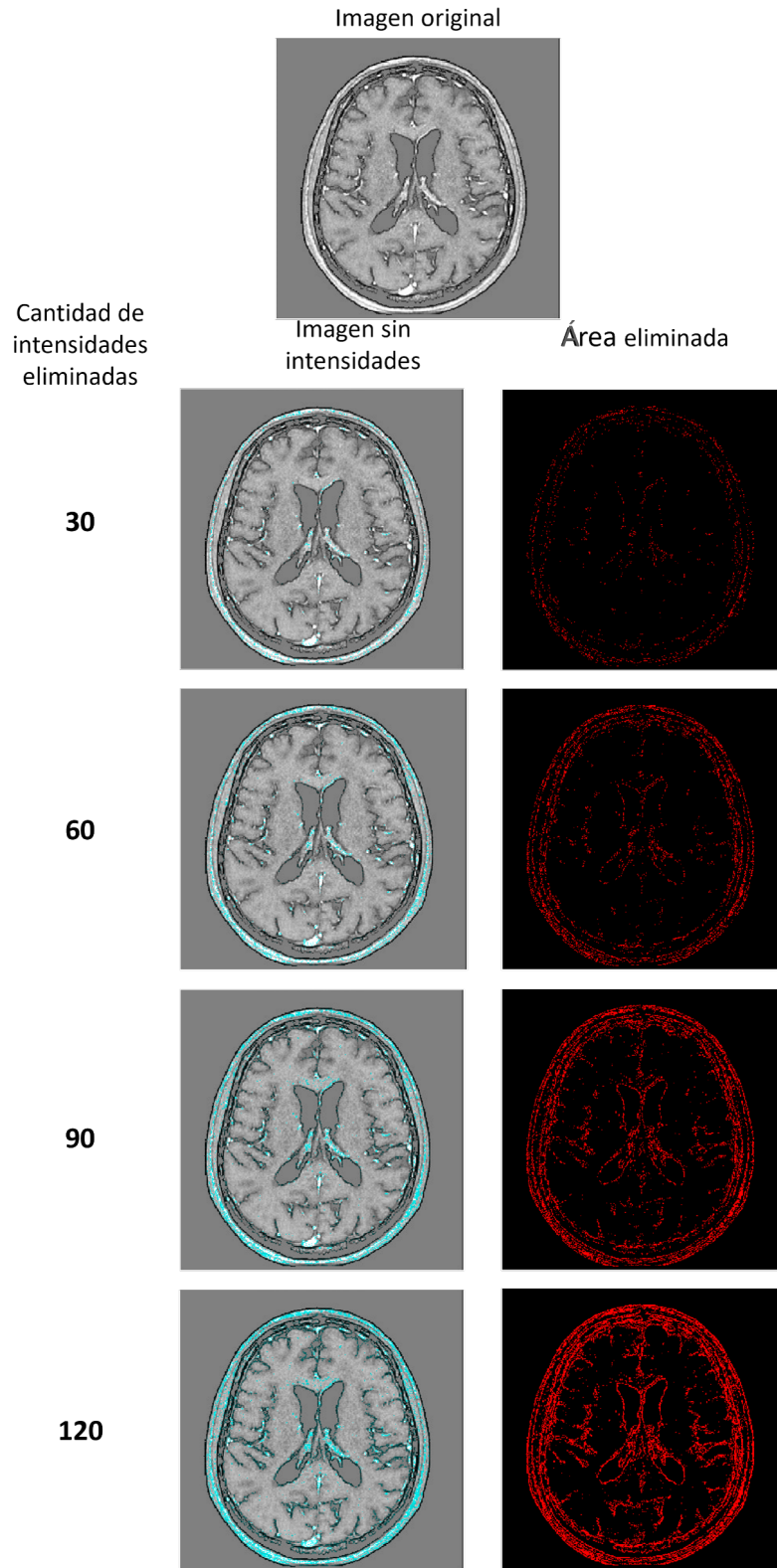


Figura 50: Eliminación de intensidades  $k=200$

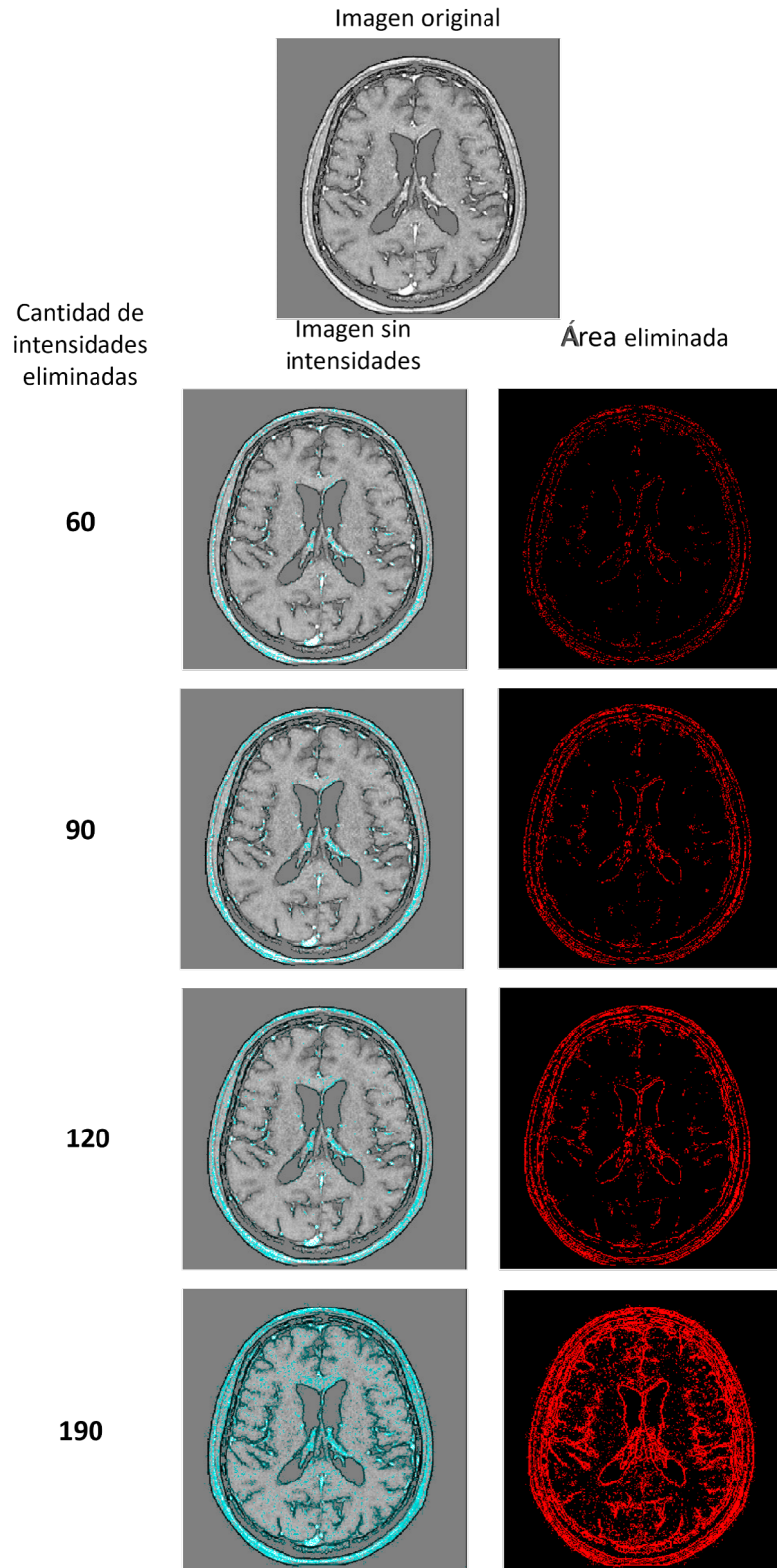


Figura 51: Eliminación de intensidades  $k=250$

Se logra observar que las intensidades más hiperintensas se logran diferenciar de otros tejidos a diferencia del procedimiento de la sección anterior. Durante la obtención del estudio se utilizó medio de contraste para resaltar el seno sagital superior, el cual permite que las estructuras venosas se observen hiperintensas lo cual se observa con el color rojo oscuro al ser tratada con el algoritmo de k-medias, Figura 52. Otra de las estructuras que toma esta coloración es el cráneo ya que el hueso en imágenes de resonancia magnética se ve hiperintenso. Por último cabe mencionar que la división cerebral es parecida a la que se observa en la Figura 53 ya que se logran identificar con colores distintos o significativamente diferentes tejidos. Además se puede mencionar que con una división de color más alta, se logra tener visualización precisa de las estructuras en la imagen procesada.

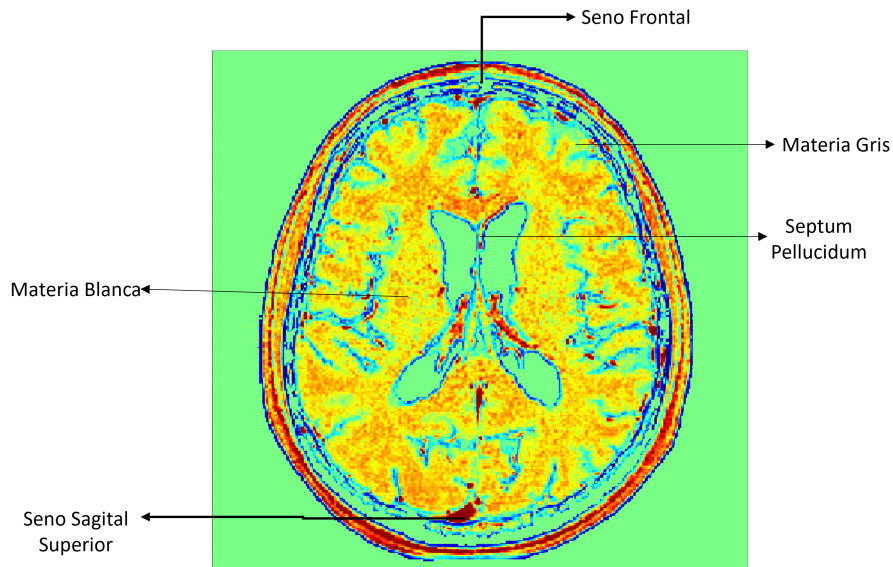


Figura 52: Anatomía cerebral del estudio No.3

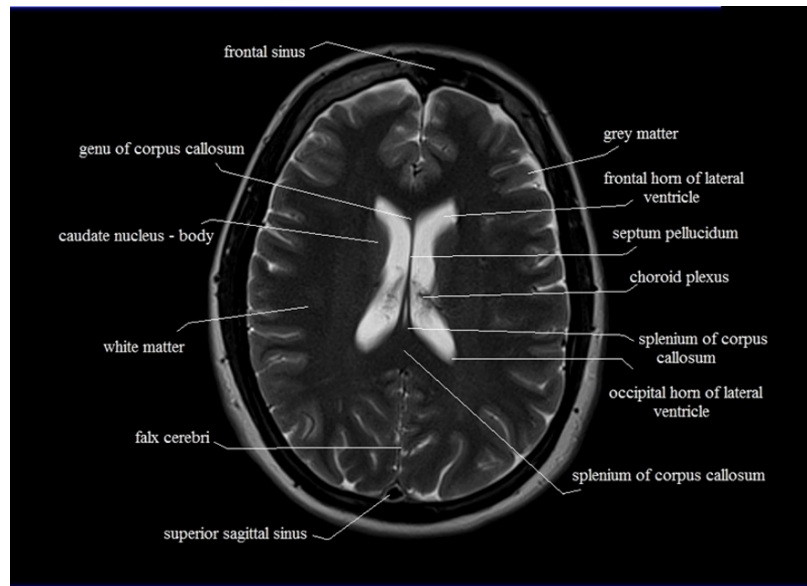


Figura 53: Anatomía cerebral [55]

## Algoritmo threshold

Al utilizar este método por thresholding, no se llega a una segmentación única para áreas como lo es la masa cerebral como se observa en la Figura 54. Esto se debe a que como su nombre lo indica, este algoritmo tiene como principal función segmentar contornos.

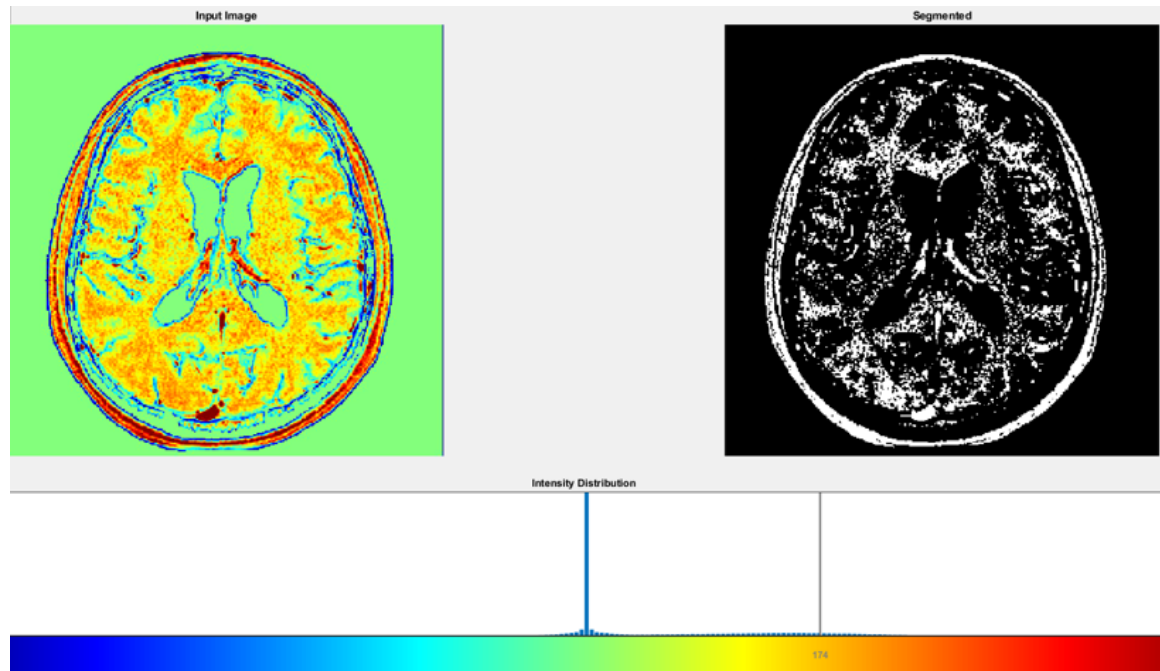


Figura 54: Segmentación masa cerebral por método de Threshold

Como se observa en la Figura 55 se segmentaron las áreas que no eran de interés debido a que estas habían causado mezcla de intensidades en el estudio con k-medias. Se observa una menor mezcla de píxeles dentro de la masa cerebral a comparación del método anterior. Esta menor mezcla solo es útil si se desea eliminar la secciones.

### Procesamiento segmentación por intensidades

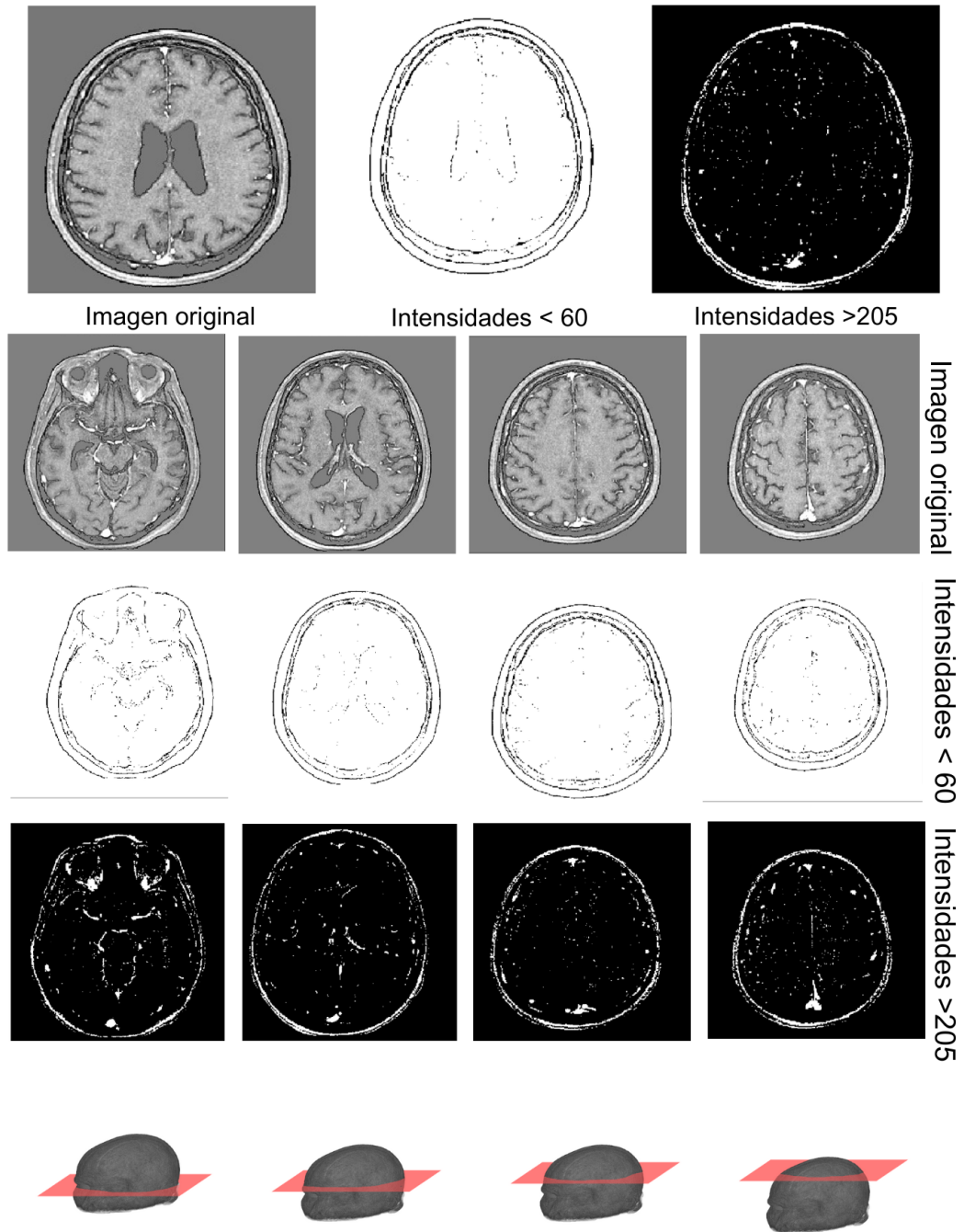


Figura 55: Segmentación por método de Threshold

Si se desea acceder a los códigos utilizados puede ingresar en el siguiente link: [GITHUB](#)

El objetivo de este trabajo es el de conocer el flujo de obtención de imágenes médicas en el Hospital Herrera Llerandi y aplicar modelos de preprocesamiento a imágenes de resonancia magnética (MRI) con el propósito de mejorar la segmentación del cerebro humano o de cualquier estructura. En este capítulo, se discutirán los resultados obtenidos.

El hospital cuenta con una gran cantidad de dispositivos que permiten obtener diferentes tipos de estudios médicos por imágenes. Al contar con una máquina de resonancia magnética con 1.5T, es considerado bueno para la mayoría de las aplicaciones clínicas. A pesar que los dispositivos más nuevos incluyen imanes de mayor fuerza de 3,0 T y 7,0 T, no existe diferencia significativa entre 1.5T y 3.0T para diagnóstico de enfermedades [56]. En cuando a las normas a seguir el hospital cuenta con protocolos eficientes para la obtención de imágenes por medio de máquinas de resonancia magnética.

En cuanto al reconocimiento del set de datos de imágenes que cuentan en el hospital, este tiene una gran cantidad de información almacenada. Esta información es principalmente almacenada como formato DICOM. Además no se encuentra organizada de alguna forma en específico como lo es por sistemas, patología o tipo de imagen. Las imágenes se almacena por paciente, antes de ser utilizada la información debe de ser filtrada, considero que esta información puede ser mejor clasificada ya sea para el uso médico o para el propio hospital, tener un mejor conocimiento de la información permitirá que conozcan más a la población guatemalteca que acude a realizarse exámenes y podrán prever ciertos diagnósticos. En términos generales el hospital cuenta con una variedad de imágenes que se pueden obtener por medio de resonancia magnética, abarcando grandes partes anatómicas para estudio.

Los resultados cualitativos obtenidos en este estudio indican una mejora significativa en la eliminación del ruido en los bordes de las imágenes de MRI. La comparación de las imágenes antes y después del preprocesamiento revela claramente la reducción del ruido alrededor del cráneo del paciente. Esto es importante ya que la presencia de ruido puede

distorsionar las imágenes y afectar la precisión de mediciones, como la segmentación de la materia blanca o materia gris.

Se identificó un desafío significativo en la segmentación de tejido en imágenes con cortes a nivel del hueso temporal y los globos oculares. Estas áreas presentan dificultades en la delimitación precisa de la materia blanca debido a la proximidad de estructuras óseas y el líquido cefalorraquídeo. La segmentación incorrecta, en donde parte del cráneo se identifica erróneamente como materia blanca, es una limitación que debe abordarse en futuras investigaciones. Al utilizar la función “createGaborFeatures” para extraer características como lo es la masa cerebral y al especificar los índices de píxeles para la realización de un corte gráfico. La segmentación se limita a un área en específico en la imagen, lo que vuelve al código un modelo estático.

Se demostró que el uso de aplicaciones como lo es “Color Thresholder” e “Image Segmen-ter” permiten el diseño de algoritmos dinámicos y estático para la segmentación para esto es necesario conocer las diferentes opciones que brindan las aplicaciones. Se prefiere el uso de las aplicaciones en conjunto debido a que se obtuvo una mejor segmentación y dinamismo al utilizar “Color Thresholder”, ya que esta permite eliminar intensidades específicas de la imagen como se observo en la Figura 46.

En cuanto al método de k-medias, la cual es una técnica por agrupación, se utilizaron 2 clasificaciones inicialmente, estas fueron  $K = 3$  y  $K = 4$ . Se observa que estas clasificaciones no son suficientes debido a que estructuras que son de diferente tipo de tejido o composición, se pintaron del mismo color como es el caso del hueso y tejido cerebral. Esto significa que las intensidades se clasificaron en un número reducido de agrupaciones. Se recomienda utilizar  $K$  por encima de 50 para obtener una mayor variedad de intensidades, de ese modo se asegura una mejor clasificación de píxeles y por ende una mejor segmentación de tejidos. Se recomienda en el preprocesamiento normalizar las imágenes para asegurar una clasificación de píxeles estandarizada y a escala de grises.

El proceso de observación es importante durante el análisis de imágenes, se puede observar que existen estructuras o manchas hiperintensas que no son normales en las imágenes de los estudios. Esto se debe a que el estudio como lo menciona su nombre “ 10-Ax\_T1\_-FSPGR\_FAT+C ” es una imagen axial en la que se utilizó una secuencia ponderada de T1 y una técnica de secuenciación rápida que se utiliza para obtener imágenes con un tiempo de repetición corto y un rápido restablecimiento del eco con un FAT+C que significa que se utilizó medio de contraste. Por lo que las secciones hiperintensas o más iluminadas son el cráneo y estructuras venosas con medio de contraste. En el algoritmo en el que se utilizó k-medias se eliminaron intensidades bajas, para determinar que intensidades quitar se debe de tener conocimiento anatómico del área a segmentar, durante el preprocesamiento se debe de reducir al área de interés al máximo, de otro modo cuando se desee obtener el volumen cerebral este se vera afectado por la perdida de estos píxeles como se comento anteriormente en la sección de resultados. Este procedimiento también se puede realizar de manera manual pero resulta tedioso seleccionar el número adecuado de intensidades e introducirlas para la limpieza. Por lo que este método no representaría una forma más rápida de segmentación a la que ya emplean médicos.

En cuanto a la segmentación, se observa que esta se logra en la mayoría de los algoritmos, a simple vista se observa una diferencia en cuanto a la clasificación de tejidos, hasta el

punto de poder identificar estructuras importantes como lo es el seno sagital superior, cráneo, materia gris, materia blanca y líquido cefalorraquídeo. Pero si se observa de manera detenida cada clasificación generada en el caso del algoritmo de k-medias, algunos píxeles intervienen en partes de estructuras de interés como lo es el cerebro. Esto puede afectar si se desea utilizar este algoritmo para segmentar y hallar el volumen de la masa cerebral o te cierto tejido. Debido a que cada píxel representa un área del cerebro.

Además se debe de tomar en cuenta que al analizar imágenes se debe de tener clara el área de interés y en los sectores anatómicos en los que se encuentra. Los resultados demuestran que la segmentación es más precisa en cortes superiores debido a la menor influencia de estructuras anatómicas complejas, como los globos oculares.

Se recomienda utilizar cortes axiales distales del cerebro con este tipo de método. También se debe de tomar en cuenta que para tener una segmentación más interesante y precisa de estructuras anatómicas se debe de contar con imágenes con corte coronal, debido a que con este tipo de corte se pueden delimitar áreas y evitar una mezcla de píxeles como se ha visto con el algoritmo de k-medias.

El código de la función `threshtool` proporciona una interfaz gráfica o GUI la cual permite seleccionar de manera manual el valor del umbral de intensidad para la segmentación de imagen. Se utilizaron intensidades entre 50 y 60 para marcar el contorno de la estructura que no es de interés, de este modo se puede crear una máscara con el contorno para luego ser aplicada a las imágenes. También se utilizó una intensidad entre 205 a 210 para marcar las áreas hiperintensas, de este modo se asegura de resaltar las áreas que tienen medio de contraste o son estructuras hipertensas como lo es el hueso. Al crear ambas máscaras, estas pueden invertirse, o ser eliminadas de la imagen original con el signo “~” permitiendo obtener una segmentación de tejido cerebral más confiable que la empleada en el primer método propuesto es la investigación y en el algoritmo de k-medias.

Este método puede funcionar como método de preprocesamiento o procesamiento de la imagen. Ya que si se aplica antes de analizar o segmentar las imágenes, mejora el estudio y segmentación del área de interés que en este caso es la masa cerebral. Este procedimiento también puede emplearse durante la segmentación si se desea una intensidad en específico, debido a que con el slicer de color se permite visualizar y tener una selección de intensidad facilitada.

Se debe de tomar en cuenta que para realizar una segmentación precisa los métodos empleados representan un tiempo prolongado. Algunos análisis comparativos proponen diferentes métodos de aprendizaje profundo como lo son el método de red neuronal convolución (CNN), Red Neuronal Recurrente (RNN), la Memoria a Largo Corto Plazo (LSTM), la Red Neural Profunda (DNN) y el Codificador Automático (AE) [7]. Estos métodos utilizan anotaciones realizadas por técnicos y radiólogos para luego alimentar redes neuronales y volver el proceso más eficiente. Por lo que se recomienda emplear este tipo de información para aprovechar al máximo la información brindada por las imágenes. Este tipo de avance permitirá tener aplicaciones en el diagnóstico de enfermedades, clasificación de patologías y una atención médica personalizada para los pacientes.

- Se identificó el proceso de obtención de imágenes de resonancia magnética del Hospital Herrera Llerandi el cual consiste en la obtención de diferentes tipos de imágenes medicas, permitiendo la detección de diferentes enfermedades.
- Se categorizó el data set de imágenes medicas del hospital, este tiene el potencial de ser utilizado en diferentes investigaciones en conjunto con el departamento de neurología del Hospital Herrera Llerandi.
- Se demostró que las herramientas de procesamiento de imagen del software MATLAB permiten crear máscaras que permiten aislar partes anatómicas de interés médico, permitiendo aislar la cabeza de posible ruido al rededor de las imágenes.
- Se evaluaron diversos procesos para procesamiento y segmentación de imágenes de resonancia magnética de áreas de interés por medio de la plataforma MATLAB facilitando el procesamiento al ser una herramienta interactiva.
- Se determinó que la herramienta de segmentación de MATLAB Image Segmenter permite segmentar de manera dinámica diferentes cortes de una imagen de resonancia magnética cuando se utiliza en conjunto con Color Thresholder, al no utilizarla dinámicamente limitaba la segmentación de tejidos los cuales tenían intensidades similares.
- Se observó que las imágenes que presentaban una mejor segmentación de áreas anatómicas se encuentran localizadas por encima de los lóbulos oculares debido a que estructuras como los globos oculares o estructuras nasales se mezclan entre la separación de intensidades, dificultando la separación.
- Durante el procesamiento del algoritmo de k medias se debe de tomar en cuenta que a un número mayor de 250 clasificaciones de intensidades requiere un mayor tiempo de respuesta de la plataforma.

- Se recomienda utilizar plataformas como python o 3D Slicer para segmentar imágenes ya que estas plataformas permiten técnicas de segmentación en imágenes 3D. Además que ambas pueden ser combinadas para convertir el proceso automatizado.
- Se recomienda utilizar imágenes con anotaciones realizadas por radiólogos o técnicos de radiología. Debido a que facilita la segmentación y se asegura que un profesional realizó la segmentación, esto permitiría alimentar redes neuronales para automatización del proceso.
- Se recomienda solicitar imágenes con corte sagital o coronal para facilitar la segmentación de otras estructuras anatómicas como lo es el hipotálamo. En estos cortes se observa mejor la anatomía de ciertas estructuras que en el corte axial. Además permitiría un mejor preprocesamiento para identificar la intensidad de estas estructuras de interés.
- Si se desea segmentar un área en especial se recomienda investigar si existen procedimientos con agente de contraste, ya que esto facilita la segmentación de estructuras. Esto permitiría delimitar de manera mas sencilla las intensidades a trabajar.
- Se recomienda realizar una base de datos de mínimo de 20 pacientes con las mismas características, para permitir un estudio mas robusto de algoritmos. Además permitirá identificar diferentes artefactos.
- Se recomienda combinar MATLAB y python para el análisis de imágenes médicas, ambas herramientas se complementarían mejorando los resultados y el análisis de las imágenes.

- 
- [1] M. Puttagunta y S. Ravi, “Medical image analysis based on deep learning approach,” *Multimedia Tools and Applications*, vol. 80, págs. 24 365-24 398, 2021. DOI: 10.1007/s11042-021-10707-4. dirección: <https://link.springer.com/10.1007/s11042-021-10707-4>.
  - [2] I. Bankman, *Handbook of Medical Image Processing and Analysis* (Academic Press series in biomedical engineering). Elsevier Science, 2008, ISBN: 9780080559148. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=AnRPBKb7qHUC>.
  - [3] N. I. of Health. “Imagen por Resonancia Magnética (IRM) Kernel Description.” (), dirección: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magn%C3%A9tica-irm>.
  - [4] E. Avşar y K. Salçin, “Detection and classification of brain tumours from MRI images using faster R-CNN,” *Tehnički glasnik*, vol. 13, págs. 337-342, 4 dic. de 2019, ISSN: 18466168. DOI: 10.31803/tg-20190712095507.
  - [5] P. M. Kazmierczak, M. Dührsen, R. Forbrig et al., “Ultrafast Brain Magnetic Resonance Imaging in Acute Neurological Emergencies: Diagnostic Accuracy and Impact on Patient Management,” *Investigative Radiology*, vol. 55, págs. 181-189, 3 mar. de 2020, ISSN: 15360210. DOI: 10.1097/RLI.0000000000000625.
  - [6] I. Despotović, B. Goossens y W. Philips, *MRI segmentation of the human brain: Challenges, methods, and applications*, 2015. DOI: 10.1155/2015/450341.
  - [7] M. B. T. Noor, N. Z. Zenia, M. S. Kaiser, S. A. Mamun y M. Mahmud, *Application of deep learning in detecting neurological disorders from magnetic resonance images: a survey on the detection of Alzheimer’s disease, Parkinson’s disease and schizophrenia*, dic. de 2020. DOI: 10.1186/s40708-020-00112-2.
  - [8] A. Hirsch, *Benefits of Diagnostic Imaging | Independent Imaging*, sep. de 2019. dirección: <https://www.independentimaging.com/benefits-of-diagnostic-imaging/#:~:text=With%20medical%20imaging%5C%2C%5C%20doctors%5C%20see,a%5C%20disease%5C%2C%5C%20such%5C%20as%5C%20cancer>.

- [9] D. Nam, R. L. Barrack y H. G. Potter, "What Are the Advantages and Disadvantages of Imaging Modalities to Diagnose Wear-related Corrosion Problems?" *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 472, págs. 3665-3673, 12 dic. de 2014, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1007/s11999-014-3579-9. dirección: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-014-3579-9>.
- [10] D. Shakoob, A. Guermazi, R. Kijowski et al., "Diagnostic Performance of Three-dimensional MRI for Depicting Cartilage Defects in the Knee: A Meta-Analysis," *Radiology*, vol. 289, págs. 71-82, 1 oct. de 2018, ISSN: 0033-8419. DOI: 10.1148/radiol.2018180426. dirección: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2018180426>.
- [11] M. Symms, H. R. Jäger, K. Schmierer y T. A. Yousry, "A review of structural magnetic resonance neuroimaging," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 75, n.º 9, págs. 1235-1244, 2004, ISSN: 0022-3050. DOI: 10.1136/jnnp.2003.032714. eprint: <https://jnnp.bmj.com/content/75/9/1235.full.pdf>. dirección: <https://jnnp.bmj.com/content/75/9/1235>.
- [12] R. Hird, *The Basics of MRI Interpretation | Radiology | Geeky Medics*, abr. de 2020. dirección: <https://geekymedics.com/the-basics-of-mri-interpretation/>.
- [13] S. M. Anwar, M. Majid, A. Qayyum, M. Awais, M. Alnowami y M. K. Khan, "Medical Image Analysis using Convolutional Neural Networks: A Review," *Journal of Medical Systems*, vol. 42, pág. 226, 11 nov. de 2018, ISSN: 0148-5598. DOI: 10.1007/s10916-018-1088-1. dirección: <http://link.springer.com/10.1007/s10916-018-1088-1>.
- [14] A. Ammar, *Learning and Career Development in Neurosurgery: Values-Based Medical Education*. Springer, 2022.
- [15] B. Koeppen y B. Stanton, *Berne Levy Physiology*. Elsevier, 2017.
- [16] M. H. Ross, *Histología: Texto y atlas: Correlación con biología molecular y celular*. LWW, 2020.
- [17] T. Le y W. Hwang, *First Aid for the Basic Sciences: Organ Systems, third edition*. McGraw-Hill Education / Medical., 2017.
- [18] K. A. ASTER, *PATOLOGÍA ESTRUCTURAL Y FUNCIONAL*. 2021.
- [19] 2022. dirección: [https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp\\_imagepages/9240.htm](https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/9240.htm).
- [20] N. Penttila, *Neuroanatomy: The Basics*, ago. de 2019. dirección: <https://www.dana.org/article/neuroanatomy-the-basics/>.
- [21] *imagen vacularizacion2*, 2023. dirección: <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/18117.htm>.
- [22] *imagen vacularizacion*, ene. de 2012. dirección: <https://www.cinteco.com/vascularizacion-cerebral/>.
- [23] 2023. dirección: <http://www.facmed.unam.mx/Libro-NeuroFisio/08b-CerebroOrg/CortezaOrg.html>.
- [24] R. Díaz e I. Raudales, *IMÁGENES DIAGNÓSTICAS: CONCEPTOS Y GENERALIDADES DIAGNOSTIC IMAGES: CONCEPTS AND GENERALITIES*. 2014. dirección: <http://www.bvs.hn/RFCM/pdf/2014/pdf/RFCMVol11-1-2014-6.pdf>.

- [25] sdbif<sub>n</sub>ew, *What's the difference between all the different head scans (X-Ray, CT, MRI, MRA, PET scan)?* - San Diego Brain Injury Foundation, feb. de 2020. dirección: <https://sdbif.org/whats-the-difference-between-all-the-different-head-scans/>.
- [26] T. Le y W. Hwang, *Artificial intelligence and machine learning in 2D/3D medical image processing*. 2020.
- [27] 2023. dirección: <https://www.siemens-healthineers.com/es/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/clinical-applications/bold-imaging>.
- [28] W. Contributors, oct. de 2023. dirección: [https://en.wikipedia.org/wiki/X-ray\\_detector#/media/File:Projectional\\_radiography\\_components.jpg](https://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_detector#/media/File:Projectional_radiography_components.jpg).
- [29] W. Contributors, *CT scan*, nov. de 2023. dirección: [https://en.wikipedia.org/wiki/CT\\_scan#/media/File:Drawing\\_of\\_CT\\_fan\\_beam\\_\(left\)\\_and\\_patient\\_in\\_a\\_CT\\_imaging\\_system.gif](https://en.wikipedia.org/wiki/CT_scan#/media/File:Drawing_of_CT_fan_beam_(left)_and_patient_in_a_CT_imaging_system.gif).
- [30] Abr. de 2003. dirección: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:PET-schema.png>.
- [31] S. Saxena y S. Paul, *High-Performance medical image processing. Biomedical Engineering*. Apple Academic Press, 2020.
- [32] 2023. dirección: <https://magneticresonance.weebly.com/how-does-mri-work.html>.
- [33] H. Schild, *MRI made easy: (...well almost)*. 2018.
- [34] S. Bhuyan, *Spin Quantum Number: Definition, Significance, and Value*, ene. de 2022. dirección: <https://www.chemistrylearner.com/spin-quantum-number.html>.
- [35] *Precesión de un protón*, 2015. dirección: [https://www.researchgate.net/figure/Figura-23-Precesion-de-un-proton-En-la-imagen-corresponde-al-movimiento-del-eje-de\\_fig5\\_295912335](https://www.researchgate.net/figure/Figura-23-Precesion-de-un-proton-En-la-imagen-corresponde-al-movimiento-del-eje-de_fig5_295912335).
- [36] G. B. Chavhan, *MRI Made Easy (for beginners)*. 2013.
- [37] C. Westbrook, *Handbook of MRI Technique*. 2021.
- [38] A. Silva y G. A. Álvarez, *Simulaciones cuánticas: Evaluando sistemas cuánticos de muchos cuerpos como sensores utilizando...* Jul. de 2020. dirección: [https://www.researchgate.net/publication/354006080\\_Simulaciones\\_cuanticas\\_Evaluando\\_sistemas\\_cuanticos\\_de\\_muchos\\_cuerpos\\_como\\_sensores\\_utilizando\\_espectroscopia\\_de\\_ruido\\_por\\_desacoplamiento\\_dinamico#pf2](https://www.researchgate.net/publication/354006080_Simulaciones_cuanticas_Evaluando_sistemas_cuanticos_de_muchos_cuerpos_como_sensores_utilizando_espectroscopia_de_ruido_por_desacoplamiento_dinamico#pf2).
- [39] *secuencia cmpg*, 2020. dirección: [https://www.researchgate.net/figure/Esquema-de-una-secuencia-de-CPMG-Un-pulso-de-90-grados-seguido-de-una-secuencia-de\\_fig2\\_354006080](https://www.researchgate.net/figure/Esquema-de-una-secuencia-de-CPMG-Un-pulso-de-90-grados-seguido-de-una-secuencia-de_fig2_354006080).
- [40] K. Krupa y M. Bekiesińska-Figatowska, "Artifacts in Magnetic Resonance Imaging," *Polish Journal of Radiology*, n.º 80, págs. 93-106, 2015. DOI: 10.12659/pjr.892628.
- [41] A. Murphy, *MRI artifacts*, feb. de 2023. dirección: <https://radiopaedia.org/articles/mri-artifacts-1>.
- [42] J. M. Biesbroek, H. J. Kuijf, N. A. Weaver, L. Zhao, M. Duering y G. J. Biesels, *Brain Infarct Segmentation and Registration on MRI or CT for Lesion-symptom Mapping*, 2019. dirección: <https://www.jove.com/es/t/59653/brain-infarct-segmentation-registration-on-mri-or-ct-for-lesion?language=Spanish>.

- [43] S. Saxena y S. Paul, *High-performance medical image processing*, 1.<sup>a</sup> ed. Apple Academic Press, 2022.
- [44] E. Gibson, F. Gao, S. E. Black y N. J. Lobaugh, “Automatic segmentation of white matter hyperintensities in the elderly using FLAIR images at 3T,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 31, n.º 6, págs. 1311-1322, mayo de 2010. DOI: <https://doi.org/10.1002/jmri.22004>. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2905619/>.
- [45] A. A. Mercadante y P. Tadi, *Neuroanatomy, Gray Matter*, jul. de 2023. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553239/>.
- [46] *Kaggle*, 2023. dirección: <https://www.kaggle.com/>.
- [47] *Oasis brains*, 2019. dirección: <https://www.oasis-brains.org/>.
- [48] *GitHub MRI*, nov. de 2023. dirección: <https://github.com/topics/brain-mri>.
- [49] *Imagen Sal y pimienta*, 2013. dirección: [https://www.google.com/search?sca\\_esv=f83f4a75f13baa87&sca\\_upv=1&rlz=1C1VDKB\\_esGT995GT995&q=Visualizacion+del+Ruido+Sal+y+Pimienta&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=2ahUKEwi4suqk4PKCAxVOQjABHTkkaBiw=1740&bih=394&dpr=1.1#imgrc=NqPbcL7a00tpQM](https://www.google.com/search?sca_esv=f83f4a75f13baa87&sca_upv=1&rlz=1C1VDKB_esGT995GT995&q=Visualizacion+del+Ruido+Sal+y+Pimienta&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=2ahUKEwi4suqk4PKCAxVOQjABHTkkaBiw=1740&bih=394&dpr=1.1#imgrc=NqPbcL7a00tpQM).
- [50] 2023. dirección: <https://la.mathworks.com/help/images/what-is-image-filtering-in-the-spatial-domain.html>.
- [51] *Imagen MRI Bordes*, 2023. dirección: <https://la.mathworks.com/help/images/ref/edge3.html>.
- [52] *Erosion y dilatacion imagen*, 2013. dirección: [https://www.google.com/search?sca\\_esv=f83f4a75f13baa87&sca\\_upv=1&rlz=1C1VDKB\\_esGT995GT995&q=erosion+and+dilation+in+image+processing&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=2ahUKEwjdt8P05\\_KCAxUOTTABHSSIB7gQ0pQJegQICxAB&bih=1740&bih=394&dpr=1.1#imgrc=Aner5F0lgiZ3kM](https://www.google.com/search?sca_esv=f83f4a75f13baa87&sca_upv=1&rlz=1C1VDKB_esGT995GT995&q=erosion+and+dilation+in+image+processing&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=2ahUKEwjdt8P05_KCAxUOTTABHSSIB7gQ0pQJegQICxAB&bih=1740&bih=394&dpr=1.1#imgrc=Aner5F0lgiZ3kM).
- [53] A. Badawi y M. Bilal, “High-Level Synthesis of Online K-Means Clustering Hardware for a Real-Time Image Processing Pipeline,” *Journal of Imaging*, vol. 5, n.º 3, págs. 38-38, mar. de 2019. DOI: <https://doi.org/10.3390/jimaging5030038>. dirección: <https://www.mdpi.com/2313-433X/5/3/38>.
- [54] Feb. de 2023. dirección: <https://gme.com.lb/product/signa-architect/>.
- [55] *Anatomia axial del cerebro*, oct. de 2023. dirección: <https://mrimaster.com/index-5/>.
- [56] R. Wood, K. Bassett, Foerster, C. Spry y L. Tong, “1.5 tesla magnetic resonance imaging scanners compared with 3.0 tesla magnetic resonance imaging scanners: systematic review of clinical effectiveness,” *CADTH technology overviews*, vol. 2, n.º 2, e2201, 2012. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3442613/>.

## CAPÍTULO XIV

---

Anexos

---

No.	Vector mu N3	Vector mu N4
1	44.0739, 128.1985, 186.6145	25.9516, 84.9040, 129.6299, 186.9451
2	62.6968, 129.2679, 197.6295	40.9459, 97.5236, 131.3490, 198.8710
3	42.8107, 128.3933, 185.9553	22.0391, 84.0460, 130.0117, 186.4095
4	54.3309, 128.4645, 192.0290	32.9362, 87.0988, 129.3284, 192.0290
5	48.8523, 129.6025, 183.2746	25.2044, 86.8684, 131.5814, 184.7256
6	45.2989, 128.7974, 181.2892	24.2937, 84.5678, 130.4438, 181.8394

Cuadro 1: Vector mu, método K medias