



# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

---

## ESCUELA SUPERIOR DE CÓMPUTO

### SOFTWARE DE APOYO AL ANÁLISIS RADIOLÓGICO DE TOMOGRAFÍAS AXIALES COMPUTARIZADAS

Que para cumplir la opción de titulación curricular en la carrera de:  
**“Ingeniería en Sistemas Computacionales”**

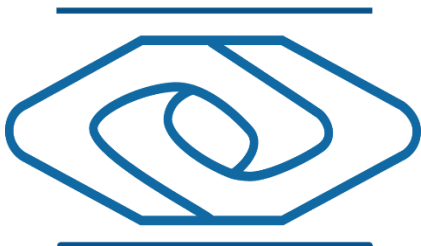
*Presentan*

**León Díaz Raúl Alberto**  
**Osnaya Gómez Alexis Alan**  
**Ríos López José Alberto**  
**Santiago Nieves Edgar Augusto**

*Directores*

*M. en C. Edgardo Franco Martínez*

*Dr. Jorge Luis Rosas Trigueros*



# Índice general

<b>Lista de figuras</b>	<b>4</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>6</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>7</b>
1.1. Antecedentes . . . . .	7
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	9
1.3. Propuesta de solución . . . . .	9
1.4. Justificación . . . . .	10
1.5. Objetivos . . . . .	11
1.5.1. Objetivo General . . . . .	11
1.5.2. Objetivos Particulares . . . . .	11
<b>2. Marco teórico</b>	<b>12</b>
2.1. Estado del arte . . . . .	12
2.2. Imagen . . . . .	13
2.3. Imágenes médicas . . . . .	14
2.4. Tomografía computarizada . . . . .	15
2.5. DICOM . . . . .	17
2.6. Escala de Hounsfield . . . . .	18
2.7. Segmentación . . . . .	19
2.7.1. Umbralización . . . . .	20
2.7.2. Región creciente . . . . .	25
2.8. Clasificadores . . . . .	27
2.9. Clustering . . . . .	29
<b>3. Análisis</b>	<b>31</b>
3.1. Comparación de software . . . . .	31
3.1.1. Sistemas operativos . . . . .	31

3.1.2.	Lenguajes de programación . . . . .	32
3.1.3.	Elección de librerías . . . . .	34
3.2.	Elección de herramientas para el desarrollo . . . . .	35
3.2.1.	Software . . . . .	35
3.2.2.	Metodología . . . . .	37
3.2.3.	Hardware . . . . .	39
3.3.	Análisis de factibilidad . . . . .	40
3.4.	Plan de manejo de riesgos . . . . .	47
3.4.1.	Identificación de riesgos . . . . .	47
3.4.2.	Análisis del riesgo . . . . .	48
3.4.3.	Plan de contención de riesgos . . . . .	49
3.5.	Definición de requerimientos del sistema . . . . .	50
3.5.1.	Requerimientos funcionales . . . . .	51
3.5.2.	Requerimientos no funcionales . . . . .	52
<b>4.</b>	<b>Diseño del sistema</b>	<b>54</b>
4.1.	Arquitectura del sistema . . . . .	54
4.2.	Casos de uso . . . . .	55
4.2.1.	Caso de uso general . . . . .	55
4.2.2.	Caso de uso seleccionar archivo . . . . .	57
4.2.3.	Caso de uso ver tomografía . . . . .	58
4.2.4.	Caso de uso seleccionar regiones . . . . .	59
4.2.5.	Caso de uso seleccionar tratamiento . . . . .	60
4.2.6.	Caso de uso ir a tomografía original . . . . .	61
4.2.7.	Caso de uso exportar tomografía . . . . .	62
4.3.	Descripción de casos de uso . . . . .	63
4.3.1.	Caso de uso seleccionar archivos . . . . .	63
4.3.2.	Caso de uso ver tomografía . . . . .	65
4.3.3.	Caso de uso seleccionar región . . . . .	66
4.3.4.	Caso de uso seleccionar tratamiento . . . . .	67
4.3.5.	Caso de uso seleccionar técnica de segmentación . . . . .	68
4.3.6.	Caso de uso seleccionar técnica de clasificación . . . . .	69
4.3.7.	Caso de uso seleccionar técnica de análisis . . . . .	70
4.3.8.	Caso de uso seleccionar ir a tomografía original . . . . .	71
4.3.9.	Caso de uso seleccionar exportar tomografía . . . . .	72
4.4.	Diagramas de secuencia . . . . .	73
4.4.1.	Secuencia: Seleccionar archivos . . . . .	73
4.4.2.	Secuencia: Ver tomografía . . . . .	74

4.4.3.	Secuencia: Seleccionar regiones . . . . .	74
4.4.4.	Secuencia: Seleccionar tratamiento . . . . .	75
4.4.5.	Secuencia: Seleccionar técnica de segmentación . . . . .	75
4.4.6.	Secuencia: Seleccionar técnica de clasificación . . . . .	76
4.4.7.	Secuencia: Seleccionar técnica de análisis . . . . .	76
4.4.8.	Secuencia: Ir a tomografía original . . . . .	77
4.4.9.	Secuencia: Exportar tomografía . . . . .	77
<b>5.</b>	<b>Avances</b>	<b>78</b>
5.1.	Decodificación DICOM . . . . .	78
5.2.	Visualización . . . . .	82
5.3.	Tratamiento de imagen . . . . .	82

# Índice de figuras

1.1. Diagrama del funcionamiento del sistema. . . . .	10
2.1. Pixel y voxel. . . . .	14
2.2. Cortes axiales en TAC. . . . .	16
2.3. Estructura de un archivo DICOM . . . . .	18
2.4. Escala de Hounsfield . . . . .	19
2.5. Métodos de características espaciales y región creciente. (a)Histograma con 3 aparentes clases. (b)Característica espacial en 2-D. (c)Ejemplo de región creciente. . . . .	21
2.6. Ejemplo iteración algoritmo Split and Merge. . . . .	27
3.1. Flujo metodología incremental. . . . .	37
4.1. Diagrama de casos de uso general. . . . .	55
4.2. Diagrama caso de uso seleccionar archivo. . . . .	57
4.3. Diagrama caso de uso ver tomografía. . . . .	58
4.4. Diagrama caso de uso de seleccionar regiones. . . . .	59
4.5. Diagrama caso de uso de seleccionar tratamiento. . . . .	60
4.6. Diagrama caso de uso ir a tomografía original. . . . .	61
4.7. Diagrama caso de uso exportar imagen. . . . .	62
4.8. Secuencia: Seleccionar archivos. . . . .	73
4.9. Secuencia: Ver tomografía. . . . .	74
4.10. Secuencia: Seleccionar regiones. . . . .	74
4.11. Secuencia: Seleccionar tratamiento. . . . .	75
4.12. Secuencia: Seleccionar técnica de segmentación. . . . .	75
4.13. Secuencia: Seleccionar técnica de clasificación. . . . .	76
4.14. Secuencia: Seleccionar técnica de análisis. . . . .	76
4.15. Secuencia:Ir a tomografía original. . . . .	77
4.16. Secuencia:Exportar tomografía. . . . .	77

5.1.	Ventana de navegación. . . . .	79
5.2.	Matriz con valores de Hounsfield. . . . .	80
5.3.	Cabecera archivo DICOM. . . . .	81
5.4.	Tomografía mostrada en 2D. . . . .	82
5.5.	Tomografía sin tratamiento. . . . .	83
5.6.	Tomografía con multiumbralización. . . . .	84
5.7.	Región creciente en una tomografía. . . . .	85

# Índice de tablas

3.1. Tabla comparativa de sistemas operativos. . . . .	32
3.2. Tabla comparativa de lenguajes de programación. . . . .	33
3.3. Especificaciones de hardware . . . . .	40
3.4. Sistemas operativos a utilizar. . . . .	42
3.5. IDE de desarrollo. . . . .	42
3.6. Herramientas de apoyo para documentación. . . . .	43
3.7. Costos equipos de cómputo. . . . .	43
3.8. Costos sistemas operativos. . . . .	44
3.9. Costos IDE. . . . .	44
3.10. Costos software de apoyo. . . . .	44
3.11. Costos servicios. . . . .	45
3.12. Estimación de sueldos . . . . .	45
3.13. Análisis PERT del sistema . . . . .	46
3.14. Costos sistema . . . . .	47
3.15. Análisis de riesgo . . . . .	49
3.16. Plan de contención de riesgos . . . . .	50
3.17. Requerimientos funcionales del sistema . . . . .	52
3.18. Requerimientos no funcionales del sistema . . . . .	53
4.1. Caso de uso seleccionar archivos. . . . .	63
4.2. Caso de uso ver tomografía. . . . .	65
4.3. Caso de uso seleccionar región. . . . .	66
4.4. Caso de uso seleccionar tratamiento. . . . .	67
4.5. Caso de uso seleccionar técnica de segmetación. . . . .	68
4.6. Caso de uso seleccionar técnica de clasificación. . . . .	69
4.7. Caso de uso seleccionar técnica de análisis. . . . .	70
4.8. Caso de uso ir a tomografía original. . . . .	71
4.9. Caso de uso exportar tomografía. . . . .	72

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Antecedentes

De acuerdo con varias encuestas, los médicos consideran que la imagen médica ha sido y es, con mucha diferencia, el avance técnico que mayor impacto ha tenido en su práctica clínica.

El hombre(como otros mamíferos) es un animal esencialmente visual. Gran parte del cerebro humano está dedicado al procesamiento de la información visual; muchas estrategias mnemotécnicas y de aprendizaje rápido tratan de obtener ventaja de este hecho. Por esa razón, la información diagnóstica que proporcionan los sistemas de imagen es enormemente apreciada por el médico, hasta el punto de que, hoy en día, resulta difícil encontrar situaciones clínicas en las que no se haya hecho uso de una o más técnicas de imagen.

En 1895 se produce el descubrimiento que da lugar a la imagen médica como prueba diagnóstica cuya importancia no ha dejado de crecer hasta nuestros días: Wilhelm Rontgen, experimentando con descargas eléctricas en tubos de Crookes, observó que brillaba una placa de platinocianuro de bario al otro lado de la habitación, a pesar de estar el tubo encerrado en una caja de cartón. Además comprobó que esos "misteriosos rayos"(bautizados por esta razón como rayos X)podían atravesar algunos objetos dejando su sombra en la pantalla. [1]

En el año de 1972 se publicó en la revista *British Journal of Radiology* un artículo del ingeniero Sir Godfrey Newboold Hounsfield sobre una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada, la cual hacía uso de métodos matemáticos



desarrollados una decada antes por A. M. Cormack. El nuevo método propuesto realizaba una división de la cabeza en varios cortes los cuales irradiaban a través de sus bordes, por lo cual la radiación emitida podía ser aislada dentro de la misma porción. La ventaja que este método presentaba frente a la técnica convencional de rayos X, era que la información no presentaba alteraciones debidas al material presente a los lados del corte en cuestión.

Con el fin de superar a la radiología convencional, el nuevo método pretendía superar 3 limitantes; la primera, la imposibilidad de mostrar toda la información de una escena tridimensional en una imagen radilógica bidimensional, debido a la superposición de los objetos en la imagen obtenida; la segunda limitante a vencer era la escaza capacidad de distinguir los tejidos blandos; finalmente, no era posible cuantificar las densidades que tenían los tejidos. [2]

El aumento de la utilización de la tecnología en la medicina buscó utilizar las computadoras para hacer diagnósticos automáticos con apoyo de las nuevas modalidades de imágenes médicas, sin embargo factores como la baja eficiencia de los equipos o la falta de accesibilidad a imágenes médicas no lo permitió. Posteriormente en los años 80's surgió un nuevo enfoque en el que se asumió que las salidas proporcionadas por la computadora podrían ser utilizadas por los radiólogos sin reemplazarlos, fue así como surgieron las herramientas de diagnóstico asistido por computadora o CAD(Computer-Aided diagnosis). En las CAD, los radiólogos utilizan la computadora para tener un "segunda opinion" sin embargo son ellos quienes toman la decisión final del diagnóstico. [3]

Con el surgimiento de la tomografía computarizada y otras modalidades de diagnóstico digital con imágenes usadas en las CAD, el ACR(American College of Radiology) y el NEMA(National Electrical Manufacturers Association) se dieron cuenta que se debía crear una forma en que dispositivos de diferentes fabricantes pudieran intercambiar información de las imágenes obtenidas. En 1993 surge DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine) como un estandar ante la problemática planteada. [4] DICOM no es sólo una imagen o formato de archivo, DICOM se encarga de cubrir la transferencia de información, almacenamiento y un protocolo de visualización construido y diseñado para satisfacer todas las necesidades de la medicina contemporanea. Sin duda alguna DICOM es quien gobierna la práctica de la medicina digital. [5]

Sin duda alguna la innovación tecnología fue un parte aguas en la historia de la

medicina y hoy en día es uno de los más importantes motores para el desarrollo de esta, permitiendo cada vez mejores y más rápidos diagnósticos de salud.

## 1.2. Planteamiento del problema

Hoy en día el diagnóstico asistido por computadora es usado principalmente en los métodos de diagnóstico que emplean contraste. Los métodos sin contraste, también llamados simples, no son comunmente asistidos por computadora después de haber realizado el estudio en el equipo médico especializado.<sup>1</sup>

Los equipos necesarios para la generación de estudios como las TAC cuentan con herramientas de software muy potentes como el caso de SOMATOM por parte de la compañía SIEMENS o IQon Spectral de Philips, sin embargo los costos de las licencias así como los equipos son muy elevados. [6], [7]

Las herramientas de asistencia que son accesibles en muchas ocasiones se limitan a algunas funciones básicas de análisis como rotar, escalar o hacer mediciones a las imágenes; algunas otras ofrecen más funciones como representación en 3D pero sólo es posible cuando las imágenes cuentan más de un tipo de corte sobre el cuerpo humano. [8], [9], [10], [11]

## 1.3. Propuesta de solución

Para dar solución a la problemática anteriormente planteada se propone diseñar y desarrollar una herramienta de visualización y tratamiento de tomografías axiales computarizadas a partir de la información ofrecida por el archivo DICOM que las contiene, la cual permitirá a médicos y radiólogos una fácil y mejorada interpretación de los resultados.

El primer paso será la decodificación de un archivo DICOM, una vez decodificada la imagen el usuario podrá observar la información contenida en el archivo DICOM mediante un visor. Adicionalmente, el usuario podrá utilizar diversas herramientas del sistema para que la información sea analizada y así obtener propiedades particulares de la imagen.

---

<sup>1</sup>Información obtenida a través de una plática con Noé Hernandez, radiólogo en la Clínica de Medicina Familiar División del Norte.

En la figura 1.1 se observa el diagrama general de funcionamiento del sistema.

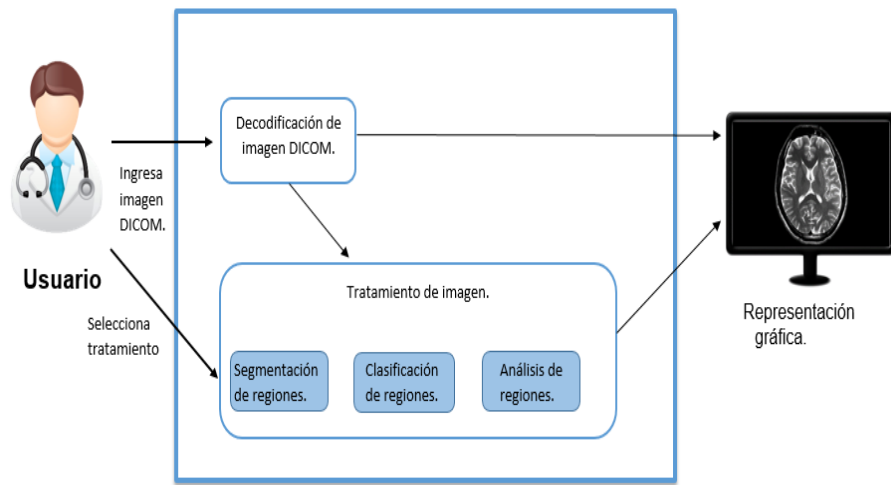


Figura 1.1: Diagrama del funcionamiento del sistema.

Fuente: Elaboración propia.

## 1.4. Justificación

A lo largo de los años la evolución de la ciencia y la tecnología han permitido que el campo de la medicina se desarrolle y avance en un gran nivel al permitir el desarrollo de medicinas y aparatos quirúrgicos que facilitan y minimizan el error dentro de los procesos, desafortunadamente no en todos los campos del área esto se ha logrado, cuando hablamos de errores médicos debemos tomar en cuenta que las consecuencias que estos pueden traer son muy delicadas pues en muchas ocasiones representan la vida o muerte de los pacientes.

“La interpretación de los estudios tomográficos radiológicos se realiza comúnmente con base en un análisis visual de las imágenes adquiridas de los equipos imageológicos por parte del médico radiólogo, estos análisis son susceptibles a malas interpretaciones debido a error humano”, por esto es que decidimos realizar este trabajo con el fin de ayudar a la interpretación de estos estudios.

El uso de algoritmos computacionales para la delineación de estructuras anatómicas y otras regiones de interés del cuerpo humano se han vuelto muy importantes

en la asistencia y realización de tareas radiológicas específicas. Estos algoritmos, llamados algoritmos de segmentación de imagen, tienen un papel muy importante en diversas aplicaciones de imágenes biomédicas, como la cuantificación del volumen de tejidos, diagnóstico, localización de patologías, estudio de estructuras anatómicas, planeación del tratamiento y cirugía computarizada. [12]

Este trabajo terminal beneficia a la sociedad en general pues cualquiera puede necesitar un estudio por medio de una TAC y gracias al software propuesto se podrá hacer un mejor análisis de la imagen.

## **1.5. Objetivos**

### **1.5.1. Objetivo General**

Desarrollar un software de asistencia al radiólogo para la interpretación adecuada de las tomografías axiales computarizadas.

### **1.5.2. Objetivos Particulares**

- Leer e interpretar la información contenida en una imagen DICOM.
- Umbralizar una imagen médica en formato DICOM mediante la técnica elegida por el usuario.
- Segmentar regiones determinadas dentro de una tomografía axial computarizada con base a la selección del usuario.
- Clasificar regiones con base a los criterios que el usuario elija.
- Visualizar distintas propiedades de regiones específicas seleccionadas por el usuario.
- Facilitar al especialista la interpretación de tomografías mediante un visor.

# Capítulo 2

## Marco teórico

En este capítulo se detallarán algunos terminos que ayudarán a una mayor comprensión del funcionamiento del sistema.

### 2.1. Estado del arte

La solución que se propone ante la problemática planteada no es una solución completamente nueva pues se han desarrollado anteriormente otros softwares que poseen una idea similar pero se atacan con un enfoque diferente. A continuación se listan algunos sistemas y trabajos similares a la propuesta realizada.

#### ***Image Analysis Software*** [13]

Algunas características ofrecidas por el software son las siguientes:

- Analiza modelos celulares complejos.
- Gestiona eficazmente grandes cantidades de datos.
- Visualiza modelos de células en 2D o 3D en tiempo real.
- Muestra tejidos y cuantifica células.

#### ***3D-Doctor*** [14]

El software proporciona las siguiente características:

- Puede leer imagenes DICOM, TIFF, BMP, JPEG, Interfile, PNG, PGM, GIF.

- Contiene modelos 3D de exportación STL(ASCII y binario), 3D Studio(3DS)entre otros para la rápida creación de prototipos.
- Mide área, superficie 3D, volumen 3D, distancia, perfil y región de un histograma.
- Representación de diferentes tejidos.
- Imágenes 3D CT/MRI pueden ser cortadas de nuevo facilmente a lo largo de un eje arbitrario.
- Corte de imágenes para corregir las rebanadas de grosor desigual, el redimensionado de volumen y la rotación de imagen.

***Análisis digital de imágenes tomográficas sin contraste para la búsqueda de tumores cerebrales*** [15]

La tesis presentada nos ofrece estas características:

- Análisis digital de imágenes y reconocimiento de patrones para la búsqueda de tumores cerebrales.
- Codificación y extracción de la imagen a partir del archivo digital proporcionada por los sistemas PACS de la actualidad.

***Reconstrucción tridimensional de estructuras internas del cuerpo humano a partir de tomografías axiales computarizadas*** [16]

Las características de este trabajo terminal desarrollado en la Escuela Superior de Cómputo se presentan a continuación:

- Sistema de reconstrucción tridimensional de estructuras internas del cuerpo humano mediante tomografías axiales computarizadas(TAC) en formato DICOM("Digital Imaging and Communication in Medicine"). Dicho sistema proporciona una amplia manipulación del objeto generado en 3D.

## 2.2. Imagen

Una imagen puede ser definida como una función de dos dimensiones  $f(x, y)$ , donde  $x$  y  $y$  son coordenadas espaciales, y a la amplitud de la función  $f$  en cualquier par de coordenadas  $(x, y)$  se le llama *intensidad* o *niveles de grises* de la imagen en

ese punto. Cuando  $x$ ,  $y$  y el valor de intensidad de la función  $f$  son todos valores finitos y discretos, llamamos a la imagen una imagen digital. Notese que una imagen digital está compuesta de un número finito de elementos, cada uno de los cuales tiene una localización específica y un valor. Si cada posición de la imagen tiene una única medida, la imagen es llamada "imagen escalar", si las posiciones tienen más de una medida se les llama "imágenes vectoriales" o "multicanal". En las imágenes discretas en 2D la localización de cada medida es llamada "pixel" y en imágenes 3D se llama "voxel", en la figura 2.1 se observa la diferencia entre ambos terminos. [12] [17]

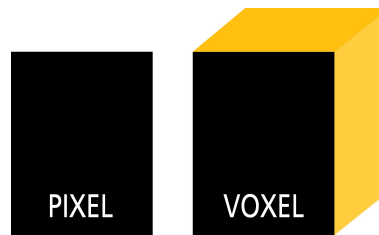


Figura 2.1: Pixel y voxel.

Basado en:

<https://carestreamdentalblogdotcom1.files.wordpress.com/2014/02/pixel-voxel.jpg>

## 2.3. Imágenes médicas

Una imagen médica es un conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos o para la ciencia médica.

Representa gráficamente una distribución espacial de una o más propiedades físicas o químicas del interior del cuerpo humano. Dos de los parámetros de mayor importancia son el contraste y la resolución.

El contraste se define como la diferencia en la intensidad entre un punto de la imagen y determina lo que podemos ver en ella, en el caso del contraste en una imagen médica es muy importante tener el conocimiento de diversos parámetros físicos o químicos que ayuden a entender lo que está siendo representado.

La resolución por su parte se define como la nitidez con la que se percibe una imagen observada por un instrumento óptico. Nos ayuda a encontrar todas las características de la imagen para así distinguir y analizar detalles. [18]

Modalidades de las imágenes médicas. [19]

- Radiología: Es el uso médico de la radiación para diagnosticar y tratar diversos problemas de salud. A partir de la utilización de rayos gamma, rayos X y otras clases de rayos, es posible obtener imágenes internas del organismo.
- Medicina nuclear: Es una especialidad médica que realiza diagnósticos y tratamientos mediante la utilización de trazadores o radiofármacos. Realiza estudios de órganos y sistemas desde el punto de vista funcional. La Medicina Nuclear se diferencia de las otras técnicas de imagen en que realiza estudios fisiopatológicos. Es decir da una visión de cómo funciona el organismo.
- Ecografía: Utiliza ondas sonoras de alta frecuencia para observar órganos y estructuras al interior del cuerpo.
- Resonancia magnética: Se considera como una técnica no invasiva, ya que no requiere la introducción de herramientas o elementos en el cuerpo ni tiene consecuencias para el paciente. La información que se obtiene a través de la resonancia magnética es convertida en imágenes en una computadora, permitiendo que el profesional observe, de este modo, el interior del organismo.
- Endoscopia: Es un procedimiento que permite que el médico vea el interior del cuerpo. Utiliza un instrumento llamado endoscopio o tubo visor. Los endoscopios tienen una cámara diminuta unida a un tubo largo y delgado.
- Tomografía computarizada: Es un procedimiento computarizado de imágenes por rayos X en el que se proyecta un haz angosto de rayos X a un paciente y se gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales que son procesadas por la computadora de la máquina para generar imágenes transversales o cortes del cuerpo.

## 2.4. Tomografía computarizada

El descubrimiento y el desarrollo de la TC (Tomografía Computarizada) revolucionó el diagnóstico por imagen en medicina. La TC es una técnica digital y matemática de diagnóstico por imagen, que origina cortes tomográficos en los que cada capa no está contaminada por estructuras borrosas procedentes de la anatomía adyacente. Lo más importante, la TC permite la diferenciación y cuantificación de los



tejidos duros y blandos. De este modo, por primera vez en las técnicas de imagen en medicina, el radiólogo podía visualizar los tejidos duros y blandos sobre una imagen, sin llevar a cabo un procedimiento invasivo sobre el paciente, como puede ser la inyección de medios de contraste.

La TC produce imágenes axiales de la anatomía de un paciente. Dichas imágenes se obtienen de forma perpendicular al eje mayor del cuerpo como se muestra en la figura 2.2.

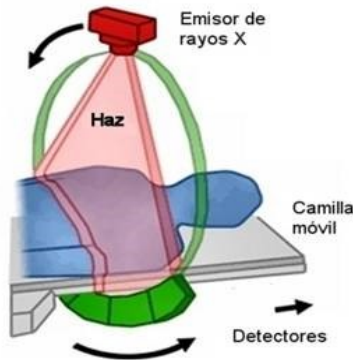


Figura 2.2: Cortes axiales en TAC.

Basado en: [http://tomografiaprocedimiento.blogspot.mx/2014\\_04\\_01\\_archive.html](http://tomografiaprocedimiento.blogspot.mx/2014_04_01_archive.html)

La TC es una técnica de diagnóstico para imagen digital. La fuente de rayo X se une rígidamente a un dispositivo detector de la geometría en abanico de los rayos, que rota 360 grados alrededor del paciente y recoge los datos. El detector de imagen presenta un estado gaseoso o sólido, lo que produce señales que sirven como datos de entrada para un ordenador exclusivo. Dicho ordenador procesa los datos mediante técnicas de retroproyección con algoritmo de Fourier, desarrolladas por primera vez por Hounsfield para dar lugar a imágenes de TC. Las imágenes de TC son en sí mismas tridimensionales, de 512 X 512 píxeles típicamente, con un espesor definido por la separación de cortes de la técnica de imagen. Cada elemento de la imagen de TC se denomina vóxel, el cual presenta un valor, al cual se le refiere en unidades de Hounsfield, que describe la densidad de la imagen de TC en dicho punto. [20]

El resultado final de la reconstrucción por la computadora, es una matriz de números, que no es conveniente para su visualización en pantalla, por lo que un procesador se encarga de asignar a cada número o rango de números, un tono gris adecuado. Los valores numéricos de la imagen de tomografía computada, están relacionados con los coeficientes de atenuación, debido a que la disminución que sufre

el haz de rayos X, al atravesar un objeto, depende de los coeficientes de atenuación lineales locales del objeto. [21]

Algunas ventajas que ofrece esta técnica es el tiempo de exploración del orden de segundos en las modernas generaciones de aparatos, unido a su baja inocuidad (capacidad de hacer daño), lo que permite repetirlo cuantas veces sea necesario, así como su alta fiabilidad diagnóstica de certeza media, que alcanza el 85 %, superando con creces los resultados de todas las técnicas exploratorias clásicas juntas, aunque, justo es decirlo, no las desplaza en absoluto, sino que todas ellas se complementan mutuamente. [22]

Los posibles usos de este método diagnóstico, son los siguientes: anormalidades del cerebro y medula espinal, tumores cerebrales y accidentes cerebro vasculares, sinusitis, aneurisma de aorta, infecciones torácicas, enfermedades de órganos como el hígado, los riñones y los nódulos linfáticos del abdomen y muchos otros más. [21]

## 2.5. DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) es un estándar propuesto y administrado por la National Electrical Manufacturers Association (NEMA) en 1992. Especifica mecanismos de codificación, almacenamiento y transmisión de imágenes médicas; para llevar a cabo un análisis digital de imágenes médicas, generalmente se utilizan visores DICOM que implementan el estándar ya que con ellos es posible visualizar y exportar las imágenes a formatos de imagen digital comunes (JPG, PNG, BMP, etc.). [23] El formato genérico del archivo de DICOM consiste en dos partes diferenciadas:

1. Una cabecera (header) con multitud de campos estandarizados que especifican datos administrativos (datos del paciente, hospital donde se realizó, entre otros), datos sobre el estudio y la sintaxis de transferencia UID que especifica la codificación y la compresión del conjunto de datos que le sigue.
2. Un conjunto de datos (data set) de DICOM, que contiene la imagen o las imágenes especificadas que pueden estar comprimidas con distintos estándares, en la figura 2.3 se muestra la estructura básica de un archivo DICOM.

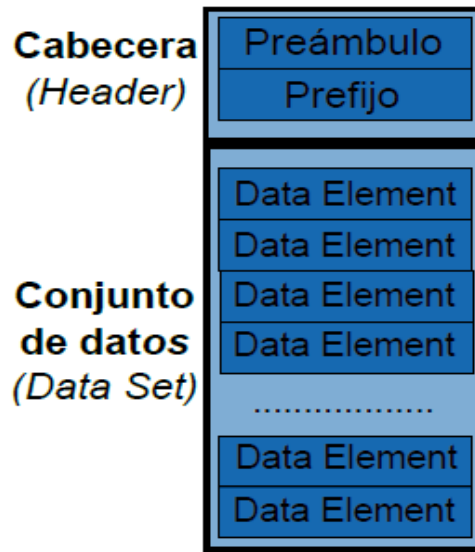


Figura 2.3: Estructura de un archivo DICOM

Fuente: Análisis digital de imágenes tomográficas sin contraste para la búsqueda de tumores cerebrales.

## 2.6. Escala de Hounsfield

El elemento individual de la imagen de TC es el vóxel, que tiene el valor, referido en unidades de Hounsfield, que describe la densidad de la imagen de TC en ese punto. Cada vóxel contiene 12 bits de datos y va desde -1000(aire) hasta las +1000 de unidades Hounsfield. Los escáneres de TC tienen un valor estandarizado de Hounsfield de 0 para el agua. La escala de densidad de los TC es cuantitativa y significativa en cuanto a la identificación y diferenciación de las estructuras y los tejidos. [24]

La escala de Hounsfield (HU) es una transformación lineal de la medida original del coeficiente de atenuación, basada en la radiodensidad del agua destilada, establecido en el STP (Estándar presión y temperatura) y se define como igual a 0HU, mientras que la radiodensidad del aire en STP se define como -1000HU; lo anterior proporciona al tejido óseo más denso (hueso compacto) valores cercanos a +1000HU. La figura 2.4 muestra los valores aproximados para algunos tejidos y órganos comúnmente estudiados.

La escala Hounsfield se extiende a lo largo de 2000 unidades que difícilmente serían distinguibles si se le asignara a cada unidad un nivel de brillo distinto en un monitor de vídeo, esto debido a que el ojo humano no es capaz de distinguir más de 40 tonalidades de brillo diferentes, representar en una imagen toda la gama de valores de la escala de Hounsfield conlleva a no poder visualizar una gran cantidad de información. Por lo tanto, solo se representa mediante una escala de grises un sector parcial de los valores de la TC con el fin de solo visualizar el órgano o tejido estudiado y su detalle. [25]

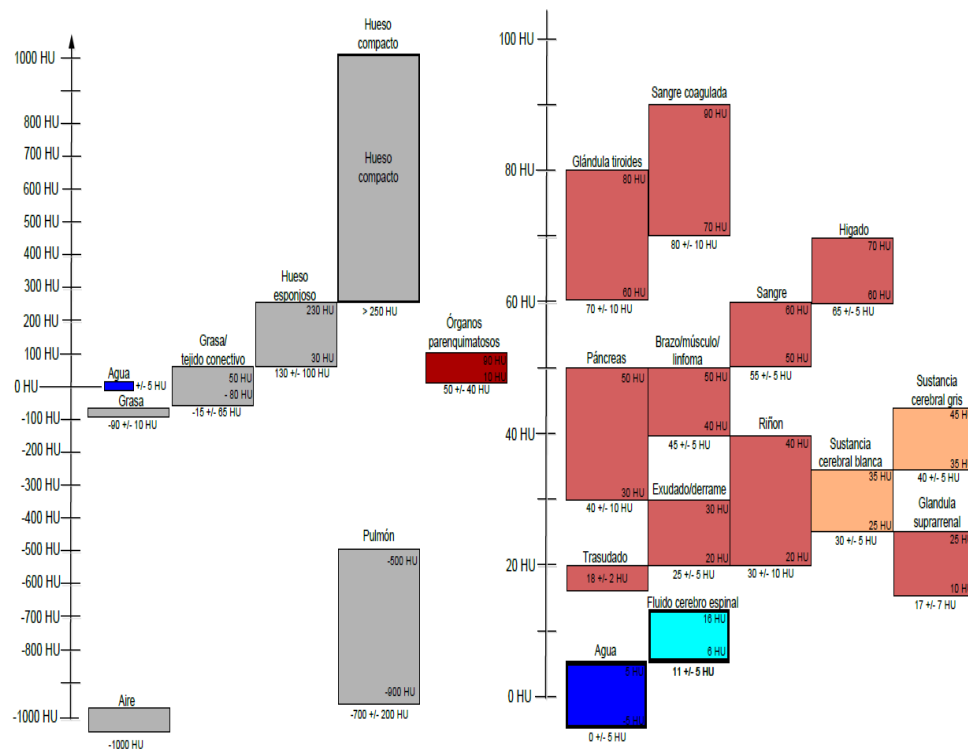


Figura 2.4: Escala de Hounsfield

Fuente: Análisis digital de imágenes tomográficas sin contraste para la búsqueda de tumores cerebrales.

## 2.7. Segmentación

La segmentación de imágenes está definida como el particionado de una imagen en regiones constituyentes que no se solapan y las cuales son homogéneas con respecto a alguna característica como intensidad o textura. Si el dominio de la imagen está dado por  $\Omega$ , el problema de la segmentación es determinar cuales conjuntos  $S_k \subset \Omega$ , cuya unión, es el dominio  $\Omega$  completo. Así, los conjuntos que componen una segmentación deben satisfacer

$$\Omega = \bigcup_{k=1}^K S_k \quad (2.1)$$

donde  $S_k \cap S_j = \emptyset$  para  $k \neq j$  y cada  $S_k$  está conectado. En un funcionamiento ideal, los métodos de segmentación encuentran aquellos conjuntos que corresponden a distintas estructuras anatómicas o regiones de interés en la imagen.

Si no tomamos en cuenta la restricción que indica que las regiones estén conectadas el proceso de determinar los conjuntos  $S_k$  es llamado "clasificación de píxeles", y los conjuntos se llaman "clases". La clasificación de píxeles es una meta deseable en las imágenes médicas, especialmente cuando regiones desconectadas que pertenecen a la misma clase de tejido deben ser identificadas. Determinar el número total de clases  $K$  en la clasificación de píxeles puede ser un gran problema. A menudo, suponemos que el valor de  $K$  se conoce con base en el conocimiento previo de la anatomía considerada. Por ejemplo, en la segmentación de una imagen cerebral obtenida a partir de una resonancia magnética, es común asumir que  $K = 3$ , correspondiente a las clases de los tejidos de materia gris, materia blanca y el fluido cerebroespinal.

El etiquetado es el proceso de asignar un significado importante a cada región o clase, este procedimiento se puede llevar a cabo como un proceso separado de la segmentación. En este proceso se mapea el índice numérico  $k$  del conjunto  $S_k$  a una denominación anatómica. En la imagenología médica, las etiquetas por lo general son visualmente detectables con obvedad y pueden ser determinadas en una revisión por un físico o un técnico. El etiquetado automatizado por computadora es deseable cuando las etiquetas no son obvias y en sistemas con procesos automatizados. Una típica situación que involucra etiquetado sucede en las mastografías digitales, en la cual la imagen es segmentada en diferentes regiones, las cuales después son clasificadas como sanas o tejido con tumor. [12]

### 2.7.1. Umbralización

Las técnicas de umbralización segmentan imágenes escalares al generar una partición binaria a través de las intensidades de la imagen. La figura 2.5a muestra el histograma de una imagen escalar que aparentemente posee 3 clases, correspondientes a las 3 modas. El procedimiento de umbralización trata de determinar un valor de intensidad, llamado "umbral", el cual separa las clases deseadas. Logramos la segmentación cuando agrupamos los píxeles con intensidades mayores a las del umbral en una clase y todos los otros en otra clase. Dos umbrales potenciales se observan en la figura 2.5a en el valle del histograma. Determinar más de un valor umbral es un proceso llamado multiumbralización.

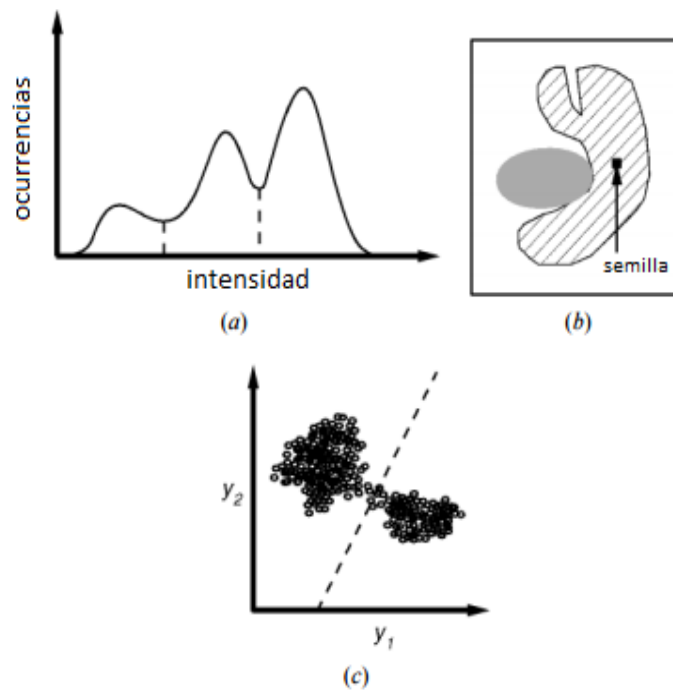


Figura 2.5: Métodos de características espaciales y región creciente. (a)Histograma con 3 aparentes clases. (b)Característica espacial en 2-D. (c)Ejemplo de región creciente.

Basado en

[http://www.dtic.upf.edu/~afrangi/ibi/CurrentMethodsInImageSegmentation\\_phan2000.pdf](http://www.dtic.upf.edu/~afrangi/ibi/CurrentMethodsInImageSegmentation_phan2000.pdf)

La umbralización es un procedimiento simple pero efectivo para segmentar imágenes en las cuales diferentes estructuras tienen intensidades contrastantes u otras características cuantificables. A menudo la partición de la imagen se genera en interacción con el usuario aunque también existen métodos automatizados. A menudo, la umbralización se lleva a cabo interactivamente, basado en la asistencia visual del operador a partir la partición resultante.

La umbralización a menudo es utilizada como la primera de las operaciones en una secuencia de procesamiento de imágenes. Se ha aplicado en mastografías digitales, en las cuales usualmente hay presentes dos clases de tejidos –sanos y con tumores. Su principal limitación, es que en su forma más simple, sólo se generan dos clases y no se puede aplicar a imágenes multicanales. Además, la umbralización comúnmente no toma en cuenta las características espaciales de la imagen. Esto causa que sea sensible a las inhomogeneidades de ruido e intensidad, lo cual puede pasar en la resonancia magnética. Ambos sucesos corrompen de manera significativa el histograma de la imagen haciendo más difícil la separación. Por estas razones, se han propuesto variaciones a la umbralización clásica aplicada en imágenes médicas basadas en intensidades y conectividad. [12]

## **Técnicas de umbralización.**

### **[26] Técnicas Punto dependientes.**

- A. *Método de porcentaje.* En este método se asume que la imagen consiste de objetos oscuros en un fondo claro. Asumiendo que el porcentaje del objeto en el área es conocido, el umbral se define como el nivel más alto de gris que mapea al menos  $(100 - p)\%$  de los píxeles de los objetos de la imagen umbralizada. Este método no se puede aplicar a imágenes en las cuales no se conocen las áreas de los objetos.
- B. *Método modal.* Se utiliza en imágenes con distintos objetos y fondo, donde el histograma será bimodal. En este caso el umbral se puede elegir como el nivel de gris existente en el valle del histograma. No se puede aplicar a imágenes con picos extremadamente diferentes o aquellas con valles anchos y planos.
- C. *Método Ostu.* Se basa en un análisis por discriminantes. En este método, la operación de umbral se considera como el particionado de los píxeles de la imagen en 2 clases  $C_0$  y  $C_1$  con base a un nivel de gris  $t$ . Donde  $C_0 = \{0, 1, \dots, t\}$  y  $C_1 = \{t + 1, t + 2, \dots, l - 1\}$ . El umbral óptimo se obtiene minimizando alguna de

las siguientes funciones de criterio con respecto a  $t$ .

$$\lambda = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_W^2}, \quad \eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad \text{and} \quad \kappa = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_W^2} \quad (2.2)$$

De las tres ecuaciones anteriores  $\eta$  es la más simple. Así el umbral óptimo  $t^*$  está dado por:

$$t^* = \underset{t \in G}{\text{ArgMin}} \eta \quad (2.3)$$

donde:

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=0}^{t-1} (i - \mu_T)^2 \rho_i \quad (2.4)$$

$$\mu_T^2 = \sum_{i=0}^{t-1} i \rho_i \quad (2.5)$$

$$\sigma_B^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 \mu_0)^2 \quad (2.6)$$

$$\omega_0 = \sum_{i=0}^t \rho_i \quad (2.7)$$

$$\omega_1 = 1 - \omega_0 \quad (2.8)$$

$$\mu_2 = \frac{\mu_t - \mu_0}{1 - \omega_0} \quad (2.9)$$

$$\mu_0 = \frac{\mu_t}{\omega_0} \quad (2.10)$$

$$\mu_t = \sum_{i=0}^t i \rho_i \quad (2.11)$$

- D. *Método de análisis con base a la concavidad del histograma.* Cuando es posible encontrar el umbral mediante el valle del histograma es conveniente usar el método modal. En algunas imágenes aunque no sea posible hallar el valle, se puede obtener un buen umbral con base en las crestas del histograma. En aquellos casos donde ninguno de los anteriores es viables se toma en cuenta la concavidad del histograma, la cual está formada por la conjunción de los anteriores.
- E. *Métodos entrópicos.* En estos métodos recientemente desarrollados. el histograma de niveles de grises se considera como una fuente simbólica  $l$ . El umbral óptimo se obtiene aplicando información de teoría. Algunoa ejemplos de estps métodos son los métodos de Pun, los métodos de Kapur, Sahoo y Wong, los de Johannsen y Bille, etc.



- F. *Método de preservación de momentos.* El valor del umbral es computado determinísticamente de forma tal que los momentos de la imagen umbralizada queden en la imagen de salida(imagen binaria). El  $i$  –ésimo momento  $m_i$  se define como:

$$m_i = \frac{1}{n} \sum_{g=0}^{l-1} g^i h(g), \quad i = 1, 2, 3, \dots \quad (2.12)$$

Donde  $n$  es el número total de píxeles de la imagen. El valor del umbral  $t^*$  es obtenido a través del histograma de nivel de grises de la imagen escogiendo  $t^*$  como el azulejo  $\rho_0$  donde  $\rho_0$  está dado por:

$$\rho_0 = \frac{z - m}{(c_1^2 - 4c_0)^{1/2}} \quad (2.13)$$

y

$$c_0 = \frac{m_1 m_3 - m_2^2}{m_2 - m_1^2} \quad (2.14)$$

$$c_1 = \frac{m_1 m_2 - m_3}{m_2 - m_1^2} \quad (2.15)$$

$$z = \frac{1}{2} \{ (c_1^2 - 4c_0)^{1/2} - c_1 \} \quad (2.16)$$

- G. *Método del error mínimo.* El histograma de nivel de grises se ve como un estimado de la función de densidad de probabilidad  $p(g)$  de la mezcla de población comprendida por los niveles de gris de los píxeles del objeto y del fondo.

### **Técnicas Región dependientes.**

- A. *Métodos de transformación de histogramas.* No se genera un umbral directamente si no que se transforma el histograma de nivel de grises a uno con crestas y valles más notorios en el cual se pueda aplicar alguno de los métodos de las técnicas punto dependientes.
- B. *Método de porcentaje.* A comparación de los métodos punto dependientes aquí se utilizan niveles de gris de segundo orden. Algunos y ejemplos son la matriz de concurrencias y el método gráfico de dispersión(nivel de gris y nivel de gris local promedio).
- C. *Método de Deravi y Pal.* Se utilizan matrices de transición para definir dos "medidas de interacción". Se obtiene el umbral óptimo cuando se minimizan los valores de estas medidas.

- D. *Método de relajación.* Los pixeles se clasifican probabilísticamente en clases "claras" y "oscuras" basado en sus niveles de grises. Luego la probabilidad de cada pixel es ajustada con base en la probabilidad de los vecinos. El proceso se repite continuamente haciendo así mayor la probabilidad de que los pixeles claros pertenezcan a esa clase.
- E. *Método de relajación de gradiente.* En el método de relajación de gradiente, el esquema de etiquetado óptimo se logra maximizando los criterios de la función mediante optimización con gradiente.

#### **Umbralizado local.**

En el umbralizado local, la imagen original se divide en imágenes más pequeñas y el umbral se determina para cada una de las imágenes obtenidas.

#### **Métodos de multiumbralización.**

- A. *Método de segmentación de amplitud.* Utiliza las propiedades intrínsecas de la función de distribución acumulativa de una imagen para umbralizarla. La curvatura de la función de distribución es estudiada para obtener información relacionada a los valores de umbral.
- B. *Método de Wang y Haralick.* Primeramente los pixeles son clasificados como pixeles fronterizos o no fronterizos. Después, con base a sus vecinos se clasifican como relativamente claros u oscuros. Se obtiene un histograma de niveles de gris para aquellos pixeles fronterizos y relativamente claros y uno para los pixeles fronterizos relativamente oscuros. Se obtiene un valor de umbral basado en el nivel de intensidad de gris correspondiente a uno de los picos más altos de los dos histogramas.
- C. *Método de contraste uniforme.* Se crea un histograma del contraste promedio  $\mu(t)$  para cada posible umbral  $t$  y el pico más alto en el histograma es el umbral óptimo.

### **2.7.2. Región creciente**

El método de región creciente es una técnica para extraer una región de la imagen que está conectada basada en un criterio predefinido. Este criterio puede estar basado en la intensidad y/o bordes de la imagen. En su forma más simple, la región creciente requiere una semilla que es seleccionada manualmente por el operador y extrae todos los pixeles conectados a la semilla inicial basado en un criterio predefinido.

Por ejemplo, un posible criterio puede ser hacer crecer una región hasta que se tope con el borde de la imagen.

Esto es representado en la figura 2.5b, en el cual una región creciente ha sido usada para aislar una de las estructuras.

Como la umbralización, la región creciente raramente es usada por si sola, generalmente es usada dentro de un conjunto de operaciones de procesamiento de imagen, particularmente para la delineación de pequeñas estructuras como tumores o lesiones. La principal desventaja de la región creciente es que requiere una interacción manual para obtener la semilla. Aparte, para cada región que necesita extraerse, una semilla debe plantarse. El algoritmo Split-Merge (dividir y juntar) está relacionado con región creciente.

La región creciente puede ser sensible al ruido, causando así que las regiones extraídas puedan tener hoyos o incluso puedan ir desconectadas. De forma inversa, los efectos de volumen parcial pueden lograr que regiones separadas se conecten entre si. Para ayudar a resolver estos problemas, se propuso un algoritmo homotópico de región creciente, para preservar la topología entre una región inicial y una región extraída.

## **Técnicas de región creciente.**

### **Técnicas Punto dependientes.**

- A. *Split and Merge*. Las técnicas de Split and Merge intentan solucionar los problemas de ruido y los falsos bordes usando una medida controlada de homogeneidad. El objetivo es segmentar automáticamente la imagen en un mínimo número de regiones que intentan representar áreas de uniformidad, produciendo bordes con características relacionadas con la resolución de la imagen. La alternativa aproximada de región creciente inicia con un valor de semilla e intenta encontrar la extensión de una región local que obedece al criterio de homogeneidad dado por la semilla.

Normalmente el algoritmo comienza con la hipótesis de que la imagen completa es una única región, entonces analiza la homogeneidad de la misma (mediante un cierto criterio y propiedades). Si existe homogeneidad, la imagen se encuentra ya segmentada, si no es así, entonces la región es dividida en 4 regiones. Este proceso se repite para cada una de las regiones generadas hasta que el proceso

de división no puede llevarse a cabo. Un ejemplo de las iteraciones del algoritmo se muestra en la figura 2.6.

Una vez que se ha llevado a cabo el proceso de división, se comprueba para cada región generada, si es posible unirla con una región adyacente (lógicamente si satisfacen el criterio de homogeneidad establecido). El proceso termina cuando no se pueden fusionar más regiones. [27]

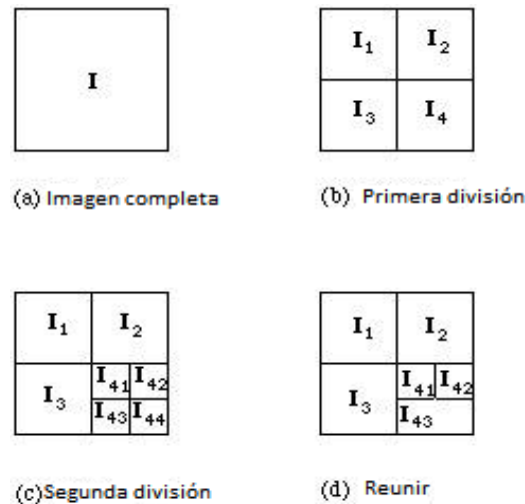


Figura 2.6: Ejemplo iteración algoritmo Split and Merge.

Fuente: Basado en

[http://users.cs.cf.ac.uk/Dave.Marshall/Vision\\_lecture/node34.html](http://users.cs.cf.ac.uk/Dave.Marshall/Vision_lecture/node34.html)

## 2.8. Clasificadores

Los métodos clasificadores son técnicas de reconocimiento de patrones que buscan una partición a una característica espacial dada por un una imagen usando datos con etiquetas conocidas. Una característica espacial es un rango de espacio de cualquier función de una imagen, siendo la característica espacial más común las intensidades de la imagen. Un histograma, como se muestra en la figura 2.5a, es un ejemplo de una característica espacial de una dimensión. La figura 2.5c muestra un ejemplo de una característica espacial en 2-d con aparentemente dos clases. Así como una figura espacial pudo haberse sido generada de un eco dual de una resonancia magnética, en la cual un eje representa las intensidades de un protón de una imagen densamente

ponderada y otro eje representa las intensidades de la ponderación T2 de la imagen. Todos los pixeles con sus características asociadas son agrupadas en una clase en el lado izquierdo de la partición. Los clasificadores son conocidos como métodos supervisados ya que requieren de datos entrenados que son segmentados manualmente y se usan como referencia para segmentar automáticamente nuevos datos. Hay muchas maneras en la cual los datos entrenados puedan ser aplicados a métodos clasificadores. Un clasificador simple es el clasificador de vecino más cercano, en el cual cada pixel es clasificado en la misma clase donde estan los datos entrenados con la intensidad más cercana. El clasificador del k-ésimo vecino mas cercano es considerado un clasificador no paramétrico porque no hace supociones subyacentes sobre la estadística de la estructura de los datos. Otro clasificador no paramétrico es la ventana de Parzen, en la cual la clasificación esta hecha por un proceso de decisión ponderada dentro de una ventana predefinida de característica espacial, centrado en la intensidad de pixeles no etiquetados.

Un clasificador usado comunmente es el de máxima similitud o clasificador Bayes. Este asume que la intensidad de los pixeles son muestras independientes de una mezcla de distribución de probabilidad, usualmente Gaussiana. Este mezcla, es llamada modelo de mezcla finita y esta dada por la siguiente función de probabilidad:

$$f(y_j; \theta, \pi) = \sum_{k=1}^K \pi_k f_k(y_j; \theta_k) \quad (2.17)$$

donde  $y_j$  es la intensidad del pixel  $j$ ,  $f_k$  es el componente de probabilidad de la función de densidad parametrizada por  $\theta_k$ , y  $\theta = [\theta_1, \dots, \theta_k]$ . Las variables  $\pi_k$  son coeficientes mezclados donde miden la contribución para cada densidad de la función y  $\pi = [\pi_1, \dots, \pi_k]$ . Los datos entrenados son recolectados a traves de obtener muestras representativas de cada componente del modelo mezclado y el estimado para cada theta.

Para mezclas Gaussianas, esto significa un estimado de K-medias, covarianzas y coeficientes mezclados. La clasificación de los nuevos datos es obtenida asignando cada pixel a la clase con la más alta probabilidad posterior. Cuando los datos en verdad siguen una mezcla finita Gaussiana, el clasificador de máxima similitud puede realizarse de forma correcta y es capaz de proveer una segmentación suave compuesta por probabilidades posteriores.

Los clasificadores estandar requieren que las estructuras que van a ser segmentadas posean características cuantificables distintas. Como los datos entrenados pueden

etiquetarse, los clasificadores pueden transferir estas etiquetas a nuevos datos siempre y cuando su característica espacial se distinga lo suficiente en cada etiqueta. Siendo notorio, los clasificadores son relativamente computacionalmente eficientes, no como los métodos de umbralización que pueden ser aplicados para imágenes multicanal. Una desventaja de los clasificadores es que por lo general no realizan ningún modelado espacial. Otra desventaja es que requieren una interacción manual para obtener los datos de entrenamiento. Se pueden adquirir conjuntos de entrenamiento para cada imagen que requiere ser segmentada, pero esto puede consumir mucho tiempo y puede ser laborioso. Por el otro lado, usar un conjunto de datos de entrenamiento para un gran número de escaneo de números puede llevar a resultados parciales que no toman en cuenta la variedad anatómica y fisiológica entre diferentes sujetos. [12]

## 2.9. Clustering

Los algoritmos de clustering esencialmente realizan la misma función de los métodos clasificadores pero sin usar datos entrenados. Aparte, son métodos no supervisados. Para compensar la falta de datos entrenados, los métodos de clustering iteran alternadamente entre imágenes segmentada y caracterizan las propiedades de cada clase. En cierto sentido, los métodos de clustering se entrenan a sí mismos usando los datos disponibles. Los tres algoritmos de clustering más comunes son el K-means o ISODATA algorithm, el fuzzy c-means algorithm y el expectation-maximization algorithm. [27]

### Algoritmos de clustering

A. *Algoritmo K-medias.* En el clustering de K-medias, particiona una colección de datos en  $k$  números de grupos de datos. Clasifica un conjunto de datos ya dados en  $k$  números de cluster desarticulados. El algoritmo de K-medias es separado en dos fases. En la primera fase se calcula el centro  $k$  y en la segunda fase se traslada cada punto al cluster en el cual tiene el centro más cercano desde su respectivo punto de dato. Hay diferentes métodos que definen la distancia entre el centro más cercano y uno de los métodos más utilizados es la distancia Euclidiana. Una vez que el agrupamiento ya se realizó se recalcula un nuevo centro para cada cluster y basado en ese centro, una nueva distancia Euclidiana es calculada entre cada centro y cada punto y asigna los puntos al cluster que tiene la mínima distancia Euclidiana. Cada cluster en la partición es definido por sus objetos miembros y por su centro. El centro de cada cluster es el punto en el cual la

suma de distancias de todos los objetos en el cluster es minimizada. Por lo tanto K-medias es un algoritmo iterativo en el cual se minimiza la suma de las distancias de cada objeto hacia el centro del cluster, sobre todos los clusters. [28]

- B. *Algoritmo Fuzzy C-Media*. Itera entre las probabilidades posteriores y calcula la máxima probabilidad estimada de la media, covarianzas y coeficientes mezclado de un modelo mixto.
- C. *Algoritmo EM*. EM es uno de los algoritmos mas comunes usados para la estimación de densidad en puntos de datos en una configuración sin supervisar. El algoritmo depende en encontrar estimaciones de máxima verosimilitud de los parámetros cuando un modelo de dato depende un un ciertas variables latentes. En el algoritmo EM, se realizan alternaciones en los pasos de expectación y maximización iterativamente hasta que el resultado converga. El paso de E calcula una expectación de una verosimilitud incluyendo las variables latentes como si fueran observadas, y el paso de maximización calcula la máxima verosimilitud estimada por los parámetros maximizando la verosimilitud esperada encontrada en el paso E. Los parametros encontrados e el paso de maximizacion son usados despues por otro paso E y el proceso se repite hasta que converga. [29]

# Capítulo 3

## Análisis

### 3.1. Comparación de software

En esta sección se analizan algunas características que se considerarán para el desarrollo del sistema, estas características son el sistema operativo y los lenguajes de programación , esto con el fin de elegir las herramientas que puedan ser más útiles para la construcción del sistema.

#### 3.1.1. Sistemas operativos

La elección del sistema operativo es primordial para el desarrollo de un sistema ya que con base a este se pueden encontrar librerías específicas para el desarrollo del mismo. En la tabla 3.1 se hace una comparación entre tres sistemas operativos detallando algunas características que se considerarán para el desarrollo del sistema.



Sistema operativo	Ventajas	Desventajas
Linux	Es un sistema operativo de software libre. Cuenta con una gran estabilidad. Seguridad porque es un sistema operacional diseñado con la idea de Cliente-Servidor con permisos de acceso y ejecución a cada usuario. Las vulnerabilidades son detectadas y corregidas más rápidamente que cualquier otro sistema operativo. [30]	A pesar de ser un sistema operativo de software libre hay muchas aplicaciones que no corren en Linux. Linux no cuenta con una empresa que lo respalde por lo que no cuenta con soporte concreto. La configuración no es tan trivial. Tiene una gran cantidad de distribuciones. [30]
Windows	Es el sistema operativo más conocido en el mundo por lo que cuenta con gran cantidad de aplicaciones. Interfaz gráfica amigable. Cuenta con muchos asistentes de configuración. La mayoría de los usuarios están familiarizados con Windows. [30]	Cuenta con más brecha de seguridad ya que muchos virus están hechos para este sistema operativo. Costo elevado. Usuario no tiene acceso al código. Baja estabilidad. [30]
Mac OS	Interfaz intuitiva. Su vulnerabilidad ante malware es muy baja. Gran rendimiento. [31]	El hardware es caro. No existe una gran cantidad de software para Mac. La mayoría de los accesorios deben ser de la misma compañía. [31]

Tabla 3.1: Tabla comparativa de sistemas operativos.

### 3.1.2. Lenguajes de programación

Para el desarrollo del sistema se deben de tomar en cuenta las características que te brindan algunos lenguajes de programación, ya que todos los lenguajes tienen sus ventajas así como sus desventajas. A continuación en la tabla 3.2 se listan tres lenguajes de programación junto con sus ventajas y desventajas.

Lenguaje de programación	Ventajas	Desventajas
Java	El compilador del lenguaje de Java restringe ciertas operaciones para corregir errores. Estandariza muchas estructuras y operaciones como listas, manejo de conexiones de interconexiones (network connections) y provee interfaces gráficas de usuario (graphical user interfaces). Es orientado a objetos. Manejo automático de la memoria. [32]	Al tener que ser ejecutado mediante una máquina virtual (JVM) hace que no sea tan rápido como otras tecnologías, un ejemplo C++. [32]
C++	Usa múltiples paradigmas de programación (POO, estructurado). Puede compilar y ejecutar código en C. Provee un desempeño y manejo de memoria eficiente. Alto nivel de abstracción. [33]	Uso de DLLs (librerías dinámicas) muy complejos. No tiene un recolector de basura. No es seguro porque tiene apuntadores, funciones amigas y variables globales. [33]
Python	Lenguaje de programación multiparadigma, permite varios estilos de programación: orientado a objetos, estructural y funcional. Gran soporte e integración con otros lenguajes y herramientas. Lenguaje estable, confiable y fácil de aprender. Te permite realizar aplicaciones con menos código que con otros lenguajes. Cuenta con una gran cantidad de Frameworks que se pueden utilizar. [34]	Ya que es un lenguaje interpretado es lento. No es la mejor opción para el manejo de memoria. [34]

Tabla 3.2: Tabla comparativa de lenguajes de programación.

### 3.1.3. Elección de librerías

El uso de librerías facilitan el desarrollo del sistema ya que hay mucho código que se puede utilizar. En esta sección se describen las librerías que se van a implementar.

#### Descripción general de PYDICOM

PYDICOM es un paquete puro de python para trabajar con archivos DICOM tales como imágenes médicas, reportes y objetos de radioterapia. PYDICOM facilita leer estos archivos complejos en estructuras naturales de lenguaje python para su fácil manipulación. Se modifica su dataset que puede ser escrito de nuevo en un formato de archivo DICOM. PYDICOM no se trata de solo ver las imágenes, esta diseñado para manipular elementos de datos en archivos DICOM con código python. Además es fácil de instalar y usar, y ya que es un paquete de python, debe correr en cualquier lugar donde corre un programa en python.

Una limitante presente en esta librería es que los datos comprimidos de píxeles (por ejemplo JPEG) no se pueden alterar de una manera inteligente como es posible con los pixeles que no se encuentran comprimidos. PYDICOM tiene una licencia basada en la licencia de MIT. La librería PYDICOM es soportada por varios sistemas operativos tales como: Linux, Mac OS, Windows. [35]

Dataset es el objeto base en el modelo de objetos de pydicom. Es el objeto principal con el cual se trabajará directamente. Dataset es un derivado del *dict de python* (diccionario de python), así que este hereda los métodos de dict. En otras palabras es una colección de la paridad llave:valor, donde la llave es la etiqueta DICOM y el valor es una instancia del elemento de datos. [35]

PYDICOM no es una librería exigente, los únicos requisitos para utilizarla son:

- Tener una versión de compilador mayor a la 2.4.
- Tener la librería NumPy para la manipulación de los datos de los pixeles.

#### Descripción general de DCM4CHE

DCM4CHE es un conjunto de aplicaciones utilizadas mundialmente por profesionales de la salud, proyectos de investigación, aplicaciones de software libre y software comercial. DCM4CHE es una implementación de software libre de alto rendimiento del estandar DICOM. Está desarrollado en el lenguaje de programación Java. Esta herramienta es un sistema JEE(Java Enterprise Edition) y JMX(Java Management

Extensions) que se despliega dentro del servidor de aplicaciones JBoss para proveer diversos servicios clínicos. Se puede usar para diversos propósitos, los más populares son:

1. Manejo y almacenamiento de archivos DICOM.
2. PACS(Sistema de archivo y transmisión de imágenes) cuando se usa con un visor.

En un principio DCM4CHE fue diseñado con la intención de ser utilizado por Sun como un JSR(Java Specification Request) para cualquier aplicación de DICOM en Java. Con eso en mente, la herramienta fue separada en una aplicación de interfaz y otra de aplicación. [36]

Algunas de las características más importantes son:

- Provee una interfaz de usuario basada en la web.
- Permite un manejo de objetos DICOM a través de la conversión a estándares del sistema.
- Uso del servidor HL7.
- Acceso web a diversas fuentes de información.
- Exportación a CD.

## 3.2. Elección de herramientas para el desarrollo

Con base a lo expuesto anteriormente en esta sección se hace la selección de las herramientas a utilizar para el desarrollo del sistema.

### 3.2.1. Software

**Sistema Operativo: WINDOWS.** Windows es un sistema operativo desarrollado por la empresa de software Microsoft Corporation, el cual se encuentra dotado de una interfaz gráfica de usuario basada en el prototipo de ventanas. Una ventana representa una tarea ejecutada o en ejecución, cada una puede contener su propio

menú u otros controles, y el usuario puede ampliarla o reducirla mediante un dispositivo señalador como el ratón o mouse.

*Justificación.*

Es un sistema operativo con una muy amigable interfaz gráfica que permite de manera intuitiva navegar por el sistema. Además, es uno de los sistemas operativos más conocidos a nivel mundial y en este caso el más usado por doctores.

**Lenguaje: Python.** No es un secreto que Python es uno de los lenguajes de programación más populares, durante los últimos 5 años, Python se ha sostenido como el lenguaje de programación número uno. Python es uno de los favoritos entre los desarrolladores debido al énfasis que pone en su legibilidad y su eficiencia, especialmente cuando se compara con otros lenguajes como Java, PHP o C++. Python permite crear más funciones en una menor cantidad de líneas de código. Python es rápido de aprender para cualquiera.

La belleza de Python -además de su simplicidad- se basa en las reglas de programación sobre las cuales está creado el lenguaje. Algunos de estos principios son:

- La legibilidad es muy importante.
- Menos es más.
- Lo complejo está bien, pero no complicado.
- Lo claro es mejor que lo implícito.

*Justificación.*

Se escogió este lenguaje primeramente debido a las librerías con las que cuenta además del posible manejo de la información que permite, en segundo lugar se eligió por su alta escalabilidad en diversos sistemas operativos como Windows, Mac OS y diversas distribuciones de Linux, finalmente la sencillez que este lenguaje presenta fue determinante para su elección.

**Librería: PYDICOM.** PYDICOM es una librería presente en Python la cual permite la obtención y manejo de archivos DICOM. Es de código abierto. PYDICOM permite la reescritura del dataset de los archivos DICOM. Tiene soporte en diferentes sistemas operativos, entre ellos Windows, Mac OS y distintas distribuciones Linux.

### *Justificación.*

Es una herramienta que implementa muchas funciones para el manejo de imágenes médicas además de estar disponible en las versiones actuales de Python por lo cual se mantiene actualizada y presenta un continuo mantenimiento.

### **3.2.2. Metodología**

La metodología de trabajo a utilizar en el desarrollo de este sistema será la metodología incremental. El modelo incremental está basado en la idea de desarrollar una implementación inicial, exponiéndose así a los comentarios del usuario y mejorándolo mediante varias versiones hasta que se ha desarrollado un sistema adecuado (Figura 3.1). Las especificaciones, el desarrollo y la validación de actividades están intercaladas en lugar de estar separada, con una rápida retroalimentación entre las actividades. [37]

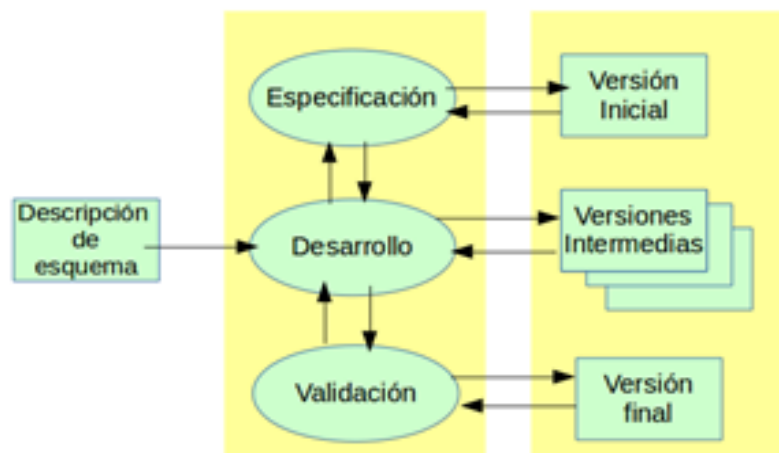


Figura 3.1: Flujo metodología incremental.  
Fuente: I. Sommerville, Software Engineering.

La metodología incremental, que es una pieza fundamental para enfoques ágiles, es mejor que la metodología en cascada que está más enfocada al negocio, al e-commerce y a sistemas personales. La metodología incremental refleja la manera en la que resolvemos problemas. Raramente trabajamos la solución de un problema por adelantado, pero nos movemos a través de una serie de pasos para la solución,

retroalimentándonos cuando nos damos cuenta de que un error fue cometido. Desarrollar un sistema de forma incremental es barato y con un fácil manejo de cambios mientras este está siendo desarrollado. [37]

Cada incremento o versión del sistema incorpora una funcionalidad que necesita el cliente. Generalmente, los primeros incrementos del sistema incluyen las funcionalidades más importantes o las son más urgentemente requeridas. Esto significa que el cliente puede evaluar el sistema en una etapa relativamente inicial en el desarrollo para observar si sí le será entregado lo que requirió. En caso de no ser así, entonces solo el incremento tiene que cambiarse y, posiblemente se definen nuevas funcionalidades para incrementos posteriores.

La metodología incremental tiene tres importantes beneficios:

1. El costo de acomodar los cambios de requerimientos del cliente es reducido.
2. Es más fácil obtener la retroalimentación del cliente en el desarrollo que se ha estado haciendo. Los clientes pueden comentar con base a las demostraciones del sistema y pueden ver cuanto se ha implementado. Los clientes encuentran difícil juzgar el progreso de los documentos del diseño.
3. Es posible una mayor entrega y muestra del sistema al cliente, a pesar de que no todas las funcionalidades estén incluidas.

De alguna manera la metodología incremental es el enfoque más común para el desarrollo de aplicaciones. Este enfoque puede ser tanto dirigido por el plan como ágil o usualmente como una mezcla de enfoques. En el enfoque dirigido por el plan, los incrementos del sistema son identificados por adelantado; si un enfoque ágil es adoptado, los primeros incrementos son identificados pero el desarrollo de incrementos posteriores depende del progreso y las prioridades del cliente. [37]

Desde un punto de vista administrativo, la metodología incremental tiene dos problemas.

1. El progreso no es visible. Los administradores necesitan entregas para medir el proceso. Si el sistema es desarrollado rápidamente, no es costosamente efectivo producir documentos que reflejan cada versión del sistema.
2. La estructura del sistema se tiende a degradar cuando se agregan nuevos incrementos. A menos que el tiempo y el dinero se gaste en mejorar el sistema,

cambios regulares tienden a corromper la estructura del sistema. Incorporar nuevos cambios en el software se puede convertir difícil y costoso.

Nuestro sistema se dividió en 3 módulos, los cuales se listan y describen a continuación.

Módulo 1. **Decodificación de DICOM.** Se decodifica un archivo DICOM para obtener la información necesaria de la imagen.

Módulo 2. **Visualización.** Se presenta de manera gráfica la información contenida en un archivo de tipo DICOM permitiendo visualizar las estructuras internas del cuerpo.

Módulo 3. **Tratamiento de imagen.** Con base a la información encontrada en el archivo DICOM se aplican diversas técnicas para detectar propiedades particulares en las tomografías. Dentro de este módulo se pueden encontrar 3 procesos principales.

- a)* Segmentación de regiones.
- b)* Clasificación de regiones.
- c)* Análisis de regiones.

### 3.2.3. Hardware

Para el desarrollo del sistema se cuenta con 4 equipos de cómputo portátiles en los cuales se realizarán las implementaciones de código, pruebas y la documentación que se requiera. En la tabla 3.3 se hace una breve descripción de las características de hardware los equipos.



Nombre del equipo	Procesador	Memoria RAM	Sistema Operativo
Toshiba Satellite S40DT	AMD A8-5545 a 1.70 GHz	6 GB	Windows 10 Home Single Language, Elementary O.S. 0.4 Loki. 64 bits
Lenovo ideapad S1 5100	Intel Core i3-3227U a 1.90 GHz	4 GB	Windows 10 Home Single Language, Ubuntu 15.04 lts. 32 bits
Toshiba Satellite	Inter Core i3-M380 a 2.53GHz	3 GB	Windows 8.1 pro, Ubuntu 14.04 lts. 64 bits
Dell Inspiron 15R	Intel Core i7	6 GB	Windows 10 Home Single Language de 64 bits.

Tabla 3.3: Especificaciones de hardware

### 3.3. Análisis de factibilidad

Como en todo proyecto se deben considerar ciertos factores referentes a los recursos y algunas restricciones que podrían presentarse durante el desarrollo del sistema. Se hará un estudio de factibilidad desde 3 perspectivas distintas:

- **Factibilidad técnica:** Se basa principalmente en la evaluación de los equipos tanto en software como en hardware para la realización del proyecto. Se hace también una evaluación de la infraestructura con que se cuenta para el proyecto.
- **Factibilidad operativa:** Permite saber si es viable poner el proyecto en operación.
- **Factibilidad económica:** Ayuda a determinar desde la perspectiva financiera si el proyecto se puede realizar, se justifican los costos y tiempos fijados con base a los beneficios que el trabajo aporta.

### **Estudio de factibilidad operacional**

El sistema tiene una interfaz sencilla lo que permite a los usuarios tener un manejo óptimo de la herramienta para un mayor aprovechamiento de sus funciones.

El sistema ofrece una reconstrucción de estructuras internas del cuerpo con gran calidad en un tiempo eficiente.

Se ha diseñado el sistema de manera que el usuario haga uso de este mediante una computadora portátil o de escritorio, lo cual evita el adquirir equipo de alto costo y complejidad para su manejo.

Con base a los usuarios potenciales de este sistema, se toma como hecho que quien haga uso de este sistema tiene conocimientos sobre las TAC, anatomía del cuerpo humano y manejo básico de computadoras.

### **Estudio de factibilidad técnica**

Con base a las herramientas seleccionadas para la realización del sistema, en la tabla 3.4 se listan y describen los sistemas operativos sobre los cuales se trabajará el desarrollo del sistema.

Sistema	Descripción
Windows 8.1 Pro	Cuenta con una interfaz que permite hacer cualquier cambio sobre la PC, incluye funciones como Control de escritorio remoto, encriptado de archivos y dispositivos, Hyper-V para la creación y uso de máquinas virtuales, etc. [38]
Windows 10 Single Language	Sistema simple que recupera la sencillez de su interfaz, mantiene las mejores características de Windows 8 además de integrar nuevas herramientas como la visualización de multiples escritorio y la inclusión de la bash para desarrolladores. [39]
Elementary OS	Se ha vuelto una distribución de Linux muy popular y representa la nueva generación de distribuciones, pretende combinar una interfaz amigable y bien diseñada en Linux. Orientado a todo tipo de usuarios. Derivada de Ubuntu. [40]
Ubuntu 15.04	Poderosa distribución de Linux basada en Debian la cual pretende ser para todos los usuarios sin necesidad de aprovechar su potencial tecnológico. Sistema estable y altamente configurable. [41]

Tabla 3.4: Sistemas operativos a utilizar.

Tomando en cuenta los sistemas a utilizar y las herramientas se eligió utilizar el IDE Sublime Text 3 para el desarrollo del sistema, la simplicidad y livianez nos permite un libre manejo de los códigos.

IDE	Descripción
Sublime Text 3	Es un sofisticado editor de texto para código, márgenes y textos en prosa. Combina una sencilla interfaz de usuario con un gran rendimiento. Su API incluye una consola de Phyton para trabajar con ella. [42]

Tabla 3.5: IDE de desarrollo.

Finalmente para el desarrollo de la documentación del sistema así como del manual del usuario utilizaremos Texmaker, GIMP y StarUML.

Herramienta	Descripción
Texmaker	Es un moderno editor de textos en Latex multiplataforma la cual conjunto una gran cantidad de funcionalidades para crear documentos en Latex en una sola aplicación. [43]
GIMP	Programa de distribución libre para el retoque de fotografías, edición de la composición y creación de imágenes. [44]
StarUML	Un sofisticado modelador de software basado en las reglas de UML. [45]

Tabla 3.6: Herramientas de apoyo para documentación.

### Estudio de factibilidad económica

Para conocer el costo del sistema de deben contemplar diversos factores como el costo de los equipos para trabajar, las licencias usadas, sueldos y servicios que se requerirán durante el tiempo que se desarrolle el sistema. Es importante mencionar que ya se cuentan con los equipos de computo y algunas de las herramientas de software que se utilizarán, sin embargo se incluirán en este plan para hacer una estimación más cercana al precio.

Equipo	Precio
Toshiba Satellite S40DT	MXN \$14,000.00
Lenovo ideapad S1 5100	MXN \$8,000.00
Toshiba Satellite	MXN \$11,000.00
Dell Inspiron 15R	MXN \$15,000.00
Total	MXN \$48,000.00

Tabla 3.7: Costos equipos de cómputo.

La siguiente tabla lista los costos de los sistemas operativos que se utilizarán.

Sistema operativo	Precio
Windows 10 Single Language	MXN \$2,499.00 [46]
Windows 8.1 pro	MXN \$790.00 [47]
Ubuntu 15.04	Sistema de distribución libre. [48]
elementary OS	Sistema de distribución libre. [49]
Total	MXN \$8,287.00

Tabla 3.8: Costos sistemas operativos.

En la siguiente tabla se muestra el precio del IDE a utilizar.

IDE	Precio
Sublime Text 3	Software de distribución libre. [42]
Total	MXN \$0.00

Tabla 3.9: Costos IDE.

Se listan los precios de los softwares de apoyo junto con sus precios.

Software	Precio
Texmaker	Software de distribución libre. [43]
StarUML	Software de distribución libre. [45]
GIMP	Sistema de distribución libre. [44]
Total	MXN \$0.00

Tabla 3.10: Costos software de apoyo.

En el desarrollo de un sistema es importante tener en cuenta los pagos de los servicios así como la renta del espacio donde se trabajará. En la tabla 3.11 se hará un estimado de los gastos para un periodo de 10 meses que es el tiempo en que se tiene planeado terminar el sistema. Los costos se han obtenido con base a un promedio de los gastos de una casa con 4 habitantes.

Servicio/Producto	Costo mensual	Costo subtotal
Energía eléctrica	MXN \$350.00	MXN \$3,500.00
Agua	MXN \$300.00	MXN \$3,000.00
Servicio de telefonía e internet	MXN \$420.00	MXN \$4,200.00
Papelería	MXN \$150.00	MXN \$1,500.00
Renta	MXN \$6,500.00	MXN \$65,000.00
Total	MXN \$7720.00	MXN \$77,200.00

Tabla 3.11: Costos servicios.

Ahora en la tabla 3.12 se muestran los gastos referentes a salarios para los desarrolladores y lider de proyecto. Con base en datos recolectados del Observatorio Laboral [50] y la CONASAMI [51] se establecieron los siguientes salarios para el desarrollo del proyecto.

Empleado	Numero de empleados	Salario mensual	Total de salarios Mensuales	Salarios por día
Lider de Proyecto	1	MXN \$15,583.00	MXN \$15,583.00	MXN \$519.44
Programador Junior	2	MXN \$10,080.00	MXN \$20,160.00	MXN \$672.00
Tester	1	MXN \$8,532.00	MXN \$8,532.00	MXN \$284.40
Limpieza	1	MXN \$2,000.00	MXN \$2,000.00	MXN \$67.00
Total			MXN \$46,275.00	MXN \$1,542.84

Tabla 3.12: Estimación de sueldos

Ahora para calcular el costo del proyecto en cuanto a salarios se refiere haremos un cálculo PERT.

El método denominado PERT "Program Evaluation and Review Technique" puede ser catalogado como un método cuantitativo de planificación. El resultado final de la aplicación de este algoritmo será un cronograma para el proyecto, en el cual se podrá conocer la duración total del mismo, y la clasificación de las actividades según su criticidad.

Nació a finales de 1957, como resultado de un encargo de la oficina de proyectos especiales de la armada estadounidense a la división de sitemamas de lockheed y a la empresa de consultoría Booz Allen & Hamilton.

El PERT actúa como una herramienta para definir y coordinar lo que hay que hacer para llevar a cabo, con éxito y a tiempo, de los objetivos de un proyecto. Su campo de aplicación es tan amplio como el número de actividades susceptibles de planificación. El PERT es un instrumento que ayuda a tomar decisiones, pero no las toma; sólo aporta información para tomarlas. Es por ello muy interesante conocer esta técnica y de ser capaz de utilizar su información, y con este fin hemos redactado este documento. [52]

Para el cálculo del análisis PERT mostrado en la tabla 3.13 se consideran jornadas laborales de 8 horas, cuando se considere un tiempo de urgencia se duplicará el sueldo.

Actividad	Marcador Actual	Marcador Anterior	Tiempo Normal	Tiempo Urgencia	Costo normal MXN	Costo urgencia MXN
Desarrollo Introducción	A		7	5	\$10,799.88	\$15,428.40
Desarrollo Marco Teórico	B	A	9	6	\$13,885.56	\$18,514.08
Diseño (Módulo decodificación imagen DICOM)	C	B	15	12	\$23,142.60	\$37,028.16
Implementación (Módulo decodificación imagen DICOM)	D	C	7	5	\$10,799.88	\$15,428.40
Realización de pruebas (Módulo decodificación imagen DICOM)	E	C,D	5	3	\$7,714.20	\$9,257.04
Diseño (Módulo visualización)	F	E	25	21	\$38,571.00	\$64,799.28
Implementación (Módulo visualización)	G	F	18	15	\$27,771.12	\$46,285.20
Realización de pruebas (Módulo visualización)	H	F,G	13	8	\$20,056.92	\$24,685.44
Diseño (Módulo tratamiento de imagen)	I	H	42	36	\$64,799.28	\$111,084.48
Implementación (Módulo tratamiento de imagen)	J	I	28	22	\$43,199.52	\$67,884.96
Realización de pruebas (Módulo tratamiento de imagen)	K	I,J	18	10	\$27,771.12	\$30,856.80
Costo Total					\$288,511.08	

Tabla 3.13: Análisis PERT del sistema

Para obtener el valor completo del sistema en la tabla 3.14 se suman los costos obtenidos.

Concepto	Costo
Hardware	MXN \$48,000.00
Sistemas operativos	MXN \$8,287.00
Software	MXN \$0.00
Servicios	MXN \$77,200.00
Análisis PERT	MXN \$288,511.08
Total	MXN \$421,998.08

Tabla 3.14: Costos sistema

Obteniendo una utilidad del 20 % se fijaría un costo de MXN \$506,397.70.

## 3.4. Plan de manejo de riesgos

En esta sección hablaremos sobre los riesgos y dificultades que se pueden sufrir en el desarrollo del sistema, hay que considerar cada riesgo identificando y realizando un juicio acerca de la probabilidad y gravedad de dicho riesgo para posteriormente plantear las medidas que se necesitan para poder lograr los objetivos.

### 3.4.1. Identificación de riesgos

Los riesgos identificados en la realización del sistema del trabajo terminal son:

- No cumplir con los objetivos principales.
- Un integrante del equipo esté ausente por enfermedad en un momento crítico.
- Las herramientas usadas (software) sean obsoletas.
- Las herramientas de software nos puedan trabajar en una forma íntegra.
- Fallos en equipos de cómputo.
- Los algoritmos no sean los adecuados conforme a lo requerido.
- El trabajo no esté completo para la fecha de entrega.



- No tener suficientes archivos DICOM.
- Subestimar la complejidad del sistema.

### **3.4.2. Análisis del riesgo**

No es posible hacer valoraciones precisas y numéricas de la probabilidad y gravedad de cada riesgo. Habrá que asignar una probabilidad del riesgo con base al criterio del equipo, a continuación se darán valores de probabilidad según la gravedad.

- Muy baja (menor del 10 %).
- Baja (del 10 al 25 %).
- Moderada (del 25 al 50 %).
- Alta (del 50 al 75 %).
- Muy alta (mayor del 75 %).

En la tabla 3.15 se muestra la probabilidad y el impacto que puede tener el trabajo terminal.

Riesgo	Probabilidad	Impacto
No cumplir con los objetivos principales.	Muy baja.	Catastrófico.
Un integrante del equipo esté ausente por enfermedad en un momento crítico.	Baja.	Tolerable.
Las herramientas usadas (software) sean obsoletas.	Baja.	Serio.
Las herramientas de software no puedan trabajar en una forma íntegra.	Moderada.	Serio.
Fallos en equipos de cómputo.	Moderada.	Catastrófico.
Los algoritmos no sean los adecuados conforme a lo requerido.	Baja.	Serio.
El trabajo no esté completo para la fecha de entrega.	Baja.	Catastrófico.
No tener suficientes archivos.	Moderada.	Serio.
Subestimar la complejidad del sistema.	Baja.	Serio.

Tabla 3.15: Análisis de riesgo

### 3.4.3. Plan de contención de riesgos

El proceso de planeación del riesgo considera cada uno de los riesgos clave identificados y desarrolla estrategias para manejarlos. Para cada uno de los riesgos, se deberá considerar las acciones que puede tomar para minimizar la perturbación del trabajo terminal.

En la tabla 3.16 se muestran los riesgos y la prevención que se deben de considerar.

Riesgo	Prevención
No cumplir con los objetivos principales.	Tener una buena comunicación con los directores y mostrar avances del trabajo terminal continuamente.
Un integrante del equipo esté ausente por enfermedad en un momento crítico.	No se puede prevenir una enfermedad.
Las herramientas usadas (software) sean obsoletas.	Investigar si la herramienta tiene mantenimiento continuamente.
Las herramientas de software no puedan trabajar en una forma íntegra.	Cuando se quiera usar una herramienta tener en cuenta si se puede integrar con las herramientas ya usadas o con herramientas que se pueden usar en el futuro.
Fallos en equipos de cómputo.	Tener un mantenimiento continuo de las computadoras.
Los algoritmos no sean los adecuados conforme a lo requerido.	Hacer una investigación afondo de los algoritmos que se deben de usar e igual tener una variedad de algoritmos por si uno falla se tenga otros en la reserva.
El trabajo no esté completo para la fecha de entrega.	Cada integrante del equipo debe de hacer lo que le corresponda para poder llegar al objetivo.
No tener suficientes archivos.	Tener una cantidad adecuada de archivos.
Subestimar la complejidad del sistema.	Tener un avance continuo del proyecto y una constante revaluación del avance general del trabajo terminal.

Tabla 3.16: Plan de contención de riesgos

### 3.5. Definición de requerimientos del sistema

El objetivo principal es desarrollar una herramienta capaz de tomar un archivo DICOM almacenado en un disco donde vienen los estudios de un paciente y permita realizar un análisis y clasificación detallada de tejidos con base en los resultados obtenidos a partir del archivo DICOM.

La herramienta debe ser manipulada por el usuario (radiólogo) de manera muy básica, es decir, puede sacar el histograma, umbralizar, segmentar, obtener un punto creciente, clasificar (clustering) sobre un imagen DICOM.

### **3.5.1. Requerimientos funcionales**

Los requerimientos funcionales para un sistema explican lo que el sistema debe hacer. Los requerimientos dependen del tipo de software en desarrollo, de los usuarios y del enfoque general cuando se escriben los requerimientos. Al ser los requerimientos del usuario, los requerimientos funcionales se describen por lo general de forma abstracta que entiendan los usuarios del sistema. [53]

En la siguiente tabla 3.17 se enlistan los requerimientos funcionales del sistema.

Identificador	Nombre	Descripción
RF1	Leer un directorio.	El sistema será capaz de leer los directorios proporcionados por el usuario.
RF2	Seleccionar un conjunto de imágenes del directorio leído.	El usuario podrá seleccionar un conjunto de tomografías para poder hacer el análisis de ese conjunto.
RF3	Mostrar tomografía.	A partir del conjunto de imágenes DICOM se podrá ver la imagen con o sin tratamiento.
RF4	Segmentar tomografías.	El sistema debe aplicar a la tomografía las técnicas de segmentación elegidas por el usuario.
RF5	Clasificar tomografías.	El sistema debe aplicar a la tomografía las técnicas de clasificación elegidas por el usuario.
RF6	Analizar tomografías.	El sistema debe aplicar a la tomografía las técnicas de análisis elegidas por el usuario.
RF7	Acotar una región.	El usuario debe poder seleccionar una región particular de la tomografía.
RF8	Retroceder a tomografía original.	El sistema debe permitir al usuario regresar a la tomografía original.
RF9	Exportar tomografía.	El usuario podrá guardar la tomografía a un archivo con otros formatos.

Tabla 3.17: Requerimientos funcionales del sistema

### 3.5.2. Requerimientos no funcionales

Los requerimientos no funcionales, como su nombre lo dice, son requerimientos que no se vincula directamente con las funciones específicos que el sistema proporciona. Pueden relacionarse con propiedades emergentes del sistema, como fiabilidad, tiempo de respuesta y capacidad de almacenamiento. De forma alternativa, pueden definir restricciones sobre la implementación del sistema, como las capacidades de los dispositivos I/O o las representaciones de datos usados en las interfaces con otros sistemas. [53]

En la siguiente tabla 3.18 se enlistan los requerimientos no funcionales del sistema.

Identificador	Nombre	Descripción
RNF1	Desarrollado en Python.	Se desarrolló en este lenguaje por dos razones la decodificación del archivo DICOM es muy sencilla y por la escalabilidad que tiene con otros sistemas operativos.
RNF2	Compatibilidad de lenguaje.	El compilado puede ser Python 2 o Python 3.
RNF3	Intuitivo.	El sistema debe ser sencillo para el usuario que sea fácil su manejo.
RNF4	Eficiente.	El tratamiento o el análisis de la tomografía deberá ser correcto.
RNF5	Tipo de archivo.	El sistema únicamente soportara archivos DICOM.
RNF6	Actualizaciones.	El sistema debe de ser escalable para nuevas mejoras.

Tabla 3.18: Requerimientos no funcionales del sistema

# Capítulo 4

## Diseño del sistema

### 4.1. Arquitectura del sistema

En esta sección describimos la entrada, núcleo y salida del sistema en un buen funcionamiento.

#### **Entrada del sistema.**

Para comenzar la operación del sistema se parte de una o varias imágenes DICOM con el cual se obtiene la información necesaria para generar una visualización de un estudio tomográfico.

#### **Núcleo del sistema.**

Aquí se llevan a cabo todos los algoritmos de clasificación, segmentación y análisis sobre las regiones seleccionadas por el usuario para un mejor análisis y obtención de propiedades.

#### **Salida del sistema.**

Finalmente el sistema ofrece una imagen en 2D ya analizada de la región seleccionada por el usuario, lo cual permite una mejor visualización de las estructuras.

## 4.2. Casos de uso

### 4.2.1. Caso de uso general

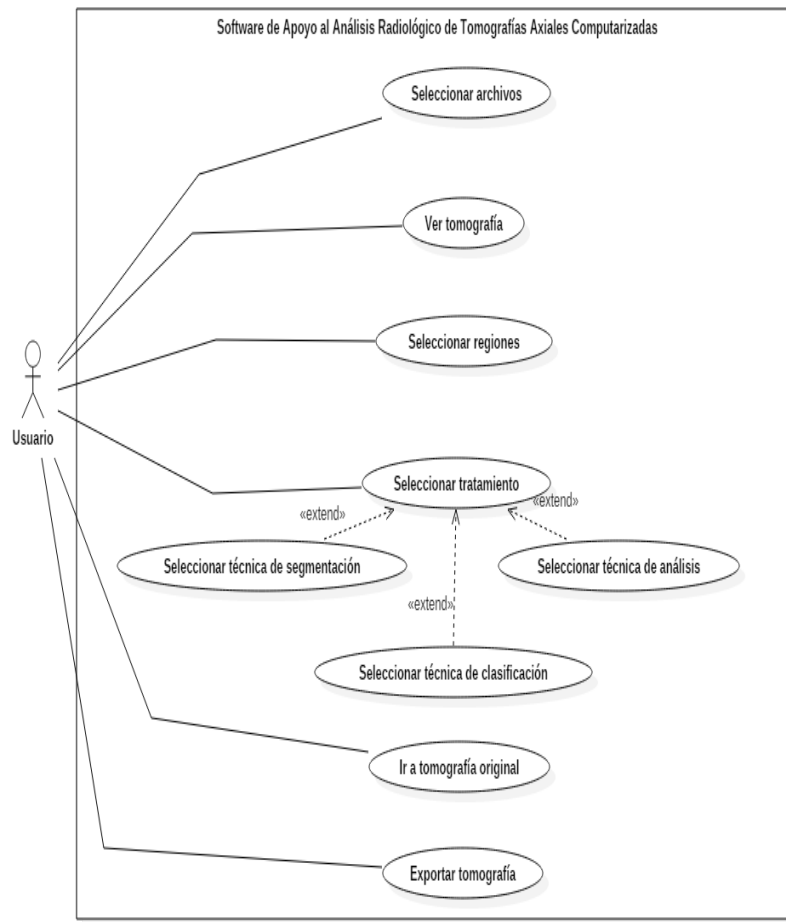


Figura 4.1: Diagrama de casos de uso general.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 4.1 se observa el caso de uso general del sistema, el sistema tiene las siguientes interacciones principales con el usuario: selección de archivos, selección de región, selección de tratamiento, visualizar tomografía, ir a tomografía original y exportar tomografía.



En la primera interacción el usuario a través de una interfaz selecciona uno o varios archivos en formato DICOM para poder trabajar con ellos a través de las distintas herramientas ofrecidas por el sistema.

La segunda interacción principal del usuario necesita que en el sistema se encuentre cargado al menos un archivo, una vez que él ha cargado un archivo DICOM en el sistema podrá observar el resultado a través de un visor integrado.

La tercera interacción que tiene el usuario con el sistema es la selección de regiones, aquí es necesario que el usuario pueda ver la tomografía y a partir de ella seleccionar una región para su tratamiento posterior.

En la siguiente interacción el usuario podrá seleccionar el tipo de tratamiento que desea dar a la tomografía o región seleccionada, encontrará diferentes tipos de algoritmos de segmentación, clasificación y análisis.

Ahora el usuario después de haber hecho alguna modificación a la tomografía podrá volver a la tomografía sin ningún tratamiento ni corte.

Finalmente el usuario tiene la opción de guardar la tomografía con o sin tratamiento en un formato de imagen.

#### 4.2.2. Caso de uso seleccionar archivo

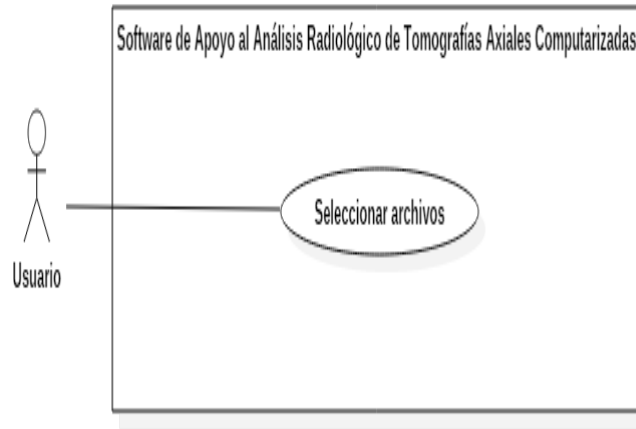


Figura 4.2: Diagrama caso de uso seleccionar archivo.  
Fuente: Elaboración propia.

La figura 4.2 muestra el diagrama de caso de uso seleccionar archivo en el cual el usuario carga un archivo al sistema.

### 4.2.3. Caso de uso ver tomografía

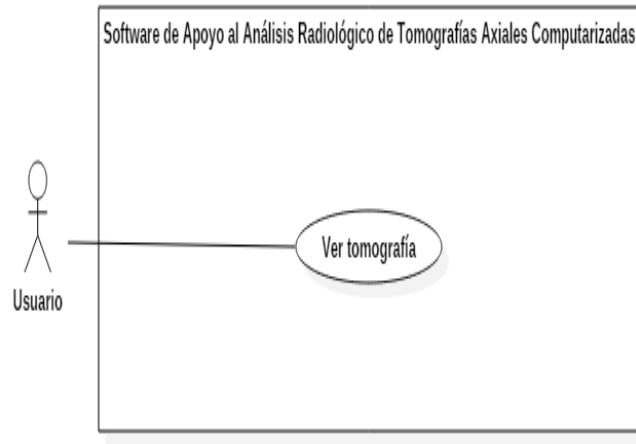


Figura 4.3: Diagrama caso de uso ver tomografía.

Fuente: Elaboración propia.

La figura 4.3 muestra el diagrama de caso de uso ver tomografía donde el usuario después de haber cargado un archivo al sistema accede a el mediante un visor.

#### 4.2.4. Caso de uso seleccionar regiones

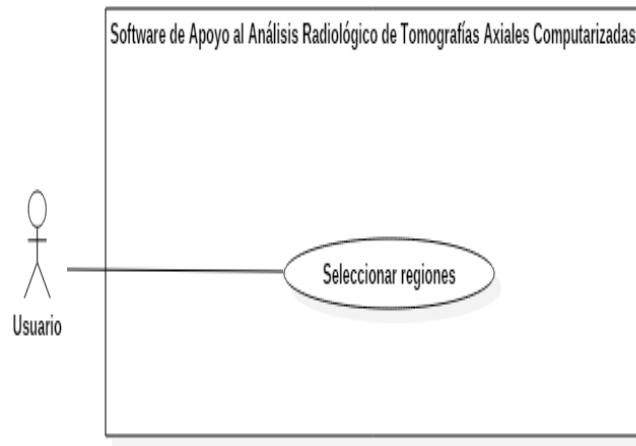


Figura 4.4: Diagrama caso de uso de seleccionar regiones.

Fuente: Elaboración propia.

En el caso de uso de selección de región mostrado en la figura 4.4 el usuario selecciona una región determinada para su análisis, para poder realizar esto el usuario debe ser capaz de ver la tomografía en el visor para hacer la delimitación.

#### 4.2.5. Caso de uso seleccionar tratamiento

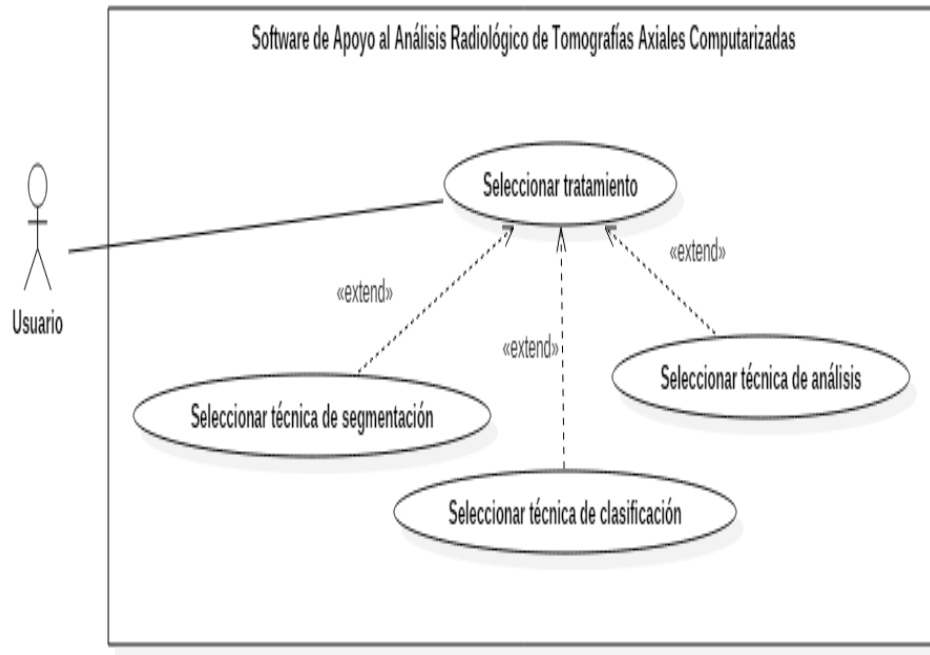


Figura 4.5: Diagrama caso de uso de seleccionar tratamiento.

Fuente: Elaboración propia.

El caso de uso de tratamiento de imagen que se muestra en la figura 4.5 elige una de las diversas técnicas de tratamiento para la imagen o región según sea el caso, podrá seleccionar técnicas de segmentación, clasificación y/o análisis.

#### 4.2.6. Caso de uso ir a tomografía original

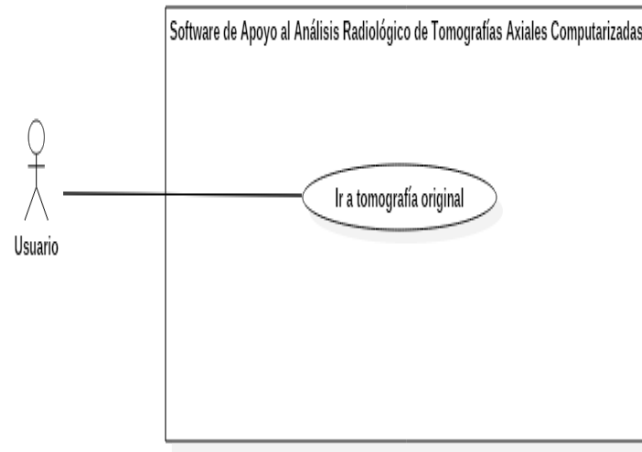


Figura 4.6: Diagrama caso de uso ir a tomografía original.

Fuente: Elaboración propia.

El caso de uso ir a tratamiento original mostrado en la figura 4.6 el usuario regresa a la tomografía sin tratamientos ni acotados.

#### 4.2.7. Caso de uso exportar tomografía

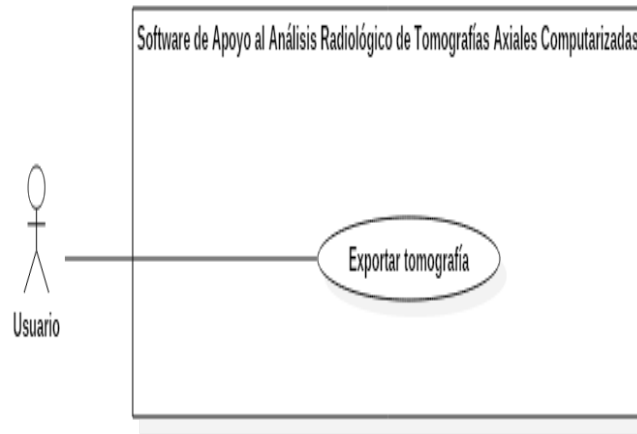


Figura 4.7: Diagrama caso de uso exportar imagen.

Fuente: Elaboración propia.

El caso de uso ir a tratamiento original mostrado en la figura 4.6 el usuario regresa a la tomografía sin tratamientos ni acotados.

## 4.3. Descripción de casos de uso

### 4.3.1. Caso de uso seleccionar archivos

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Dar al sistema uno o más archivos DICOM para trabajar.
Resumen	El usuario podrá elegir uno o más archivos de tipo DICOM que se deseen estudiar.
Entradas	Archivos de tipo DICOM.
Salidas	Ruta absoluta del archivo o archivos.
Precondiciones	Se elige al menos un archivo de tipo DICOM.
Postcondiciones	Los archivos seleccionados deben ser tipo DICOM, ningún otro es válido.
Tipo	Primario.
Módulo	1.Módulo de decodificación de DICOM.

Tabla 4.1: Caso de uso seleccionar archivos.

#### Flujo principal caso de uso seleccionar archivos

1. El usuario elige la pestaña *Archivo* y da clic en *Abrir archivo*.
2. Se muestra una ventana donde el usuario puede navegar entre las carpetas y archivos existentes en el equipo.
3. El usuario selecciona el archivo o los archivos DICOM.
4. El usuario da click en *Aceptar*.
5. El sistema recibe la ruta de uno o varios archivos.[Alternativa A]
6. El sistema valida que los archivos sean de tipo DICOM.
7. Los archivos son de tipo DICOM.[Alternativa B]
8. Fin del caso de uso.



**Flujo alternativo A caso de uso seleccionar archivos.** El usuario no selecciona ningún archivo.

A1. No se recibe ninguna ruta.

A2. Se manda un mensaje de error.

A3. Se despliega la ventana con las carpetas y archivos del equipo.

A4. El usuario selecciona el archivo o archivos.

A5. El usuario da click en *Aceptar*.

A6. El sistema recibe la ruta del archivo de uno o varios archivo DICOM.

A7. Fin del caso de uso.

**Flujo alternativo B caso de uso seleccionar archivos.** El usuario no selecciona ningún archivo.

A1. Los archivos no tienen formato DICOM.

A2. Se manda un mensaje de error.

A3. Se despliega la ventana con las carpetas y archivos del equipo.

A4. El usuario selecciona el archivo o los archivos DICOM.

A5. El usuario da click en *Aceptar*.

A6. El sistema recibe la ruta del archivo de uno o varios archivo DICOM.

A7. Fin del caso de uso.

### 4.3.2. Caso de uso ver tomografía

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Mostrar la tomografía al usuario.
Resumen	Con base a los valores obtenidos del archivo cargado se genera la visualización de la tomografía en 2D.
Entradas	Arreglo con valores de Hounsfield obtenidos de DICOM.
Salidas	Imagen en 2D de la tomografía.
Precondiciones	Existe al menos un archivo cargado en el sistema.
Postcondiciones	El arreglo original queda almacenado para su uso posterior.
Tipo	Primario.
Módulo	2.Visualización.

Tabla 4.2: Caso de uso ver tomografía.

#### Flujo principal caso ver tomografía.

1. El usuario da clic en el botón *Mostrar tomografía*.
2. El sistema recibe los datos del archivo cargado.
3. Se genera la visualización de la tomografía en 2D.
4. Fin del caso de uso.

### 4.3.3. Caso de uso seleccionar región

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Acotar una región para su tratamiento.
Resumen	El usuario elige acotar una región y mediante una herramienta proporcionada por el sistema se selecciona el área que se desea analizar.
Entradas	Conjunto de coordenadas que comprenden la región.
Salidas	Conjunto de valores de Hounsfield correspondientes a la región.
Precondiciones	El usuario puede observar la tomografía.
Postcondiciones	El arreglo contiene unicamente valores dentro de los rangos de la escala de Hounsfield.
Tipo	Primario.
Módulo	1.Módulo de decodificación de DICOM.

Tabla 4.3: Caso de uso seleccionar región.

#### Flujo principal caso seleccionar región.

1. El usuario activa la opción *Acotar región*.
2. El sistema proporciona al usuario una herramienta para la delimitación de un área.
3. El usuario delimita la región que desea analizar.
4. El sistema valida que la región esté dentro de los límites de la tomografía.[Flujo alternativo A.]
5. Se dan los valores correspondientes al área acotada.
6. Fin del caso de uso.

**Flujo alternativo A caso de uso seleccionar región.** El usuario no selecciona ningún archivo.

- A1. Uno de los límites de la región sale de al área válida.
- A2. Se manda un mensaje de error.
- A3. Se reposiciona la herramienta de acotación.
- A4. El usuario delimita la región que desea analizar.
- A5. El sistema valida que la región esté dentro de los límites de la tomografía.
- A6. Se dan los valores correspondientes al área acotada.
- A7. Fin del caso de uso.

#### 4.3.4. Caso de uso seleccionar tratamiento

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Permitir al usuario realizar un algún tratamiento a la imagen.
Resumen	El usuario elige la técnica de tratamiento que se hará sobre la imagen.
Entradas	Técnica de tratamiento a realizar.
Salidas	Valores tratados.
Precondiciones	Se cargó al menos un archivo al sistema.
Postcondiciones	Los valores tratados respetan la escala de Hounsfield.
Tipo	Secundario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.4: Caso de uso seleccionar tratamiento.

##### Flujo principal caso seleccionar tratamiento.

1. El sistema despliega las técnicas de tratameinto disponibles.
2. El usuario elije el tratamiento que desea aplicar.
3. El sistema aplica los algoritmos requeridos a cada proceso.

4. Se generan los valores correspondientes obteniendo nuevos datos.
5. Fin del caso de uso.

#### 4.3.5. Caso de uso seleccionar técnica de segmentación

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Segmentar una o varias regiones de la tomografía.
Resumen	Se aplican los algoritmos requeridos para una segmentación.
Entradas	Arreglo de valores de Hounsfield y técnica a realizar.
Salidas	Valores de la imagen segmentada.
Precondiciones	Se cargó al menos un archivo en el sistema.
Postcondiciones	Valores tratados respetan la escala de Hounsfield.
Tipo	Primario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.5: Caso de uso seleccionar técnica de segmentación.

##### Flujo principal caso seleccionar técnica de segmentación.

1. El usuario selecciona la opción *Segmentar*.
2. El sistema despliega las técnicas de segmentación disponibles.
3. El usuario elige la técnica que desea aplicar.
4. El sistema aplica los algoritmos requeridos.
5. Se obtienen los valores de la segmentación.
6. Fin del caso de uso.

#### 4.3.6. Caso de uso seleccionar técnica de clasificación

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Clasificar las regiones con base a distintos criterios.
Resumen	Se aplican los algoritmos requeridos para una clasificación dependiendo el criterio.
Entradas	Arreglo de valores de Hounsfield y criterio de clasificación.
Salidas	Valores clasificados.
Precondiciones	Existe al menos un archivo cargado en el sistema.
Postcondiciones	Valores tratados respetan la escala de Hounsfield.
Tipo	Primario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.6: Caso de uso seleccionar técnica de clasificación.

##### Flujo principal caso seleccionar técnica de clasificación.

1. El usuario selecciona la opción *Clasificar*.
2. El sistema despliega las técnicas de clasificación disponibles.
3. El usuario elige la técnica que desea aplicar.
4. El sistema aplica los algoritmos dependiendo el criterio de clasificación.
5. Se clasifican los distintos valores.
6. Fin del caso de uso.

#### 4.3.7. Caso de uso seleccionar técnica de análisis

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Aplicar operaciones específicas sobre la imagen.
Resumen	Se aplican operaciones de menor complejidad.
Entradas	Arreglo de valores de Hounsfield y dependiendo la operación los parámetros necesarios.
Salidas	Valores manipulados.
Precondiciones	Existe al menos un archivo cargado en el sistema.
Postcondiciones	La imagen mantiene su integridad.
Tipo	Secundario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.7: Caso de uso seleccionar técnica de análisis.

##### Flujo principal caso seleccionar técnica de análisis.

1. El usuario selecciona la opción *Analizar*.
2. El sistema despliega las técnicas de análisis con que cuenta el sistema.
3. El usuario selecciona la operación deseada, como pueden ser *Rotar*, *Escalar*, *Medir*, entre otras.
4. El usuario proporciona los parámetros necesarios.
5. Se aplica la operación.
6. Se devuelve el resultado de aplicar la operación.
7. Fin del caso de uso.

#### 4.3.8. Caso de uso seleccionar ir a tomografía original

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Regresar al estado de la tomografía sin alteraciones.
Resumen	Se muestra la tomografía antes de tratamientos o acotaciones.
Entradas	Ninguna.
Salidas	Tomografía cargada originalmente al sistema.
Precondiciones	El sistema tiene al menos un archivo cargado.
Postcondiciones	Los tratamientos realizados se desechan.
Tipo	Secundario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.8: Caso de uso ir a tomografía original.

##### Flujo principal caso ir a tomografía original.

1. El usuario selecciona la opción *Tomografía original*.
2. El sistema recupera la matriz de valores cargada originalmente.
3. El sistema muestra la tomografía.
4. Fin del caso de uso.



#### 4.3.9. Caso de uso seleccionar exportar tomografía

Atributo	Descripción
Versión	1.0
Actor(es)	Usuario, Sistema
Propósito	Guardar la tomografía en otro formato de imagen.
Resumen	El usuario elige un formato para la exportación del archivo.
Entradas	Matriz de valores de Hounsfield.
Salidas	Tomografía en formato elegido.
Precondiciones	El sistema tiene al menos un archivo cargado.
Postcondiciones	El sistema mantiene en buffer la matriz exportada.
Tipo	Secundario.
Módulo	3.Tratamiento de imagen.

Tabla 4.9: Caso de uso exportar tomografía.

##### Flujo principal caso exportar tomografía.

1. El usuario selecciona la opción *Exportar*.
2. El sistema muestra las extensiones disponibles.
3. El usuario elige el formato.
4. El sistema exporta la tomografía.
5. Fin del caso de uso.

## 4.4. Diagramas de secuencia

### 4.4.1. Secuencia: Seleccionar archivos

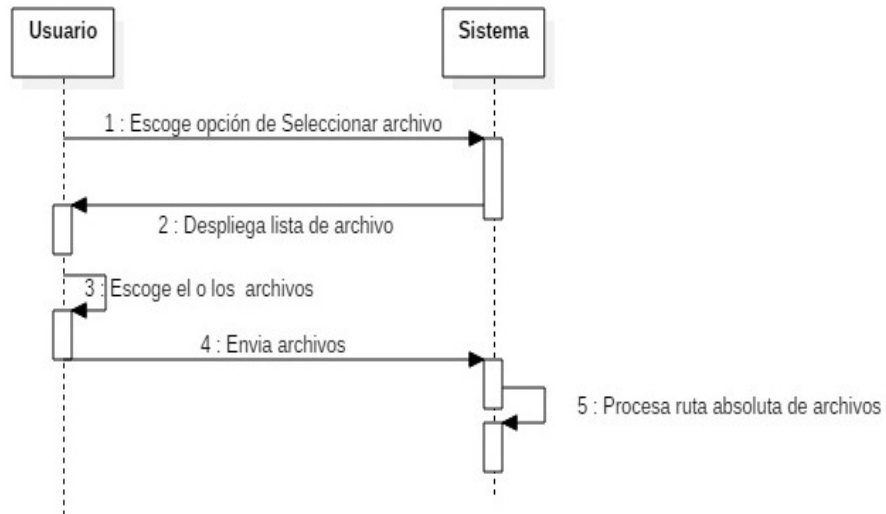


Figura 4.8: Secuencia: Seleccionar archivos.

Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.2. Secuencia: Ver tomografía

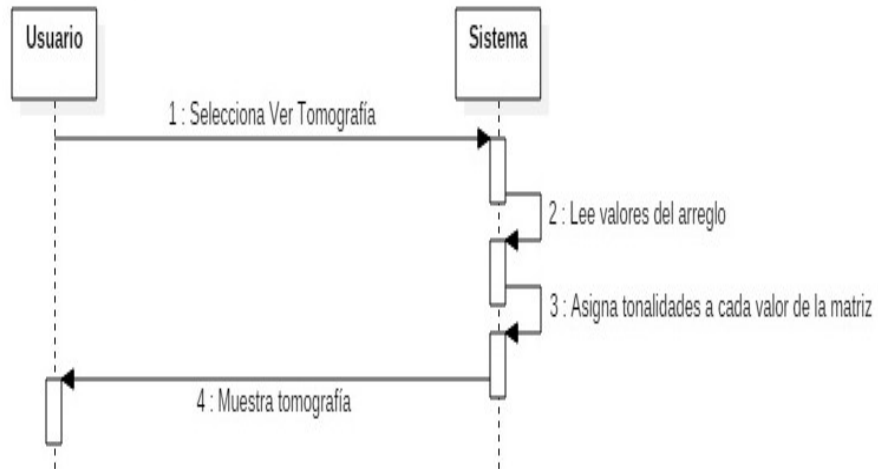


Figura 4.9: Secuencia: Ver tomografía.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.3. Secuencia: Seleccionar regiones

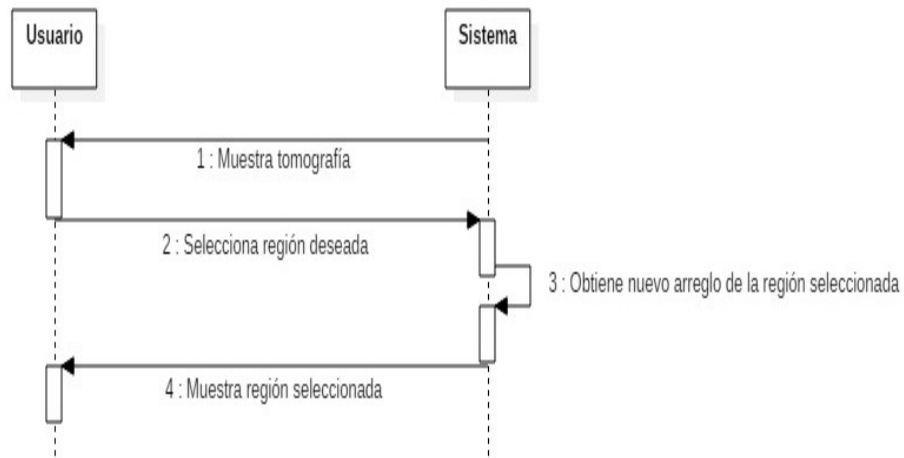


Figura 4.10: Secuencia: Seleccionar regiones.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.4. Secuencia: Seleccionar tratamiento

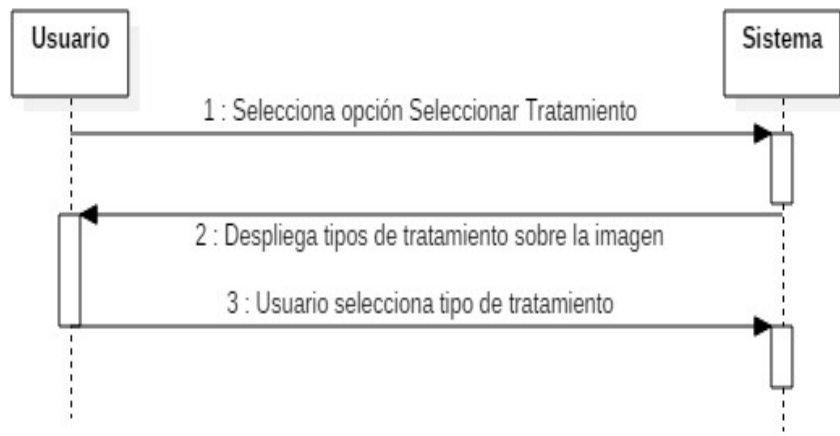


Figura 4.11: Secuencia: Seleccionar tratamiento.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.5. Secuencia: Seleccionar técnica de segmentación

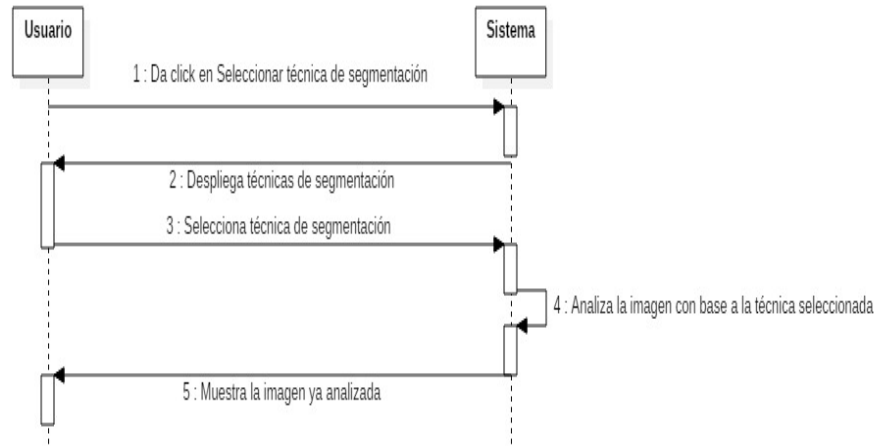


Figura 4.12: Secuencia: Seleccionar técnica de segmentación.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.6. Secuencia: Seleccionar técnica de clasificación

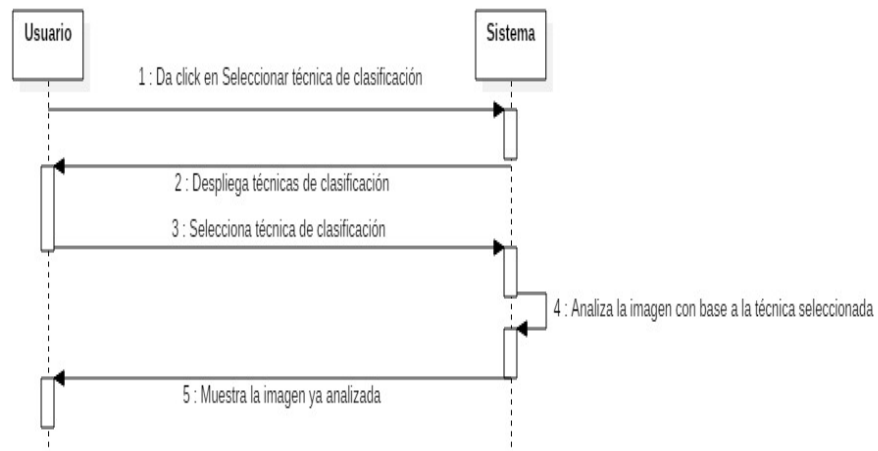


Figura 4.13: Secuencia: Seleccionar técnica de clasificación.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.7. Secuencia: Seleccionar técnica de análisis

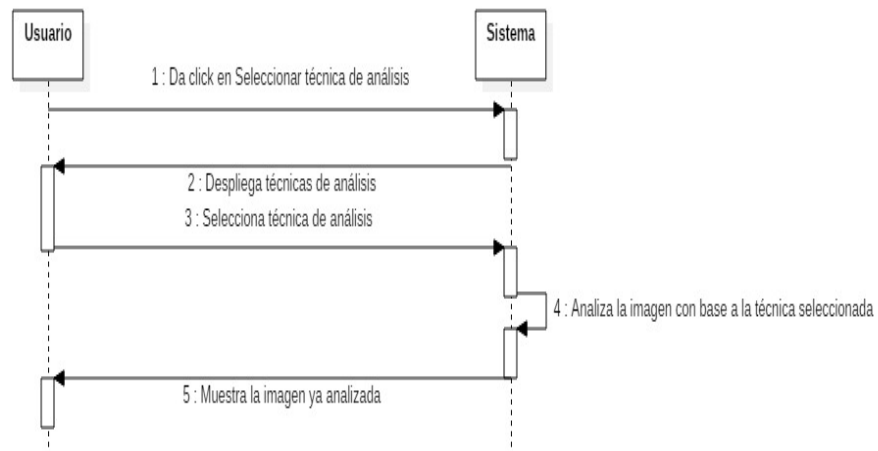


Figura 4.14: Secuencia: Seleccionar técnica de análisis.  
Fuente: Elaboración propia.



#### 4.4.8. Secuencia: Ir a tomografía original

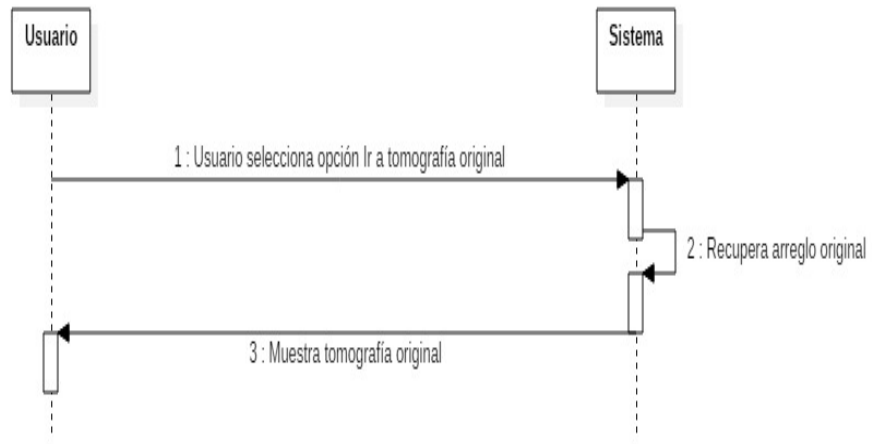


Figura 4.15: Secuencia:Ir a tomografía original.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4.9. Secuencia: Exportar tomografía

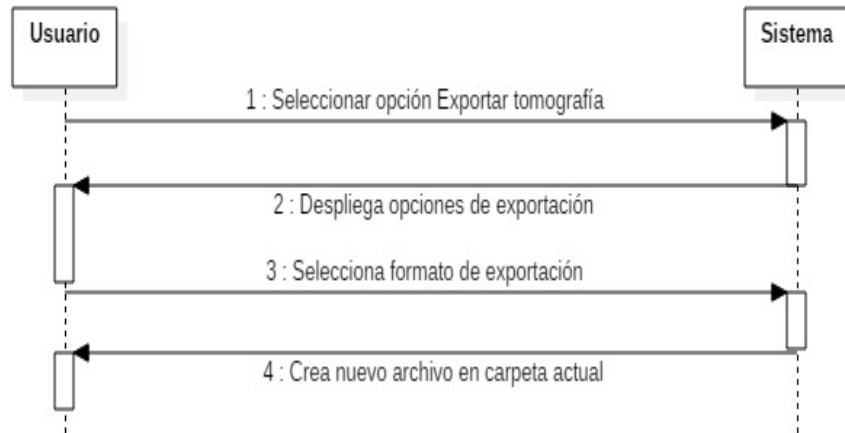


Figura 4.16: Secuencia:Exportar tomografía.  
Fuente: Elaboración propia.

# Capítulo 5

## Avances

En este capítulo se muestran los avances obtenidos sobre los módulos de decodificación DICOM, visualización y algunas implementaciones de tratamiento de imágenes básico.

Para la realización de pruebas del funcionamiento del sistema se utilizaron diversos archivos DICOM obtenidos de dos fuentes principales:

- **Medical Image Samples.** Repositorio digital de imágenes médicas creado por Sébastien Barré. En la página del repositorio se especifica que los archivos no tienen restricciones de uso y se deja al usuario la responsabilidad de lo que haga con ellas.

Acceso al repositorio: <http://www.barre.nom.fr/medical/samples/#s-ct>

- Algunos archivos fueron dados por uno de los directores de este trabajo, el M. en C. Edgardo Franco Martínez quien utilizó algunos para su tesis de maestría.

### 5.1. Decodificación DICOM

Para este módulo se ha generado un programa en Python donde el usuario elige un archivo DICOM, podemos verlo en la figura 5.1. Con ayuda de la librería PYDICOM se logró decodificar e interpretar de manera correcta el contenido de un archivo DICOM. Se obtuvo la matriz de valores de Hounsfield como se muestra en las figuras 5.2, además de leerse la cabecera de la imagen que contiene datos relacionados al

estudio como el paciente, hospital, tomógrafo, esta información se observa en la figura 5.3.

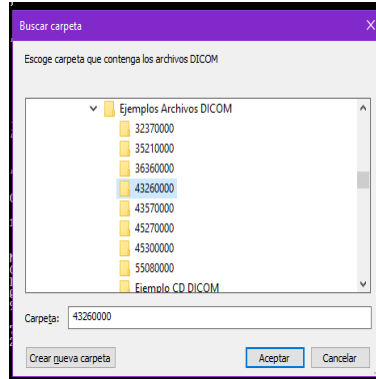


Figura 5.1: Ventana de navegación.  
Fuente: Elaboración propia.

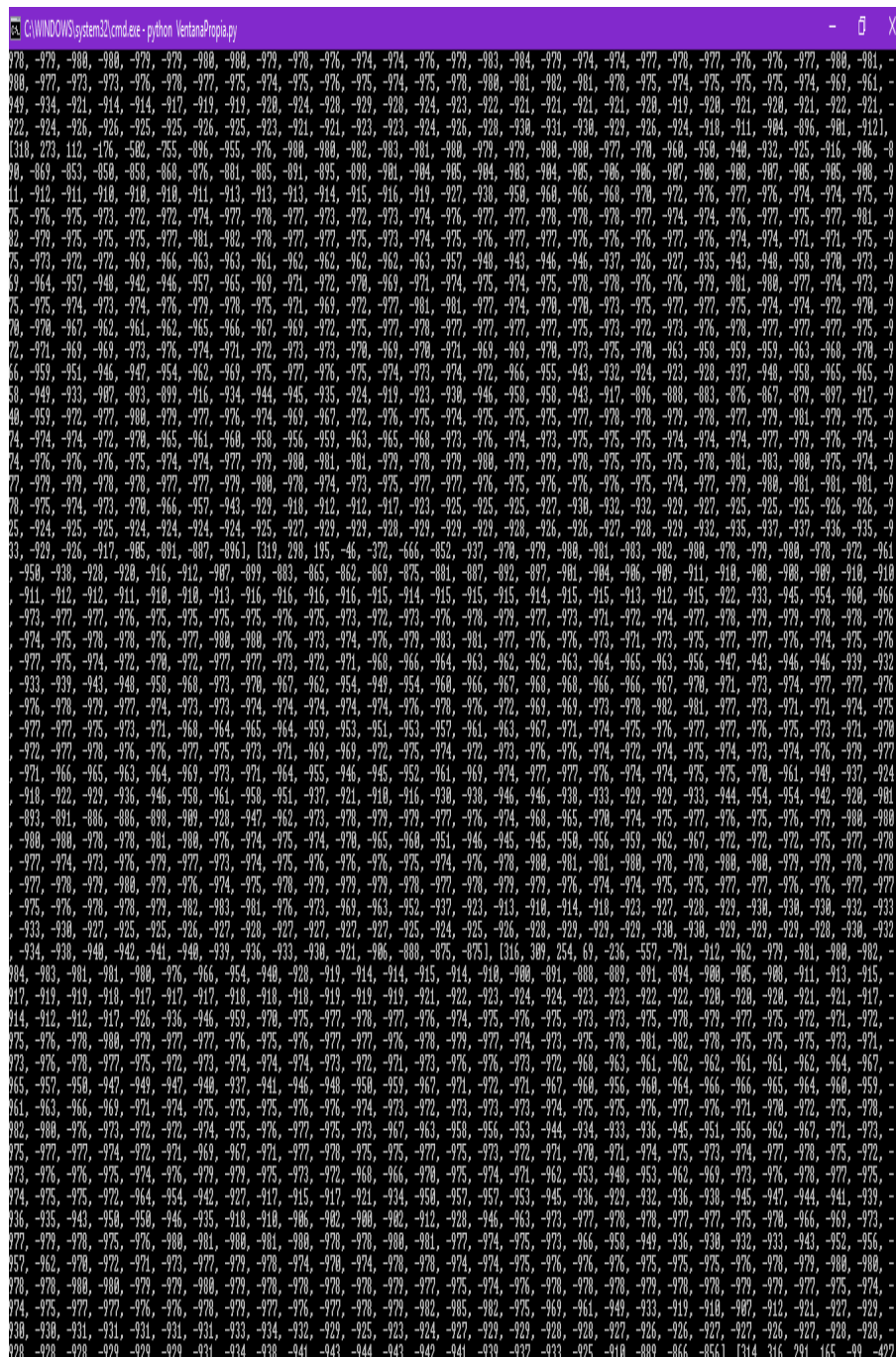


Figura 5.2: Matriz con valores de Hounsfield.

Fuente: Elaboración propia.

```

Simbolo del sistema - py -2 Main.py
28
(0008, 0005) Specific Character Set      CS: 'ISO_IR 100'
(0008, 0008) Image Type                  CS: ['ORIGINAL', 'PRIMARY', 'AXIAL', 'CT_SOM5 SEQ']
(0008, 0016) SOP Class UID                UI: CT Image Storage
(0008, 0018) SOP Instance UID            UI: 1.3.12.2.1107.5.1.4.32288.30000009110914160598400001378
(0008, 0020) Study Date                  DA: '20091110'
(0008, 0021) Series Date                 DA: '20091110'
(0008, 0022) Acquisition Date            DA: '20091110'
(0008, 0023) Content Date               DA: '20091110'
(0008, 0030) Study Time                  TM: '071558.546000'
(0008, 0031) Series Time                 TM: '071651.468000'
(0008, 0032) Acquisition Time            TM: '071742.556686'
(0008, 0033) Content Time                TM: '071742.556686'
(0008, 0050) Accession Number            SH: ''
(0008, 0060) Modality                    CS: 'CT'
(0008, 0070) Manufacturer                LO: 'SIEMENS'
(0008, 0080) Institution Name             LO: 'HOSPITAL PIRQUANO'
(0008, 0081) Institution Address          ST: 'Monroe\nBuenos Aires/545677/\nCapital Federal\nAR'
(0008, 0090) Referring Physician's Name PN: ''
(0008, 1010) Station Name                SH: 'CT32288'
(0008, 1030) Study Description            LO: 'Cabeza"CEREBRO_SECUENCIAIS (Adulto)'
(0008, 103e) Series Description           LO: 'Cerebro S/C 9.6 H31s'
(0008, 1070) Operators' Name             PN: 'CR-AL'
(0008, 1090) Manufacturer's Model Name   LO: 'Emotion 16 (2007)'
(0008, 1140) Referenced Image Sequence 1 item(s) ----
  (0008, 1150) Referenced SOP Class UID   UI: CT Image Storage
  (0008, 1155) Referenced SOP Instance UID UI: 1.3.12.2.1107.5.1.4.32288.30000009110914160598400001378
-----
(0008, 2112) Source Image Sequence 1 item(s) ----
  (0008, 1150) Referenced SOP Class UID   UI: 1.3.12.2.1107.5.9.1
  (0008, 1155) Referenced SOP Instance UID UI: 1.3.12.2.1107.5.1.4.32288.30000009110914160598400001351
-----
(0018, 0010) Private Creator              LO: 'SIEMENS CT VAI DUMMY'
(0018, 0010) Patient's Name               PN: 'RODRIGUEZ"EZEQUIEL'
(0018, 0020) Patient ID                   LO: '4748'
(0018, 0030) Patient's Birth Date         DA: '19841110'
(0018, 0040) Patient's Sex                CS: 'M'
(0018, 1010) Patient's Age                AS: '025Y'
(0018, 0015) Body Part Examined           CS: 'HEAD'
(0018, 0050) Slice Thickness              DS: '9.6'
(0018, 0060) RVP                          DS: '130'
(0018, 0090) Data Collection Diameter      DS: '500.084'
(0018, 1000) Device Serial Number          LO: '32288'
(0018, 1020) Software Version(s)          LO: 'syngo CT 2007E'
(0018, 1030) Protocol Name                LO: 'CEREBRO_SECUENCIAIS'
(0018, 1100) Reconstruction Diameter      DS: '214'
(0018, 1110) Distance Source to Detector  DS: '940'
(0018, 1111) Distance Source to Patient   DS: '535'
(0018, 1120) Gantry/Detector Tilt         DS: '-14'
(0018, 1130) Table Height                 DS: '160'
(0018, 1140) Rotation Direction            CS: 'CW'
(0018, 1150) Exposure Time                IS: '1000'
(0018, 1151) X-Ray Tube Current           IS: '200'
(0018, 1152) Exposure                    IS: '200'
(0018, 1160) Filter Type                  SH: '1'
(0018, 1170) Generator Power              IS: '26'
(0018, 1190) Focal Spot(s)                DS: '0.95'
(0018, 1200) Date of Last Calibration      DA: '20091109'
(0018, 1201) Time of Last Calibration      TM: '1119144.000000'

```

Figura 5.3: Cabecera archivo DICOM.

Fuente: Elaboración propia.

## 5.2. Visualización

El módulo de visualización se encarga de mostrar la tomografía con base en los valores del data set del archivo DICOM. Asignando un tono de gris diferente a cada valor de Hounsfield se logra una representación como la mostrada en la figura 5.4. La librería PyLab nos permitió realizar una visualización sencilla gracias a las funciones de graficado que contiene donde creamos un mapa de bits.

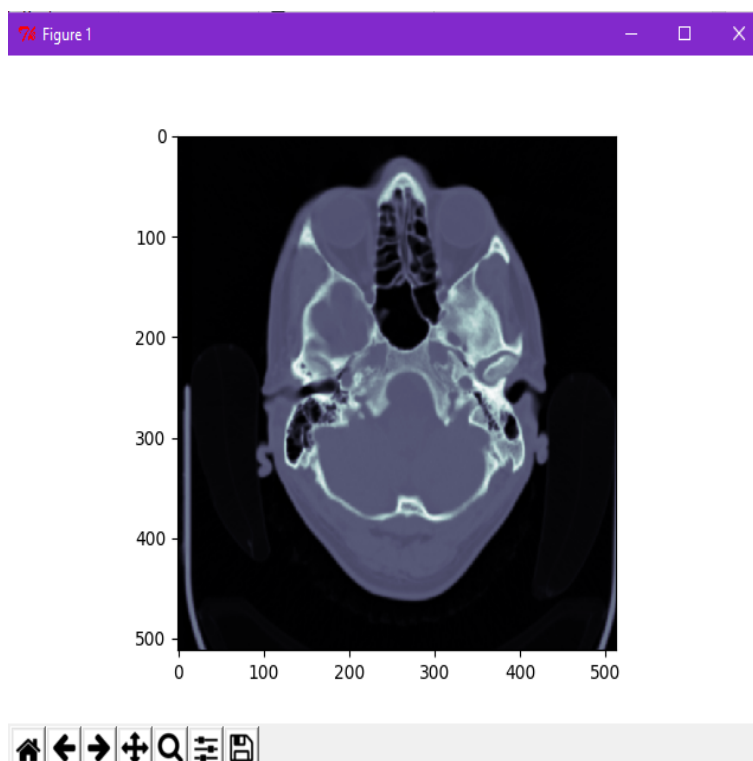


Figura 5.4: Tomografía mostrada en 2D.  
Fuente: Elaboración propia.

## 5.3. Tratamiento de imagen

Se implementaron dos algoritmos básicos de tratamiento sobre la tomografía mostrada en la figura 5.5.

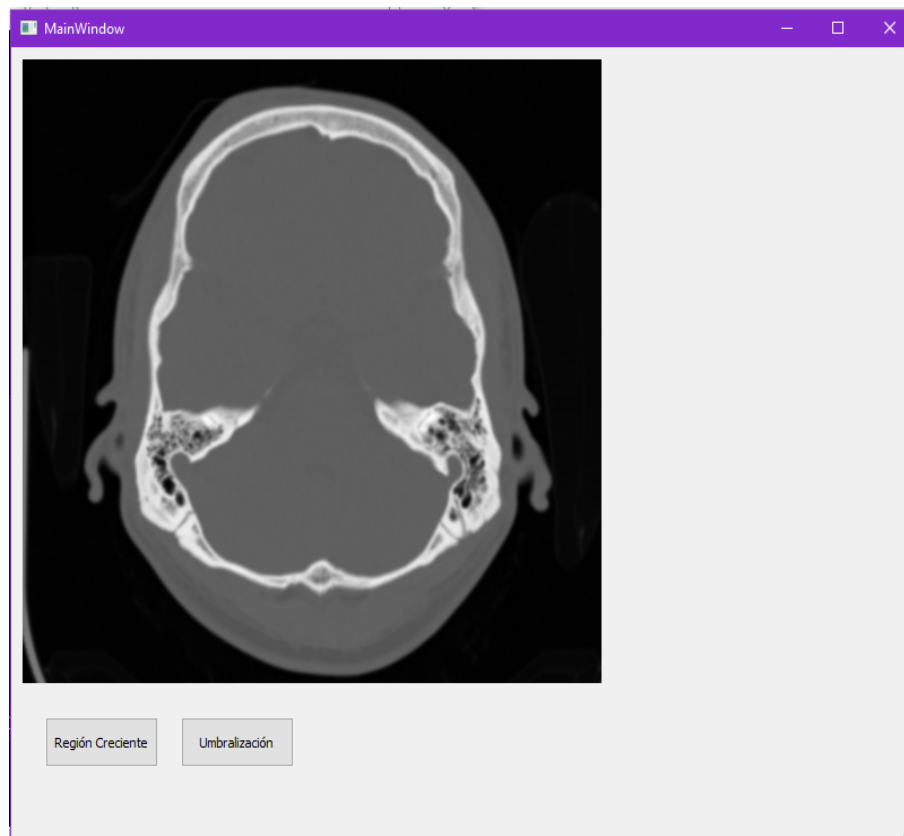


Figura 5.5: Tomografía sin tratamiento.  
Fuente: Elaboración propia.

La primera técnica aplicada fue multiumbralización. Se asignó un color diferente a cada tejido tomando como valores de umbral los límites establecidos a cada tejido en escala de Hounsfield, se observa el resultado en la figura 5.6.



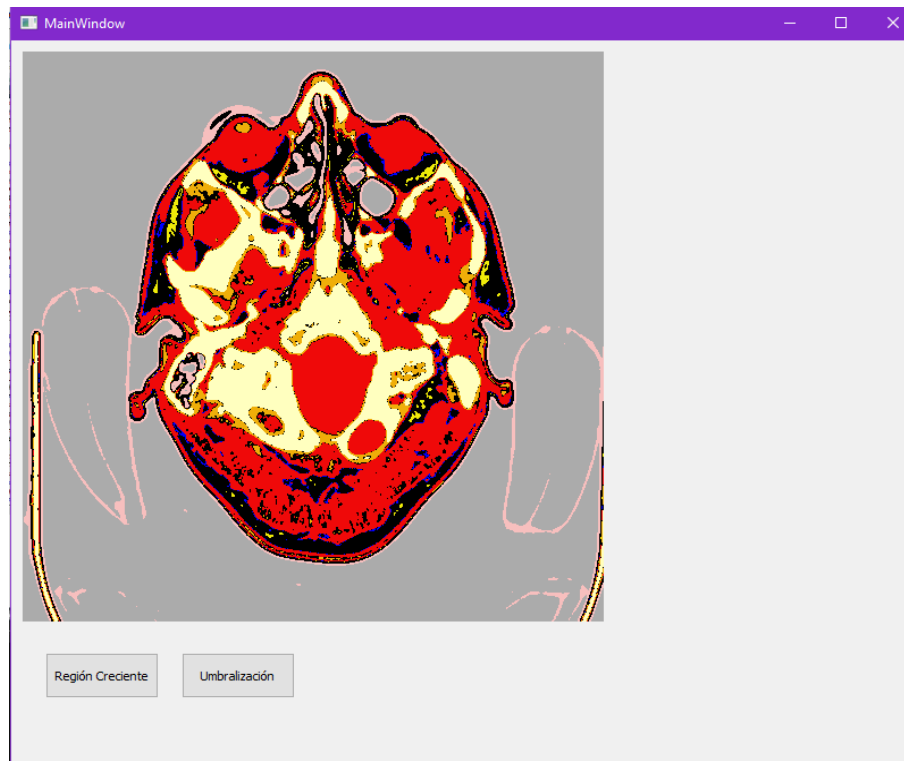


Figura 5.6: Tomografía con multiumbralización.  
Fuente: Elaboración propia.

Otra técnica que se implementó fue región creciente a partir de un punto dado por el usuario y un margen de similitud al punto. Se obtiene el valor del pixel en el punto dado y se realiza una búsqueda de amplitud generando dos clases, una donde los valores de los pixeles se encuentran en un rango del valor del pixel más/menos el valor de similitud proporcionado, además deben cumplir para entrar en la clase es que tengan al menos un punto vecino que también se encuentre dentro del margen, la otra clase contiene los pixeles que no cumplieron las condiciones.

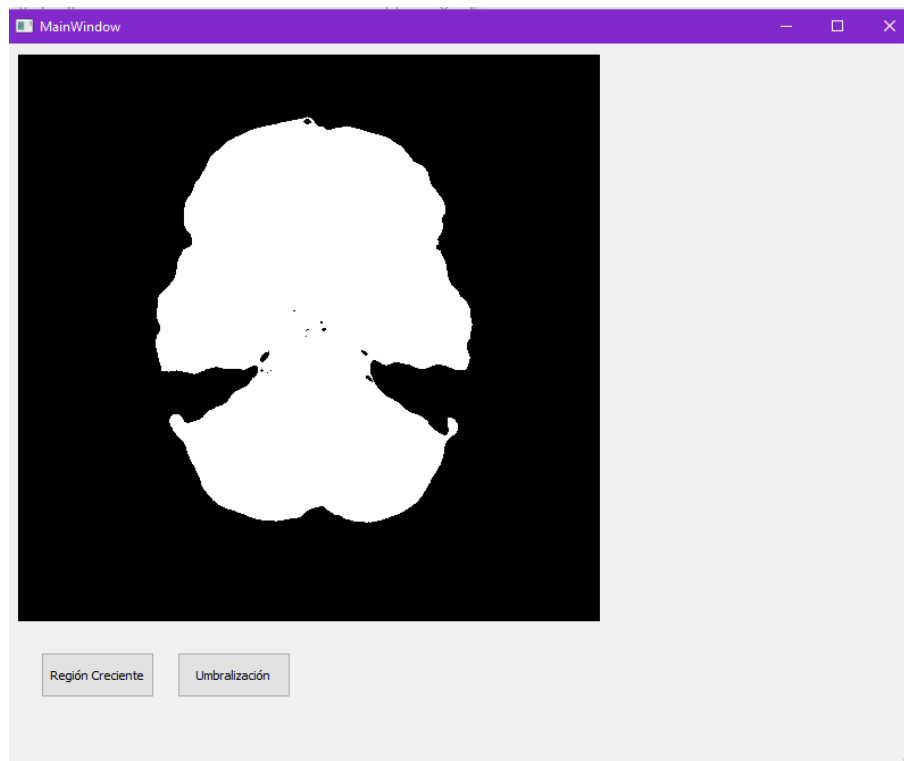


Figura 5.7: Región creciente en una tomografía.  
Fuente: Elaboración propia.

# Bibliografía

- [1] P. A. Carrión, J. Ródenas, and J. J. Rieta, *Ingeniería biomédica. Imágenes médicas*. Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha, 2006.
- [2] J. C. R. Giraldo, C. A. Clavijo, and C. McCollough, “Tomografía computarizada por rayos x; fundamentos y actualidad,” *Ingeniería Biomédica*, vol. 2, no. 4, p. 13, 2008.
- [3] K. Doi, “Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, no. 4, p. 198, 2007.
- [4] NEMA, <http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part01.pdf>, 2016.
- [5] O. Pianykh, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide*. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [6] B. Imaging. (2014) Ct scanner price guide. [Online]. Available: <https://info.blockimaging.com/bid/84432/ct-scanner-price-guide>
- [7] Medwow. (2013) Scanner ct - toshiba - aquilion 32. [Online]. Available: <http://es.medwow.com/used-ct-scanner/toshiba/aquilion-32/716334511.item>
- [8] I. D. Imaging. (2017) Occiput.io. [Online]. Available: <https://idoimaging.com/programs/332>
- [9] ——. (2017) Niftyrec. [Online]. Available: <https://idoimaging.com/programs/331>
- [10] O. Viewer. (2014) Osirix hd user manual. [Online]. Available: <http://www.osirix-viewer.com/Manual/>

- [11] D. Laboratory. (2017) 3dimviewer (for windows and mac os x). [Online]. Available: <http://www.3dim-laboratory.cz/en/software/3dimviewer>
- [12] D. L. Phalm, C. Xu, and J. L. Prince, "Current methods in medical image segmentation," *Annual Review of Biomedical Engeneering*, vol. 2, p. 315, 2000.
- [13] PerkinELmer. (2016) Image analysis software. [Online]. Available: <http://www.perkinelmer.com/category/image-analysis-software>
- [14] A. S. Corp. (2016) 3d-doctor. [Online]. Available: <http://www.ablesw.com/3d-doctor/index.html>
- [15] E. F. Martínez, "Análisis digital de imágenes tomográficas sin contraste para la búsqueda de tumores cerebrales," Master's thesis, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, 2011.
- [16] H. F. Mondragón and K. P. Hernández, "Reconstrucción tridimensional de estructuras internas del cuerpo humano a partir de tomografías axiales computarizadas," Escuela Superior de Cómputo - Instituto Politécnico Nacional, México, Tech. Rep., 2012.
- [17] R. C. González and R. E. Woods, *Digital Image Processing*. Pearson, 2008.
- [18] J. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [19] E. Carver and B. Carver, *Medical imaging: Techniques, reflection and evaluation*. Churchill Livingstone, 2012.
- [20] C. E. Misch, *Prótesis Dental Sobre Implantes*. Elsevier, 2007.
- [21] D. N. C. Pereira, *Tomografía Axial Computada*. Universidad de la República Oriental del Uruguay, 2004.
- [22] J. Jiménez, *Fundamentos Morfológicos de la Tomografía Axial Computarizada Craneo - Encefálica*. Universidad de Sevilla, 1981.
- [23] O. S. Pianykh, *Digital imaging and communication in medicine(DICOM) a practical introduction and survival guide*. Springer Science and Bussines Media, 2009.
- [24] C. E. Misch, *Implantología contemporánea*. Elsevier, 2009.

- [25] M. Hofer, *Manual práctico de TC*. Médica Panamericana, 2005.
- [26] P. K. Sahoo, S. Soltan, and A. K. C. Wong, “A survey of thresholding techniques,” *Computer vision, graphics, and imaging processing*, vol. 41, p. 223, 1988.
- [27] I. N. Manousakas, P. E. Undrill, G. G. Cameron, and T. W. Redpath, “Split-and-merge segmentation of magnetic resonance medical images: Performance evaluation and extension to three dimensions,” *Computer and biomedical research*, vol. 31, p. 393, 1998.
- [28] N. Dhanachandra, K. Manglem, and Y. J. Chanu, “Image segmentation using k-means clustering algorithm and subtractive clustering algorithm,” *Procedia Computer Science*, vol. 54, p. 764, 2015.
- [29] S. Tatiraju and A. Mehta, “Image segmentation using k-means clustering, em and normalized cuts.”
- [30] A. S. Tanenbaum, *Sistemas operativos Modernos*. Pearson, 2009.
- [31] J. Levin, *Mac OS X and iOS internals: To the Apple’s Core*. Wrox, 2012.
- [32] B. Eckel, *Piensa en Java*. Prentice Hall, 2007.
- [33] H. M. Deitel and P. J. Deitel, *Cómo programar en C/C++ y Java*. Pearson, 2004.
- [34] A. B. Downey, *Think Python: How to think like a computer scientist*. O’Reilly, 2016.
- [35] PYDICOM. (2012) Pydicom documentation. [Online]. Available: <http://pydicom.readthedocs.io/en/stable>
- [36] dcm4che.org. dcm4che.org wiki. [Online]. Available: <http://dcm4che.atlassian.net/wiki/display/proj/dcm4che.org+Wiki>
- [37] I. Sommerville, *Software Engineering*. Pearson, 2006.
- [38] T. Northrup, *Windows 8.1 Inside Out*. Microsoft Press, 2015.
- [39] Microsoft. (2017) Características disponibles solo en windows 10. [Online]. Available: <https://www.microsoft.com/es-mx/windows/features>
- [40] J. D. Castro, *Introducing Linux Distros*. Apress, 2016.

- [41] —, *Ubuntu Unleashed 2015 Edition: Covering 14.10 and 15.04*. Apress, 2016.
- [42] S. HQ. (2017) Sublime text. [Online]. Available: <https://www.sublimetext.com/>
- [43] P. Brachet. (2015) Texmaker: The universal latex editor. [Online]. Available: <http://www.xmlmath.net/texmaker/>
- [44] G. Team. Gnu image manipulation program. [Online]. Available: <https://www.gimp.org/>
- [45] MKLab. (2016) Staruml. [Online]. Available: <http://staruml.io/>
- [46] Microsoft. (2017) Windows 10 home. [Online]. Available: <https://goo.gl/aueHx0>
- [47] THEGRUTECHNOLOGYMX. (2017) Windows 8.1 pro licencia original. [Online]. Available: <https://goo.gl/dDv5gd>
- [48] Ubuntu. (2017) Ubuntu. [Online]. Available: <https://www.ubuntu.com/download>
- [49] elementary. (2017) elementary. [Online]. Available: <https://elementary.io/es/>
- [50] O. Laboral. (2016) Promedio de ingresos de los profesionistas. [Online]. Available: <https://goo.gl/E0dm9j>
- [51] C. N. de Salarios Mínimos. (2017) Salarios mínimos. [Online]. Available: <https://goo.gl/nMh4pI>
- [52] D. X. M. Triadó, “El pert: un método eficaz para la planificación de actividades,” *UNIVERSITAT DE BARCELONA*, vol. 1, pp. 2–5, 2012.
- [53] I. Sommerville, *Ingengería de software*. Pearson, 2011.