

**INTERFAZ GRÁFICA TIPO EDUCATIVO PARA EL PROCESAMIENTO DE
IMÁGENES DICOM**

**LEONARDO ANDRES CASTELLANOS SANABRIA
STEPHANY NIÑO GÓMEZ**

**UNIVERSIDAD ECCI
FACULTAD DE INGENIERÍAS
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTA, D.C.**

2019

**INTERFAZ GRÁFICA TIPO EDUCATIVO PARA EL PROCESAMIENTO DE
IMÁGENES DICOM**

LEONARDO ANDRES CASTELLANOS SANABRIA

STEPHANY NIÑO GÓMEZ

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero (a) Biomédico (a)

Tutor

MSc. Ricardo Espinosa Medina

UNIVERSIDAD ECCI

FACULTAD DE INGENIERÍAS

PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

BOGOTA, D.C.

2019

Nota de Aceptación

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Bogotá D.C., Julio de 2019

Esta tesis está dedicada a la Sra. Luz Stella Sanabria, madre y suegra quien ha mostrado su apoyo incondicional, por sus consejos, valores y por creer en nosotros siempre.

A mi madre Rocío Helena y Luis Enrique por enseñarme lecciones de vida que me han forjado mi carácter y valores, gracias por estar conmigo, a ustedes les dedico este trabajo.

Mamita, este trabajo que hicimos con tanto esfuerzo te lo dedicamos a ti, por ser ejemplo de paciencia, perseverancia y alegría en los momentos más complicados, gracias por estar siempre ahí para apoyarnos y para motivarnos a seguir adelante en todas nuestras ocurrencias

Agradecimientos

A nuestro asesor de monografía el ingeniero Ricardo Espinosa, por su dedicación, esfuerzo, motivación, paciencia, experiencia, rectitud como docente, visión crítica y consejos, ya que gracias a todos sus conocimientos culminamos satisfactoriamente esta ardua labor para obtener finalmente nuestro título de Ingenieros Biomédicos.

A cada uno de los profesores que hicieron parte de nuestro proceso en la universidad, ya que aportaron valiosos conocimientos a la formación profesional y contribuyeron en muchas formas para lograr este resultado final.

Existen un sin número de personas que hacen parte de nuestras vidas, unas están presentes y otras ya no, a nuestras amistades, a nuestros familiares, a nuestros compañeros de trabajo les agradecemos el apoyo, la amistad, los consejos, el ánimo, la compañía en todas las etapas de nuestras vidas, sin ustedes no existiría una experiencia y la ilusión de culminar este ciclo.

Contenido

	pág.
Introducción	1
1. Planteamiento del Problema	6
2. Descripción del Problema	7
3. Formulación del Problema	8
4. Justificación	9
5. Objetivos	11
5.1 Objetivo General	11
5.2 Objetivos Específicos	11
6. Antecedentes	12
6.1 Historia del procesamiento de imágenes	12
7. Marco Teórico	18
7.1 Tomografía convencional	19
7.2 Fluoroscopia	20
7.3 Angiografía	21
7.4 Imágenes de energía dual	23
7.5 Mamografía digital	24
7.6 Tomosíntesis digital	26
7.7 Tomografía computarizada	28
7.8 Ultrasonido	30

7.9 PET	31
7.10 Resonancia magnética	32
7.11 Ruido	33
7.12 Técnicas de filtrado	35
7.12.1 Filtro gaussiano	36
7.12.2 Filtro average o filtro de media	37
7.12.3 Filtro laplaciano	37
7.12.4 Filtro sobel	38
7.12.5 Operador Prewitt	38
7.12.6 Algoritmo de Canny	39
7.12.7 Operador de Roberts	40
7.12.8 Filtro Gabor	40
7.12.9 Filtro Zero Cross	41
7.12.10 Filtro Unsharp	41
7.13 Imágenes DICOM	42
8. Metodología	44
8.1 Indicaciones para el uso del software	48
9. Resultados	53
10. Discusión	59
11. Conclusiones	60
12. Beneficios	61
13. Aportes	62
Referencias Bibliográficas	63

Anexos

71

Lista de Figuras

	pág.
Figura 1. Tomografía	19
Figura 2. Fluoroscopia	20
Figura 3. Angiografía	21
Figura 4. Imágenes energía dual.	23
Figura 5. Imagen mamografía digital	24
Figura 6. Imagen tomosíntesis digital	26
Figura 7. Tomografía computarizada	28
Figura 8. Ultrasonido	30
Figura 9. Imagen PET	31
Figura 10. Imagen Resonancia Magnética	32
Figura 11. Diagrama de Bloques Software	46
Figura 12. Inicio del Programa	48
Figura 13. Selección y carga de carpeta de estudio	49
Figura 14. Inicio del programa con precarga de imágenes	49
Figura 15. Imagen aplicando herramienta zoom	50
Figura 16. Imagen aplicando herramienta medir	50
Figura 17. Interfaz de cambios imagen seleccionada.	51
Figura 18. Interfaz de cambios a la imagen	51
Figura 19. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro de Media	54

Figura 20. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Motion	54
Figura 21. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Laplaciano	55
Figura 22. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Gaussiano	55
Figura 23. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Sobel	56
Figura 24. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Prewitt	56
Figura 25. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Disk	57
Figura 26. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Logarítmico	57
Figura 27. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Unsharp	58

Lista de Anexos**pág.**

Anexo A. Desarrollo del trabajo de campo en Santiago de Cuba

71

Glosario

Algoritmo: “conjunto ordenado y finito de operaciones que permite hallar la solución de un problema” (RAE, 2014)

Atenuación: “se aplica a la disminución de la intensidad, la gravedad o la importancia de algo” (RAE, 2014)

Asintomático: “no hay síntomas” (Medlineplus, 2018)

Binarización: “La binarización de una imagen consiste en un proceso de reducción de la información de la misma, en la que sólo persisten dos valores: verdadero y falso. En una imagen digital, estos valores, verdadero y falso, pueden representarse por los valores 0 y 1 o, más frecuentemente, por los colores negro (valor de gris 0) y blanco (valor de gris 255).” (Dimages, 2018, p.1)

Brecha: “herida, especialmente en la cabeza.” (RAE, 2014)

Brillo: “luz que refleja o emite un cuerpo.” (RAE, 2014)

Cánula: “tubo terminal o extremo de las jeringas, en el que se coloca la aguja” (RAE, 2014)

Catéter: “sonda que se introduce por cualquier conducto natural o artificial del organismo para explorarlo o dilatarlo.” (Wordreference, 2019, p.2)

Código: “combinación de letras, números u otros caracteres que tiene un determinado valor dentro de un sistema establecido” (RAE, 2014)

Colimador: “en ciertos aparatos, como espectroscopios y goniómetros, parte que tiene por misión colimar los rayos luminosos” (RAE, 2014)

Contraste: “relación entre el brillo de las diferentes partes de una imagen, relación

entre la iluminación máxima y mínima de un objeto, en la imagen fotográfica o televisiva, inexistencia o escasez de tonos intermedios, de tal manera que resaltan mucho lo claro y lo oscuro. Sustancia que introducida en el organismo hace observables, por rayos X u otro medio exploratorio, órganos que sin ella no lo serían” (RAE, 2014)

Convolución: “se denomina convolución a una función, que, de forma lineal y continua, transforma una señal de entrada en una nueva señal de salida” (Dimages, 2017, p.2)

Espectroscopia: “Rama de la física que estudia los espectros, Imagen obtenida por un espectroscopio” (RAE, 2014)

Estenopeico: “Que tiene una apertura estrecha. Se utiliza para confirmar que la agudeza visual de un paciente se puede mejorar mediante la prescripción de una graduación adecuada. Cuando la agudeza visual se encuentra alterada por una lesión orgánica, esta no mejora cuando el paciente mira a través del agujero estenopeico” (CUN, 2017, p.1)

Experticia: “Habilidad experta en un determinado conocimiento. Es decir que el término experticia denomina a la persona que tiene la cualidad de concentrar tanto conocimiento y pericia en un determinado campo como experiencia por la práctica habitual. La experticia es una cualidad que suma experiencia y habilidad en un área determinada.”(Quesignificado, 2019, p.1)

Farmaceuta: “de la farmacia o relativo a ella” (Wordreference, 2019)

Ferromagnético: “que contiene cualidades del hierro y es capaz de generar un campo magnético o ser influido por él” (CUN, 2017)

Fotón: “Cada una de las partículas que, según la física cuántica, constituyen la luz y,

en general, la radiación electromagnética” (RAE, 2014, p.2)

Gradiente: “Razón entre la variación del valor de una magnitud en dos puntos próximos y la distancia que los separa” (RAE, 2014, p.2)

Grafito: “Variedad del carbono natural negra y metálica, untuosa al tacto, que se emplea para hacer lápices, crisoles refractarios, ánodos electrolíticos” (Wordreference, 2019, p.1)

Hardware: “Conjunto de elementos materiales que constituyen el soporte físico de un ordenador” (Wordreference, 2019, p.2)

Interfaz: “Conexión o frontera común entre dos aparatos o sistemas independientes” (RAE, 2014, p.2)

Metabolismo: “Conjunto de reacciones químicas que efectúan las células de los seres vivos con el fin de sintetizar o degradar sustancias” (RAE, 2014, p.2)

Mioblastoma: “Tumor de mioblastos de la lengua, labios, cuello y otras partes del cuerpo, de carácter generalmente benigno” (Babylon, 2018, p.2)

Morfología: “Parte de la biología que estudia la forma de los seres orgánicos y de las modificaciones o transformaciones que experimenta” (Wordreference, 2019, p.2)

Multidimensional: Que tiene varias dimensiones

Patología: parte de la medicina que estudia las enfermedades, conjunto de síntomas de una enfermedad (RAE, 2014, p.2)

Radiofármaco: “Los radiofármacos en Medicina Nuclear se utilizan como compuestos de contraste que se inyecta al paciente, por vía intravenosa, permitiendo observar el interior del organismo de un modo no invasiva y obtener así la imagen molecular del organismo o de la patología determinada que se pretende estudiar” (CUN,

2017,p.7)

Radionucleido: “Isótopo inestable que se desintegra espontáneamente emitiendo radiaciones alfa, beta, gamma o de neutrones” (Foronuclear, 2018, p.3)

Software: Conjunto de programas, instrucciones y reglas informáticas para ejecutar ciertas tareas en una computadora. (RAE, 2014, p.2)

Traumatismo: “Lesión interna o externa provocada en los tejidos, traumatismo craneoencefálico, Estado del organismo afectado por una herida grave” (Wordreference, 2019, p.1)

Umbral: “Valor mínimo de una magnitud a partir del cual se produce un efecto determinado” (Wordreference, 2019, p.1)

Resumen

Los avances tecnológicos han permitido generar herramientas que ayudan en un diagnóstico temprano de múltiples enfermedades con el fin de aumentar las posibilidades en las condiciones de vida de los pacientes y la esperanza de vida de los pacientes.

En este sentido una de las bondades de las tecnologías al servicio de la salud contribuye al estudio de la composición interna del cuerpo humano, las cuales se realizan a través de tomografías computarizadas y resonancias magnéticas, entre otras. Es así que, este tipo de herramientas tecnológicas posibilitan observación, comparación y la fácil percepción de las tres dimensiones del cuerpo, generando un mayor detalle en los hallazgos y por ende en un diagnóstico eficaz sobre las condiciones de salud de un paciente

A partir de lo anterior se toma como base, una herramienta que permite relacionar un formato de almacenamiento y distribución de imágenes médicas, este formato se hace llamar DICOM. Esta herramienta permite la selección de una buena parte de la imagen que contiene la información que está sujeta la imagen visual, así como la interpretación de sondeo que va más allá de una escueta imagen en escala de grises.

La presente investigación resalta la importancia de DICOM y el uso de herramientas que permitan procesar imágenes clínicas reales con el objetivo de darle al estudiante un instrumento pedagógico que le permita comprender de manera práctica las características que tienen los filtros en una imagen, las transformaciones básicas (contraste, brillo, binarización), detección de bordes y contaminación con diferentes ruidos

Términos clave: Imágenes diagnósticas, DICOM, tecnologías, tomografía

Abstract

Technological advances have made it possible to generate tools that help in the early diagnosis of multiple diseases in order to increase the possibilities in patients' living conditions and the life expectancy of patients.

In this sense, one of the benefits of technologies at the service of health contributes to the study of the internal composition of the human body, which is carried out through computerized tomography and magnetic resonance, among others. Thus, this type of technological tools allow observation, comparison and easy perception of the three dimensions of the body, generating greater detail in the findings and therefore in an effective diagnosis on the health conditions of a patient

Based on the above, it is based on a tool that allows to relate a storage format and distribution of medical images, this format is called DICOM. This tool allows the selection of a good part of the image that contains the information that is subject to the visual image, as well as the interpretation of sounding that goes beyond a brief grayscale image.

This research highlights the importance of DICOM and the use of tools that allow the processing of real clinical images with the aim of giving the student a pedagogical instrument that allows him to understand in a practical way the characteristics that filters have in an image, the basic transformations (contrast, brightness, and binarización), edge detection and contamination with different noises

Key terms: Diagnostic images, DICOM, technologies, tomography

Introducción

Las imágenes diagnósticas actualmente son una herramienta poderosa para el diagnóstico temprano, que le permite al especialista proponer tratamientos más efectivos que conllevan a la cura de enfermedades como el cáncer, contribuyendo significativamente a la reducción de cirugías exploratorias, haciendo más asertiva la tarea del profesional médico. Las imágenes diagnósticas se refieren a la técnica y procesos implementados para hacer imágenes de las partes del cuerpo humano, tanto en lo externo como en lo interno, que pueden ser analizadas para fines clínicos (Raudales, 2014)

Las imágenes diagnósticas pueden ser producidas por diferentes principios físicos, por medio de ondas de ultrasonido, ondas magnéticas o radiaciones ionizantes, este último tipo de radiaciones, llamada rayos X, fue descubierta en 1895 y es la técnica más antigua y más comúnmente utilizada para producir imágenes de la estructura interna de una persona de manera no invasiva. Estas imágenes son producidas por el llamado tubo de rayos X, el cual genera un haz de rayos X que pasa a través del cuerpo. En su camino, el área del cuerpo a estudiar absorbe parte de la energía producida. Este proceso se describe como atenuación del haz de rayos X. En el lado opuesto del cuerpo, los detectores o una película capturan los rayos X atenuados. Luego de un procesamiento por medio de equipos de adquisición y procesamiento de imagen, da como resultado una imagen clínica. Este proceso es conocido como radiografía convencional, y produce una imagen plana o en 2D (NIBIB, 2017)

En la tomografía computarizada (TAC), el tubo y el detector giran alrededor del cuerpo durante el examen para que se puedan adquirir múltiples imágenes, que después de un procesamiento de imagen y una reconstrucción se puede obtener una visualización en

volumen o 3D, lo que permite a los médicos examinar las porciones individuales dentro de las imágenes tridimensionales. Cada imagen de sección transversal representa una "rebanada" de la persona que está siendo fotografiada, el análisis de estas imágenes transversales, permiten generar un sistema de alerta, que ayuda a reconocer el camino adecuado para una variedad de propósitos, tales como, diagnóstico, planificación del tratamiento, intervención o detección de cualquier patología que necesite ser estudiada por medio de este tipo de imágenes y equipos médicos especializados (Calzado & Geleijns, 2010)

Con el fin de darle más herramientas de análisis al médico especialista, se aplican diferentes técnicas de procesamiento de imágenes que incluyen, características de extracción, detección de bordes, clasificación de imágenes, detección de anomalías fisiopatológicas y morfológicas, entre otras.

Las imágenes obtenidas de diferentes técnicas de adquisición médica pueden contener varias imperfecciones y/o contaminación con ruido, producto del propio aparato de adquisición o del medio ambiente en que se toma la imagen. Por esta razón, muchos estudios que se han centrado en crear métodos que permitan eliminar o reducir notablemente el ruido en una imagen. Los ruidos más comunes son: gaussiano, Poisson, Speckle y sal y pimienta, y los filtros más utilizados para transformar la imagen, con el propósito de mejorarla o extraer características son: el filtro de Media, Gaussiano, Laplaciano, motion, sobel, prewitt, disk, log y unsharp. Estos filtros se encuentran en diferentes plataformas, incluido el programa MATLAB® (Amador, 2014)

Ciertamente, hoy en día el uso de tecnología en todas las ciencias, minimiza los errores y añade practicidad a lo que se quiera desarrollar, estudiar y analizar. Es por esto,

que se propone una herramienta educativa que permitirá evidenciar de manera práctica y didáctica, la aplicación de ruidos y el uso de filtros existentes en la herramienta de procesamiento de imágenes de Matlab®. Mismas herramientas que se encuentran en múltiples programas online o licenciados, que son utilizados por especialistas para el análisis de imágenes. Sin embargo, son pocos los programas que sirven de entrenamiento para un público más amplio, que les guste o estén comenzando una especialidad en el tema de procesamiento de imágenes médicas (Castro & Delgado, 2014)

De esta manera, esta monografía se centra en las imágenes médicas digitales (DICOM) las cuales se definen como un estándar que especifica un protocolo de intercambio de datos no propietario, que fue desarrollado por el Colegio Americano de Radiología y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. En la actualidad, se ha convertido en el estándar no cuestionado para el intercambio y la gestión de imágenes biomédicas. En este trabajo se resalta la importancia de DICOM y el uso de herramientas que permitan procesar imágenes clínicas reales, y de la misma manera, proceder a interpretar las características que tienen los filtros en una imagen, las transformaciones básicas (contraste, brillo, binarización), detección de bordes y contaminación con diferentes ruidos (Roa, Aparecida & Vicentini, 2016)

Actualmente, existen aplicaciones sofisticadas que permiten visualizar imágenes médicas e incluso manipularlas. Estas aplicaciones de software son de gran interés, tanto desde una perspectiva de enseñanza como desde una perspectiva de la medicina radiológica. Además, algunas de estas aplicaciones son conocidas como software libre, porque son gratuitas y el código fuente está disponible de forma gratuita, por lo que se puede obtener fácilmente incluso en computadoras personales. Dos ejemplos de software

libre son Osirix Lite® y 3D Slicer®. Sin embargo, este grupo de aplicaciones gratuitas tiene limitaciones en su uso, como estrategia comercial, debido a que desean que el usuario conozca la herramienta y que pague por las aplicaciones más avanzadas, por lo que en la práctica son de poco uso tanto a nivel educativo como en a nivel clínico (Fernández, 2016)

Por otro lado, en el campo de la medicina radiológica, la manipulación y el procesamiento de imágenes es cada vez más importante. En consecuencia, se necesitan herramientas informáticas sofisticadas que combinan software y hardware para procesar imágenes médicas. En radiología, las estaciones de trabajo gráficas les permiten a sus usuarios procesar, revisar, analizar, comunicar e intercambiar imágenes digitales multidimensionales, adquiridas con diferentes dispositivos radiológicos de captura de imágenes. Estos dispositivos radiológicos son básicamente: TAC (Tomografía Computarizada), MRI (Resonancia Magnética), PET (Tomografía por Emisión de Positrones), entre otros. Sin embargo, los programas incluidos en estas estaciones de trabajo tienen un alto costo, que siempre depende del proveedor de software, sujeto a sus normas y requisitos. En este estudio, se diseñó una plataforma interactiva con un método de visualización de imágenes diagnósticas DICOM, indiferente del equipo de radiología utilizado para adquirir estas imágenes, que permite mostrar los efectos sobre la imagen al realizar diferentes cambios básicos o de filtrado y/o contaminación (Gavidia, 2009)

En la actualidad, existen un sin número de centros de investigación multidisciplinarios basados en programas de imágenes biomédicas. Por ejemplo, la Facultad de Medicina de la Universidad de Stanford, posee diferentes centros especializados y la más alta tecnología para el estudio de estas ciencias multidisciplinarias. El desarrollo de métodos innovadores ha permitido el mejoramiento de proceso de detección, en el dictamen y tratamiento de

enfermedades, que en consecuencia genera una mejora en la atención médica. Estos centros de investigación brindan capacitación en los programas e interfaces realizados para una variedad de disciplinas, ayudando a los científicos de otras áreas a adquirir habilidades necesarias, esta unión de conocimiento permite desarrollar más tecnología en diferentes campos, incluyendo el de procesamiento de imágenes (Guerrero, Amell & Cañedo, 2016)

Ahora bien, en Latinoamérica, el Centro de Biofísica Médica ubicado en Cuba, es un ejemplo de contraste con relación a la Universidad de Stanford, en cuanto a las limitaciones tecnológicas que tiene. Sin embargo, están a la vanguardia en la aplicación de conocimientos y la generación local de recursos tecnológicos; en este sentido, un estudio realizado recientemente basado en el procesamiento de imágenes médicas radiológicas, ayudó a modificar los protocolos pediátricos, reduciendo significativamente la radiación generada y más importante aún los efectos que producen este tipo de radiaciones en el ser humano (Salas & Syr, 2012)

El procesamiento de imágenes médicas puede impactar en la mejora de diferentes procesos en la atención en salud y en la generación de tecnologías novedosas. Por esta razón, en este estudio se propone el desarrollo de un programa basado en MATLAB® con propósitos educativos. Si bien existen muchos software para el procesamiento de imágenes médicas, no todos ellos son intuitivos, amigables y de fácil manipulación, en especial para estudiantes que están comenzando a explorar este tipo de herramientas, alguno de los cuales pueden no tener una formación en procesamiento de imágenes, disciplina que suele tener varios conceptos matemáticos robustos y algoritmos complejos

Con este desarrollo, se busca aplicar los conocimientos obtenidos en la Universidad ECCI a lo largo de la carrera y el seminario internacional “Desarrollo de investigaciones y

tecnologías biomédicas orientadas a la solución de problemas de alto impacto social”
impartido del 1 al 13 de marzo de 2017 en el Centro de Biofísica Médica en Santiago de
Cuba.

1. Planteamiento del Problema

Uno de los inconvenientes que existe en la actualidad con el procesamiento de imágenes y el aprendizaje de este tema en específico, son los recursos prácticos que existen para entender con exactitud la funcionalidad de una cantidad importante de paquetes de software que procesan imágenes, que existen en el mundo.

Aunque teóricamente hay información a la que se puede acceder, es claro que no siempre la teoría explica con facilidad lo que se quiere deducir, los software de versión libre son limitados en cuanto a las herramientas con las cuales se pueden trabajar, también es de conocimiento general, que los estudiantes de universidades en Colombia no tienen siempre los recursos para comprar los software de versiones completas. (Noreña y Romero,2013).

Para este trabajo se decidió implementar un software que permita a los estudiantes interactuar de una manera más sencilla con las herramientas que existen para el procesamiento de imágenes utilizando el programa MATLAB®. Las rutinas propuestas en este trabajo, pretende ser una herramienta académica de utilidad para el análisis y procesamiento de imágenes

2. Descripción del Problema

Actualmente existe una variedad de centros de búsqueda interconectada con el tema de procesamiento de imágenes médicas, en la mayoría de los casos están centrados en la producción de nuevos métodos que permitan mejorar la detección, diagnóstico y tratamiento de enfermedades, propiciando bienestar a los pacientes. Sin embargo, no todos estos centros de investigación cuentan con los mismos recursos tecnológicos, financieros, estructurales, entre otras. En Colombia particularmente, en los últimos años ha crecido el interés por el tema de procesamiento y análisis de imágenes médicas, siendo este tema incluido en varios programas de pregrado y posgrado en diversas universidades del país. En la actualidad, algunas universidades Colombianas se han interesado en incluir en su oferta académica el programa de Ingeniería Biomédica, que hasta hace muy pocos años era una carrera desconocida, y que ha tomado una gran importancia en el país por los aportes en el campo de la salud, los avances tecnológicos y las posibilidades de apoyo a quienes se dedican a temas de investigación. (Soler, 2009)

El programa de Ingeniería Biomédica de la Universidad ECCI, incluye dentro de su malla curricular la asignatura de Procesamiento de Imágenes Médicas, entendiendo que es una necesidad tecnológica del país. Por esta razón, se propone el desarrollo de una herramienta educativa asistida por computadora, que proporciona un entendimiento práctico de la teoría de aplicación de ruidos, filtros, entre otras características propias de la interfaz de usuario de Matlab, para permitir a los estudiantes conceptualizar la relación entre modelos matemáticos abstractos y situaciones prácticas.

3. Formulación del Problema

Para este trabajo fue una tarea importante revisar cuales eran las herramientas más comunes que se utilizan para el aprendizaje del procesamiento de imágenes en la Ingeniería Biomédica, hubo varias interrogantes que se plantearon para diseñar un programa adecuado para los usuarios a los que era dirigido, ya que es un público muy específico; en este sentido se formula la siguiente pregunta de investigación

¿Cuáles son las herramientas de procesamiento de imágenes que debe tener una interfaz gráfica tipo educativo para el procesamiento de imágenes DICOM?

4. Justificación

Gracias a los constantes avances tecnológicos, la educación se ha tornado más dinámica, accesible y amigable en los medios educativos; en este sentido, se considera que el aprendizaje puede ser atractivo para cualquier persona y gracias a los métodos modernos de estudio, se puede aprender cosas nuevas en cualquier lugar y momento.

Ahora bien, las herramientas de computación asistida se encuentran actualmente en todas las ramas de la ciencia y se usan incluso en las primeras etapas de la escolaridad. Programas didácticos virtuales que enseñan matemáticas, física, biología, entre otras ciencias, son accesibles a muchas personas, gracias al internet y la posibilidad de tener tecnologías como un celular. (Bernal, 2015)

En la educación superior, y en especial en el área de ingeniería, es de uso común el programa Matlab, una herramienta de frecuente uso tanto en la educación como en la industria. Matlab es una herramienta muy poderosa para la simulación, solución de problemas matemáticos básicos y complejos, proporciona funciones para computación de alto rendimiento.

Adicional a lo anterior, facilita complementos (tool box), que sirven para mejorar su uso mediante la adición de más funciones en campos especializados de tecnología, economía, medicina o biología y también se aplica en muchas publicaciones en diferentes campos. En el entorno de Matlab, hay aplicaciones que se pueden crear para mejorar el aprendizaje.

En el campo de procesamiento de imágenes médicas, Matlab es un instrumento muy importante, puesto que incluye paquetes y herramientas especializadas para el procesamiento de imágenes en general, que pueden ser aprovechadas para lograr análisis de

tipo clínico basados en imágenes médicas. En la actualidad, un gran porcentaje de pacientes que consultan un médico por algún traumatismo no severo, dolor agudo al interior del cuerpo, cambios drásticos del metabolismo normal de un paciente, sospecha de cáncer, entre otras muchas patologías, son evaluados a través de imágenes diagnósticas que se generan utilizando tecnologías complejas que, en su mayoría, utilizan radiaciones ionizantes

Es así que el análisis de las imágenes médicas depende en gran medida de la experticia y la habilidad del especialista médico, es decir, en parte la decisión médica es un elemento subjetivo. Para minimizar este elemento subjetivo, el especialista se apoya en herramientas computacionales dispuestas por la misma tecnología que genera la imagen. Tecnología de alto costo y de difícil acceso para aquellos estudiantes que hasta ahora comienzan con el aprendizaje en el tema de procesamiento de imágenes médicas. Proporcionando una gran brecha entre la formación y las necesidades reales en el campo de la salud.

5. Objetivos

5.1 Objetivo General

Diseñar una Interfaz gráfica de fácil uso para estudiantes, que permita interactuar con las diferentes herramientas que ofrece nuestro programa, permitiendo la visualización y manipulación de los efectos en una imagen cuando se aplican ruidos y filtros.

5.2 Objetivos Específicos

- Identificar las características de una imagen médica tipo DICOM que se usan para el procesamiento de imágenes.
- Desarrollar una herramienta de análisis gráfica en Matlab considerando botones y etiquetas intuitivos para el usuario.
- Comprender los diferentes conceptos utilizados para generar interferencias sobre una imagen médica.
- Promover una herramienta didáctica, con el fin de inspirar al desarrollo de herramientas similares..

6. Antecedentes

6.1 Historia del procesamiento de imágenes

El diagnóstico e investigación precisos en el manejo de cualquier enfermedad son incuestionables, ya que proporciona planificación y un seguimiento en el tratamiento de tantas enfermedades malignas que requieren de un especial cuidado, más aún para la medicina contra el cáncer.

A mediados de la década de 1940, las únicas imágenes médicas satisfactorias disponibles eran radiografías en sus varios tipos, en los últimos 70 años aproximadamente, esta situación ha cambiado tan dramáticamente que las imágenes de diagnóstico rara vez están contenidas en un solo departamento de hospital, aun presentándose muchas modalidades de imagen, algunas tan suficientemente importantes como para ser consideradas como especialidades médicas.

En este sentido, la creación de las técnicas de imagen se refirió a las habilidades especiales de matemáticos, físicos, ingenieros, biólogos, farmacéuticos y químicos, que complementan colectivamente el peritaje médico, de esta manera las imágenes diagnósticas se han convertido en una actividad de trabajo en equipo. (International Day of Radiology, 2012)

Hoy en día es difícil imaginar cómo se realizaba el diagnóstico médico sin imágenes, sin embargo, aún existen muchas personas que recordaran cómo se hicieron las cosas antes del uso de imágenes de ultrasonido, y de que existieran los radionúclidos y la resonancia magnética y otras muchas técnicas, y han sido testigos de cómo se concibieron,

desarrollaron y se pusieron en práctica estos métodos de imagen, y la forma en que los métodos se comparan entre sí en la utilidad clínica.

Es importante aclarar al respecto, que se ha vivido en un período único y emocionante de la historia en el que la ciencia de la medicina de diagnóstico ha madurado y se ha diversificado. Ciertamente, uno puede esperar que el hardware y software de las clases existentes de imágenes pueda ser menos costoso, pueda ser más compacto, más rápido computacionalmente y por supuesto más disponible.

También deben concluir que el tiempo presente tiene su propio lugar histórico único en la evolución de la imagen médica, es bueno preguntar qué combinaciones de factores llevaron a cada uno ¿Cuándo apareció esta modalidad de la imagen? En algunos casos, la respuesta radica simplemente en el descubrimiento del propio principio físico subyacente, sin embargo, los desarrollos se predijeron años antes de que se alcanzaran.

Inevitablemente, algunas técnicas deben su rápido desarrollo a la investigación militar paralela, en tiempo de guerra (por ejemplo, el desarrollo de imágenes con ultrasonido después de la investigación del sonar, particularmente en la Segunda Guerra Mundial) o a los subproductos de la tecnología de reactor nuclear (por ejemplo, imágenes de radionúclidos), o para investigación en física nuclear de alta energía (por ejemplo, partículas y desarrollo de detectores de fotones) (International Day of Radiology, 2012)

Se considera que el descubrimiento de los rayos X, en el laboratorio del profesor de física Wilhelm Conrad Röntgen, es quizás la única fecha que probablemente pueda ser fijada al tiempo aproximado y día exacto, en la tarde del 8 de noviembre de 1895, ya que fue reportada en la revista McClure y su publicación también debe ser uno de los más rápidos en ser publicado, ya que el descubrimiento fue presentado el 28 de diciembre de

1895 y dado a conocer al mundo el 5 de enero de 1896. (ACR, 2018)

Röntgen se negó a que cualquier contrato comercial pudiera explotar su descubrimiento, decidió que su descubrimiento pertenecía a la humanidad y no debía ser objeto de patentes, licencias y contratos, esto daría como resultado un sin número de copias más económicas en el mercado, en retrospectiva, ahora se sabe que vinieron siendo riesgosos tanto para pacientes como para los radiólogos, y muchos de los primeros trabajadores de la radiación se convirtieron en víctimas de sus oficios. (ACR, 2018)

A partir de que en 1913 se hiciera la primera mamografía, la técnica fue abandonada casi por completo hasta principios de los años cincuenta. Después, el anuncio de una máquina utilizada para realizar una tomografía computarizada (TAC) en un entorno clínico, por Hounsfield en (1972) el Instituto Británico de Radiología en su conferencia anual, ha sido descrito como el mayor paso adelante en radiología desde el descubrimiento de Röntgen. Este puede considerarse como la base de la TAC de rayos X clínica. (International Day of Radiology, 2012)

Sin embargo, Hounsfield aclaró que nunca afirmó haber sido el inventor de la TAC. La importancia del anuncio en el año de 1972 fue la primera realización práctica de esta técnica, la cual llevó a una explosión de interés clínico en los años posteriores, y a que nos preguntáramos quien realmente había inventado la TAC, desde entonces este tema ha sido muy debatido, ya que muchos físicos alrededor del mundo hicieron sus estudios de la técnica, pero fue Hounsfield quien realmente hizo del método una realidad práctica. (Varela, 2016)

La historia de la detección de fotones de rayos gamma emitidos por el cuerpo, después de la a continuación de la irrigación de un radionúclido es una mixtura fascinante del adelanto

de radiofármacos y la física y la física contemporánea, estas técnicas de detección son casi tan antiguas como el descubrimiento de la radiactividad en sí.

Por otra parte, los radionúclidos artificiales no llegaron hasta que Ernest Lawrence inventó el ciclotrón junto con su hermano John en 1931, la era moderna de la medicina nuclear comenzó con el anuncio en junio de 1946 cuando los isótopos radiactivos estaban disponibles para su distribución pública y los hospitales podían hacer sus pedidos de grafito (Varela, 2016)

Para 1952 se anunció por primera vez una cámara gamma electrónica con un cristal que actuaba como un intensificador de imagen para una película (también con un colimador agujero estenopeico), que usaba un cristal de yoduro de sodio, el cual fue considerado como un gran cristal en su momento (Strocovsky, Aizcorbe, Furnari, 2015)

Para 1968, Hal Anger también fue el primero en informar cómo una gamma cámara podría utilizarse en un modo de exploración rectilínea para realizar tomografía longitudinal. La nueva máquina redujo la necesidad de realizar varias exploraciones rectilíneas con diferentes colimadores de distancia focal en detectores simples o dobles. (Mora, 2007)

Roy Edwards y David Kuhl (1963), citados en Mora (2007), publicaron imágenes del primer laboratorio de tomografía de emisión de fotones, basadas en una disposición de rotar-traducir y detectores de cristal colimado. Lo que ahora se denomina un tomograma de sección transversal, el cual fue generado por completo con medios analógicos sin necesidad de un computador; es así que Kuhl y Edwards (1964) publicaron una fotografía del primer escáner en tener otros modos de escaneo como rectilíneo y cilíndrico escaneado y, en su explicación de cómo se construye la imagen analógica en la película, también refinaron el método de formación de imágenes para originar una imagen en cinta de papel

cuyo contraste podría ser ajustada posteriormente (ACR, 2018)

El descubrimiento del fenómeno de la resonancia magnética nuclear (RMN) se anunció, simultánea e independientemente en 1946 por grupos encabezados por Feliz Bloch en Standford y por Edward Purcell en Harvard, quienes compartieron un premio Nobel de Física. A partir de entonces, hubo un desarrollo constante de la espectroscopia de RMN en Química, biología y medicina. (Beyond Discovery, 2013)

Se cree que después de los rayos X, el uso de ultrasonido para el diagnóstico médico es la segunda técnica de imagen de investigación más frecuente. Los primeros intentos de hacer uso del ultrasonido datan de finales de la década de 1930, pero para entonces imitaban el método de transmisión de rayos X y realmente no se puede registrar el comienzo de la imagen de ultrasonido como se conoce en la actualidad.

Imágenes ultrasónicas basadas en el principio de pulso-eco, que también es la base del radar, se hicieron posible después del desarrollo de la tecnología de pulso electrónico rápido durante la Segunda Guerra Mundial, para entonces, se hacía uso del ultrasonido para detectar defectos internos de las estructuras metálicas y de esta manera se precedió su uso en la medicina.

La primera ecografía 2D se obtuvo utilizando un escáner simple y mostraba patrones eco de un tumor de mioblastoma de la pierna en un sujeto vivo, el 2 de junio de 1952, Bliss y Howry (1952), citados en Martínez (2014) publicaron los resultados de su trabajo desde 1947 y en su papel se incluía una imagen 2D de una muñeca humana

Por su parte Reid y Wild (1957), citados en Martínez (2014), desarrollaron el primer escáner de ultrasonido 2D y lo usaron para la imagen de la estructura de la mama y el recto, No fue hasta 1958 que el prototipo del primer escáner ultrasónico 2D comercial fue descrito

como un desarrollo de un detector de fallas industrial fabricado por Kelvin y Hughes. Esta máquina se utilizó para llevar a cabo las primeras investigaciones de un abdomen preñado.

Las primeras imágenes clínicas en vivo de un corte transversal fueron registradas a principios de la década de 1980, desde entonces no han surgido nuevas modalidades de imagen importantes, por supuesto, la tecnología, los detalles, sus usos y aplicaciones ciertamente han cambiado, se sugiere provisionalmente que el período entre mediados de la década de 1940, y el presente se puede haber "completado el conjunto" de todas las sondas físicas a las que el paciente es semi-opaco y, por lo tanto, está disponible como la base de las modalidades de imagen.

Con este breve escenario histórico, se procede a examinar algunas de las técnicas usadas aun en la actualidad.

7. Marco Teórico

Es importante empezar diciendo que las imágenes médicas son cualquier imagen que sea en general de la anatomía o la fisiología de un paciente. (Raudales, 2014)

Actualmente se conocen varias tecnologías para poder generar imágenes médicas, de las cuales se mencionarán las principales en uso hoy en día, pero, siempre es importante decir que hay cursos completos, carreras completas, dedicados a cada una de estas modalidades de imágenes diagnósticas.

Los Rayos X, es la más antigua de todas las tecnologías que generan imágenes médicas, se viene utilizando desde 1895 y es la más utilizada, la más barata, la que está más difundida en el mundo, la mayoría de pacientes están familiarizados con ella, e inclusive se podría afirmar que la gran mayoría de las personas que tengan por encima de 30 años les han practicado algún examen de rayos X (Revista Semana, 2015)

En este sentido Fistera (2010), argumenta que los rayos X se consideran como ondas electromagnéticas de alta energía que atraviesan tejidos sólidos más o menos según la densidad que tengan. A muchas personas les tocó la época en la que la radiología se hacía de manera que se tomaba el examen de rayos X y se revelaba como una fotografía (no digital), básicamente es eso, se expone una placa fotográfica y los rayos X atraviesan el cuerpo y se revelaba está como una placa fotográfica, ahora se hace digitalmente y se hace con sensores que hacen una representación digital de la imagen, los rayos X son excelentes para ver huesos y es extremadamente económico, casi que cualquier pueblo en Colombia, tiene una máquina rayos X, es la modalidad más común de todos, la más antigua y la más distribuida en Colombia, sin ser la tecnología más avanzada. (IAEA, 2016)

7.1 Tomografía convencional

De acuerdo a Ramírez, Arboleda & McCollough (2008), las imágenes generadas por la Tomografía convencional brindan información relevante de estructuras óseas y al detalle algunos tejidos blandos que tienen cierta densidad. La Figura 1. Muestra una imagen típica obtenida por un Tomógrafo convencional.



Figura 1. Tomografía. Datos obtenidos de IDM (2015, p.1)

Para Campos (2015), el uso de la tomografía digital ha disminuido en los últimos años, en gran parte debido a que el uso de la tomografía computarizada ha ido en aumento. Sin embargo, la técnica todavía tiene aplicación en algunos procedimientos de diagnóstico de rayos X, como por ejemplo en la urografía intravenosa. La tomografía lineal utiliza un equipo estándar radiográfico donde el porta cassette y el tubo de rayos X están asociados, de modo que durante la exposición, el tubo de rayos X y el cassette se muevan en direcciones opuestas alrededor de un eje de giro que ajusta a la altura, los rayos X hacen un

barrido del espesor de la parte a estudiar y el desplazamiento del foco y de la placa de Rx es lo que finalmente permite obtener la imagen deseada; es así que, la imagen resultante mostrará detalles nítidos en el plano de imagen y desenfoque progresivo de detalles fuera de este plano

En esta misma línea Remartinez (2015), manifiesta que el ángulo a través del cual se mueven la carcasa del tubo de rayos X y el cassette se ajustan para proporcionar la cantidad de desenfoque requerido. Para evitar que se formen artefactos de imagen debido al movimiento lineal, se pueden emplear movimientos más complejos durante la exposición, como elíptica, circular, espiral o hipocicloidal

7.2 Fluoroscopia

La IAEA (International Atomic Energy Agency, por sus siglas en inglés), determina que la fluoroscopia implica la producción de imágenes dinámicas de rayos X que se revelan en vivo en una pantalla que está conectada a un procesador de imágenes. Las unidades de rayos X capaces de realizar fluoroscopia pueden emplear intensificadores de imagen en sus

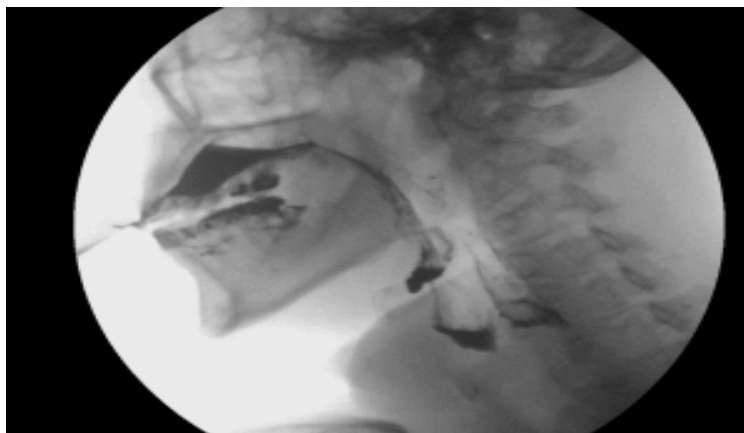


Figura 2. Fluoroscopia. Datos obtenidos de Díaz (2013, p.1)

sistemas de TV o, más recientemente, detectores de panel plano. Se trata de un dispositivo de alta ganancia por el cual se obtienen imágenes de fotones de rayos X. La dosis de radiación asociada con su uso para procedimientos simples puede ser baja, pero el ruido y la falta de nitidez correspondientes son inferiores a los asociados con los sistemas de película (IAEA, 2019). En la Figura 2 se observa un ejemplo de un estudio de fluoroscopia y la imagen resultante al hacer el este estudio.

Es particularmente valiosa para el estudio de procesos que involucran movimiento, flujo o llenado, para el control intra operatorio durante la cirugía y para el control de la introducción de catéteres y cánulas. Es muy utilizado en investigaciones que emplean medios de contraste radiográficos y se puede utilizar como fuente de la imagen para sistemas de radiología digital, también puede informar la planificación de la radioterapia en cuatro dimensiones de los tejidos en movimiento.

Entre sus usos más comunes se incluye el diagnóstico de trastornos gastrointestinales, el diagnóstico de problemas ortopédicos, la determinación de las causas de infertilidad, y el suministro de tratamientos guiados por imágenes, así como también la inyección de articulaciones. (IAEA, 2019)

7.3 Angiografía

Para Bordonava, D'ortencio, Lugones, Fernandez y De la Fuente (2004), la Angiografía por Sustracción Digital (ASD) es una técnica de sustracción utilizada para poder estudiar

las ramificaciones sanguíneas después de la inyección de medios de contraste vía intravenosa o intra arterial. Como se muestra en la Figura 3, en la que se

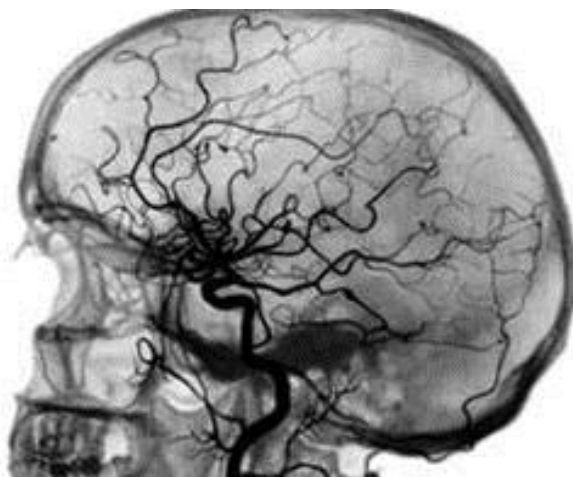


Figura 3. Angiografía. Datos obtenidos de Medicalmed (2018)

puede ver con claridad los vasos sanguíneos de un paciente de corte sagital, antes de la llegada del agente de contraste yodado que se usa como una máscara para obtener las imágenes que muestran el paso del medio de contraste a través de los vasos sanguíneos (CUN, 2015)

La relación entre señal y la interferencia en la imagen sustraída se puede mejorar mediante el uso de filtros espaciales y filtros temporales, y también se pueden aplicar correcciones para cuando hay movimientos del paciente.

En el caso de la inyección intravenosa, el medio de contraste puede estar diluido en el momento en que alcance la región de interés, por lo que la resolución de alto contraste que se puede lograr con las técnicas digitales es muy importante (podríamos observar un contraste del 1% utilizando ASD). En el caso de imágenes periféricas, se utilizará una velocidad de cuadro moderada (1 por segundo) con un haz de rayos X pulsado el tiempo para el paso del contraste a través de la región de interés será de unos varios segundos

(Radiologyinfo, 2017)

Por otra parte, para la inyección intra arterial, hay un mayor contraste en un intervalo de tiempo más reducido y esto permite la visualización de los vasos más pequeños.

7.4 Imágenes de energía dual



Figura 4. Imágenes energía dual. Datos obtenidos de IAEA (2018, p.1)

Otra forma de imagen de sustracción es la radiología de energía dual, la cual, de acuerdo a Delgado, Sánchez, Martínez y Trinidad (2011), esta técnica obtiene dos imágenes utilizando diferentes espectros de rayos X. La señal registrada en cada píxel indica la atenuación causada por el tejido suprayacente y la atenuación en sí misma se puede dividir en componentes debido a la dispersión de fotones y a la absorción fotoeléctrica. Como cada uno de estos componentes tiene una diferente dependencia energética, es posible extraer un componente de dispersión y un componente fotoeléctrico de las dos imágenes iniciales. En la Figura 4 se muestra un claro ejemplo de lo indicado anteriormente, a la derecha una radiografía que muestra la parte ósea y a la izquierda, la

misma imagen, pero de los tejidos blandos.

Así mismo Marin, Boll y Rendón (2014), manifiestan que de acuerdo a los diferentes materiales tendrán diversas cantidades de absorción fotoeléctrica y de dispersión, es posible obtener imágenes de los espesores de dos materiales seleccionados, juntos, serán los encargados de reproducir los mapas de atenuación registrados en las dos imágenes originales. La adecuada selección de estos materiales puede producir imágenes que nos enseñarán o excluirán cualquier tipo de tejido que deseemos. Por ejemplo, es posible elegir huesos y tejidos blandos (con alguna composición nominal) como materiales de base y ver las imágenes óseas o los tejidos blandos por separado

7.5 Mamografía digital

Uno de los principales logros de las imágenes médicas en este siglo es el exitoso uso de la mamografía para el estudio y análisis de cáncer de mama, jugando un papel principal

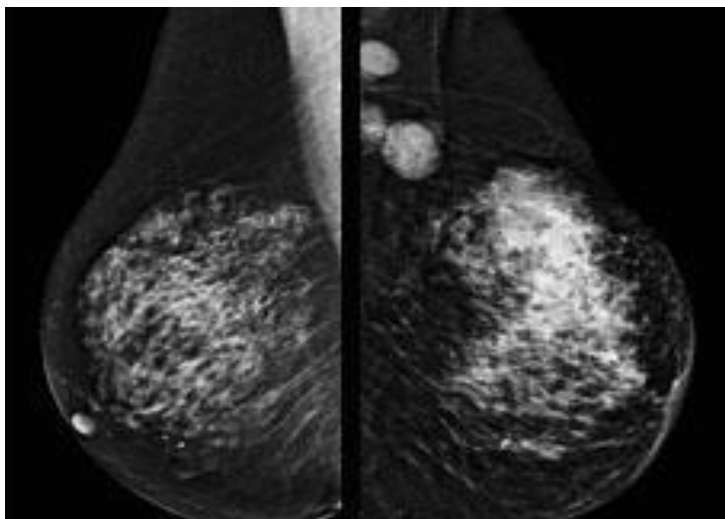


Figura 5. Imagen mamografía digital. Datos obtenidos de Imágenes diagnósticas (2018, p.2)

en el diagnóstico, tratamiento y prevención de este tipo de enfermedades. Sin embargo, la mamografía fotográfica también posee una que otra limitación, un hecho que ha fomentado la investigación de la mamografía digital en todo el seno como una posible alternativa.

A partir de lo anterior, Chevalier, Torres y Cabrera (2010), argumentan que las imágenes resultan del equilibrio entre la resolución de contraste (gradiente) y el rango dinámico (latitud). Debido a la limitada gama de densidades de tejidos blandos que hay en el seno, la mamografía fotográfica requiere de un alto contraste. La Figura 5 es un ejemplo que nos muestra como se ve un estudio real de una mamografía digital. En este sentido, las características fijas significan que, si se desea obtener un alto contraste en el tejido de densidad intermedia, debe haber un contraste más bajo dentro de los tejidos fibroglandulares más gruesos y densos. Tiene típicamente un rango dinámico mucho menor que la radiografía de hueso, gastrointestinal y de tórax.

Adicional a lo anterior, Clavero (2016), argumenta que otra limitación de la mamografía fotográfica es la compensación necesaria entre la utilización de la pantalla de la radiografía y la eficiencia de la resolución espacial, esto debido a que el examen de detección de cáncer de seno implica la exposición a grandes poblaciones de mujeres asintomáticas a los rayos X, esto, en un esfuerzo por detectar una enfermedad con una reducida incidencia (45 casos por 10000 mujeres por año), la dosis de radiación debe mantenerse en un nivel considerablemente bajo. Sin embargo, el uso de películas de emulsión única y pantallas simples delgadas, necesarias para lograr una alta resolución, requieren dosis de radiación más altas que la técnica de doble pantalla y película de doble emulsión utilizada en otras áreas del diagnóstico general. (Radiologyinfo, 2018)

En la mamografía, es muy importante que las imágenes tengan una buena resolución para poder detectar la presencia de microcalcificaciones, junto con un alto contraste de imagen para observar esas diferencias mínimas en la arquitectura de los tejidos blandos y un rango dinámico amplio con una buena relación entre ruido y señal en dosis bajas.

Por estas y otras razones, en la actualidad se está investigando el uso de la mamografía digital de seno completa como una alternativa a la mamografía fotográfica. Con la mamografía fotográfica convencional, los rayos X causan la emisión de luz de una pantalla de fósforo, lo que resulta en la creación de una imagen de película, para así producir una única imagen de película permanente con procesamiento fotográfico (IAEA, 2017)

Por otra parte, Ferreirós (2015) manifiesta que en la mamografía digital, el detector digital produce una señal electrónica en respuesta a la exposición a los rayos X, la señal se puede almacenar y procesar en un computador. La imagen puede imprimirse en una película o ser visualizada en un monitor. En la mamografía fotográfica, la película sirve como medio de adquisición, visualización y almacenamiento; En la mamografía digital, estas funciones se realizan mediante la intervención de componentes separados de un sistema digital, lo que permite varias versiones de la misma imagen con diferentes ajustes de brillo y contraste.

Es por esto que la mamografía digital tiene numerosas ventajas potenciales sobre la mamografía fotográfica, posee un rango dinámico más amplio (respuesta lineal de quizás 1000: 1 en comparación con 40: 1 para la mamografía fotográfica). La mamografía digital tiene una mayor resolución de contraste, especialmente en el tejido mamario que es denso, debido a que la salida electrónica es directamente correspondida a la potencia de rayos X transmitida, la mamografía digital tiene una curva de respuesta lineal y no sigmoide,

(nivelación y ventanas u otras operaciones más sofisticadas) se pueden realizar para alterar el brillo y el contraste, permitiendo potencialmente un buen contraste en el tejido mamario. (IAEA, 2017)

7.6 Tomosíntesis digital

La tomosíntesis utiliza varios tubos de rayos X que se desplazan continuamente a través de un arco que varía en ángulo y número de cortes, como se observa en la Figura 6, en que muestra el área a estudiar en diferentes slices que permiten tener un mayor detalle de la posible patología, “los tubos emiten múltiples dosis de radiación baja que serán

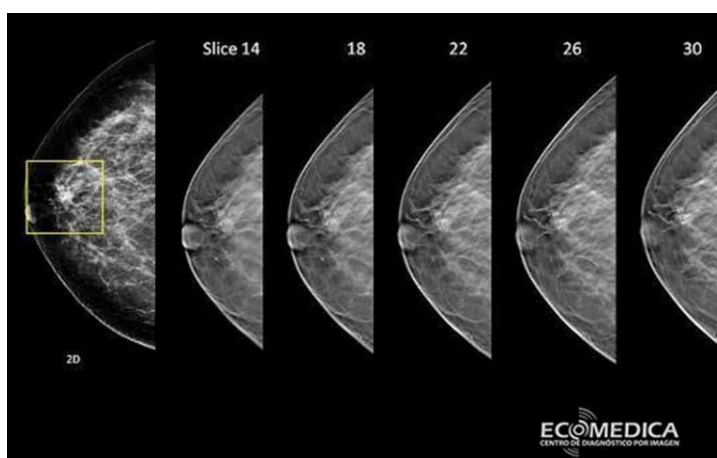


Figura 6. Imagen tomosíntesis digital. Datos obtenidos de Ecomedica (2018, p.1)

absorbidas por el seno, a su vez el receptor es un detector digital, que en su mayoría contiene selenio” (Palazuelos, Trujillo & Romero, 2014,p. 27)

El detector puede moverse junto con el tubo o permanecer fijo, esta diferencia puede disminuir la superposición de las lesiones y la imagen del tejido mamario, y así proporcionar una visualización más precisa de los hallazgos clínicos y permitirá al profesional detectar lesiones ocultas o más pequeñas que no serían fácilmente visibles en

las imágenes de mamografía convencionales. Así mismo, la tomosíntesis permite una más acertada evaluación de los hallazgos mamográficos, como las distorsiones y las asimetrías que, utilizando la mamografía convencional, sería justificable requerir información de otros métodos de imagen con el fin de complementar. Estas imágenes tridimensionales se reproducen utilizando algoritmos similares a los empleados en la tomografía computarizada, se envían a la estación de trabajo, donde pueden ser visualizadas una por una o también como una presentación de diapositivas (Radiologyinfo, 2019 a)

En este sentido, se considera que dolor que surge al comprimir el seno asociado con la mamografía convencional es un problema importante que puede influir la no asistencia al examen de detección. La compresión ejercida para una tomografía es similar a una mamografía convencional; sin embargo, la compresión disminuye la radiación absorbida (radiación dispersa). (Pérez, 2015)

A partir de lo mencionado, no existe un consenso universal o protocolos para la tomosíntesis, y estos varían de una institución a otra. La tomosíntesis puede ser solo lateral, medio lateral, cráneo caudal o ambos. La mayoría de los profesionales utilizan la tomosíntesis en dos proyecciones. No obstante, las imágenes en 3D siempre van acompañadas de imágenes digitales y la investigación reciente puede favorecer el uso de la tomosíntesis en todos los pacientes. (Radiologyinfo, 2019a)

El número de imágenes adquiridas varía con el grosor del pecho; Los valores comunes varían de 25 a 90 por proyección en cada seno.

7.7 Tomografía computarizada

Sobre la tomografía computarizada Ramírez, Arboleda y McCollough (2008), argumentan

es posible hacer una placa de rayos X y proyectarlos a través del cuerpo, también es posible moldear el rayo de tal manera que se adquiere lo que se denomina un corte de la anatomía, de esta manera cuando se toman rayos X muy finos desde varios



Figura 7. Tomografía computarizada. Datos obtenidos de Radiologyinfo (2019 b, p.1)

ángulos, se pueden utilizar algoritmos que le permitan representar un corte con algoritmos especiales, creando así una imagen de tomografía computarizada.

Adicional a lo anterior, Ramírez, Arboleda y McCollough (2008), mencionan que la palabra "tomos" viene del griego significa cortar, ya que eso son las imágenes que genera, cortes virtuales del paciente en cualquier plano, bien sea en su plano sagital, en su plano transversal o en su plano coronal o frontal, esta fue la primera modalidad que existió que permitió hacer esto. En esencia es uno o más tubos de generación de rayos X que giran alrededor del paciente lo cual habla muy bien de la calibración y lo complejo y perfecto de su diseño, ya que estos equipos pueden girar cientos de kilos a casi 300 revoluciones por minuto y las imágenes que logran hacer son sub milimétricas, pueden tomar imágenes de menos de 0.5 mm

sin llegar a desviarse, generando unas imágenes muy buenas, es una de las modalidades más versátiles y es la mejor opción que existe para ver los huesos de manera tridimensional, como se observa en la Figura 7, la desventaja que tiene al igual que la radiografía y éste, lo tiene un poco más porque su dosis de radiación es mayor, y como ya sabemos la radiación en grandes dosis pueden llegar a causar cáncer, por lo tanto las dosis que se aplican aquí deben de ser bastante controladas por los profesionales

Por otra parte, la NIH (2018), manifiesta que con la tomografía computarizada (TAC), se establece un corte plano del cuerpo y los rayos X lo atraviesan solo en direcciones que están dentro y son paralelas al plano del corte. Ninguna parte del cuerpo que está fuera del corte es interrogada por el haz de rayos X, y esto elimina el problema de la "distorsión de la profundidad". La imagen de la TAC es como si la porción (que suele tener unos pocos milímetros de grosor) se hubiera retirado físicamente del cuerpo y luego se la radiografiara pasando rayos X a través de ella en una dirección perpendicular a su plano. Las imágenes resultantes muestran la anatomía humana en una sección con una resolución espacial de aproximadamente 1 mm y una discriminación de densidad superior al 1%.

El desarrollo comercial de la TAC se ha descrito como el avance más importante en radiología de diagnóstico desde el desarrollo de la primera radiografía plana. (Ramírez, Arboleda & McCollough, 2008)

7.8 Ultrasonido

De acuerdo a Rodríguez y Valle (2016), el ultrasonido es una modalidad bastante conocida, no invasiva, que por medio de un transductor, genera ondas de sonido de alta

frecuencia más o menos de 2 a 18 MHz y con la ayuda de un gel conductor, detecta los ecos de las ondas que rebotan con los diferentes tejidos del paciente, entonces puede penetrar ciertas profundidades en el paciente y devuelve los ecos y dependiendo el tipo de tejido devuelve los ecos más brillantes o menos brillantes en los diferentes tiempos, es muy bueno

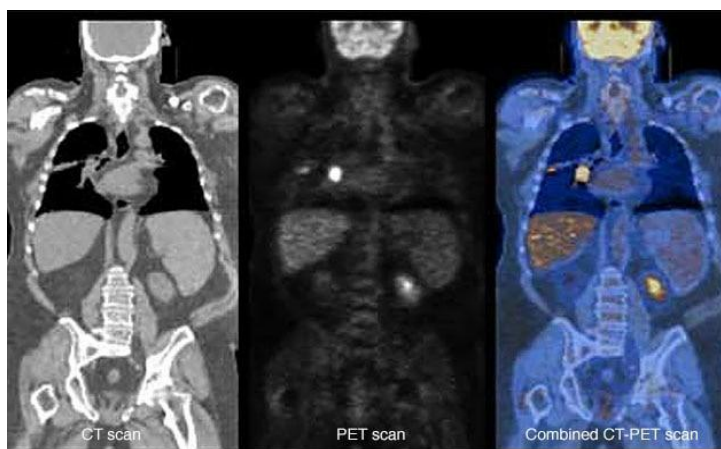


Figura 8. Ultrasonido. Datos obtenidos de Gamón (2015, p.1)

para la visualización en tiempo real, pero está limitado un poco por su campo de visión y contraste de ciertas estructuras, es excelente para obstetricia o sea para la visualización de fetos tal y como lo muestra la Figura 8, también para examinar órganos vitales como el corazón hasta el cerebro en el caso de los infantes, hoy por hoy cualquier persona ha visto alguna imagen de una ecografía, tiene la gran ventaja de que es una modalidad en tiempo real, no es invasiva y tampoco utilizan radiación ionizante, además es un método ampliamente disponible, fácil de utilizar y menos costoso que otros exámenes de imagenología, inclusive todo lo que sucede se puede reconstruir de manera tridimensional en los equipos más modernos, tiene ciertas dificultades cuando la persona es obesa ya que no permite una buena visualización de los tejidos.

7.9 PET

La medicina nuclear es otra de las ramas de la radiología que es bastante antigua, pero que en los últimos décadas ha tomado mucha fuerza por lo que denominamos el PET, que es un acrónimo de “*positron emission tomography*”, básicamente lo que hace es medir la



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Figura 9. Imagen PET. Datos obtenidos de Mayo Clinic (2018, p.1)

radiación o detectar el punto de la radiación a partir de la inyección de una glucosa marcada, entonces, lo que se hace es que al paciente se le inyecta un azúcar especial radiactivo, se toma un azúcar que se llama "fludesoxiglucosa" lo marca radio activamente y se lo inyecta al paciente, ese azúcar se va preferencialmente a ciertas células, sobre todas las células que son más metabólicamente activas o sea aquellas que tienen más trabajo, y las células normalmente que tienen más trabajo son las que se están dividiendo, y las que se están dividiendo más frecuentemente en el cuerpo son las que son cancerosas; entonces principalmente, entra más a las células cancerosas, más que al resto de las células y se ubica ahí, en ese sentido, ese radio trazador lo que hace es generar positrones que son antimateria básicamente, o sea lo opuesto a los electrones y cuando estos electrones chocan con un

positrón en el cuerpo se aniquila, generando unas ondas de rayos Gamma que se van en direcciones opuestas, y una vez que estas ondas de rayos Gamma salen en diferentes direcciones, el PET tiene una red de detectores circular que puede decir donde, dependiendo del tiempo de cual se emitió esa onda gama, puede saber en qué punto del cuerpo se generó la célula cancerosa. (Cenzano, Villegas, Monforte y Velloso, 2002)

Hoy en día los PET no vienen solos si no que vienen también combinados con El TAC o inclusive con resonancia, los cuales en Colombia aún no hay, esto con el fin de dar un contexto anatómico y tener una mejor resolución espacial, es muy sensible, por ello es una de las modalidades que más se utilizan en oncología en cáncer.

En la Figura 9, se puede observar con claridad el resultado del proceso para adquirir imágenes de PET.

7.10 Resonancia magnética

Básicamente el resonador es un gigantesco electroimán superconductor, que genera campos magnéticos que son de 30 a 60 mil veces más potentes que el campo magnético de la

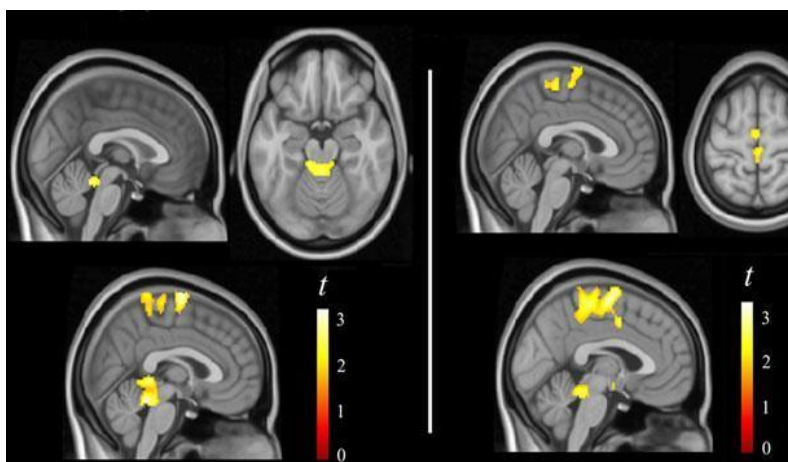


Figura 10. Imagen Resonancia Magnética. Datos obtenidos de Diario Médico (2015, p.2)

tierra, esto es quizás una de las únicas preocupaciones que hay con este equipo, ya que se debe asegurar que el paciente no tenga nada metálico en el cuerpo, si tiene algo ferromagnético en el cuerpo este imán se lo va a sacar, este electroimán es tan potente que logra alinear los protones en el agua, el agua es H₂O, son dos protones principales, estos se alinean en una de las propiedades que tienen que se llama Spin, y este campo magnético logra alinearlos, cuando el resonador manipula esta alineación con otros imanes, le deposita energía a estos protones, cuando quita esa energía, que le está depositando, los protones vuelven a su posición, y cuando esto sucede emiten la energía que recibieron, esa energía la emiten en forma de radiofrecuencia y ya es fácilmente detectable, entonces en esencia es un imán muy grande, con un radio, su precio está alrededor de los 2`000.000, actualmente el de mayor campo que se utiliza en Colombia es el de tres teslas, básicamente, está es la mejor elección que existe para ver cerebros sin ninguna duda, y también es muy útil para ver el corazón y es excelente para ver tejidos blandos, es mucho mejor que un TAC, y es muy importante decir que no genera radiación ionizante, sino que genera radiación electromagnética, qué es la que se detecta, pero es de muy baja potencia y por eso se tienen unos detectores muy potentes para identificar la radiofrecuencia sacada de 1 o 2 protones, y por lo tanto no tiene riesgo de generar cáncer a largo plazo (Gili, 2016)

En la Figura 10, las imágenes obtenidas a partir de una Resonancia magnética en un paciente al que se le estudia una patología en la cabeza, las partes amarillas, reflejan el área de interés a estudiar.

7.11 Ruido en una imagen médica

Aunque el sistema de imágenes pueda tener un alto contraste y una buena resolución, el radiólogo no podría identificar un objeto grande, si el nivel de ruido en la imagen es muy alto. Pero ¿qué es el ruido?, “se puede definir como toda aquella información no deseada que contamina la imagen. Su origen puede variar en el proceso de adquisición ya que algún sensor pueda generar errores, o en el proceso de la transmisión debido a las interferencias que pueda haber en el canal” (Márquez, 2017)

La apariencia del ruido en la imagen se verá afectada por la respuesta de frecuencia espacial del sistema, una respuesta de alta frecuencia deficiente dará lugar a una imagen algo borrosa y esto ha llevado al uso de los términos "moteado cuántico" y "moteado radiográfico".

En cuanto al moteado cuántico se puede reducir al aumentar el número de fotones utilizados para formar la imagen, esto también aumentará la dosis para el paciente y es instructivo explorar la relación entre estas dos cantidades. (Benet, 2015)

Adicional a lo anterior, el ruido en la imagen producido por un receptor surge de cinco fuentes principales:

- 1) Variaciones en el número de fotones de luz fluorescente emitidos por unidad de energía absorbida.
- 2) Variaciones en el número de fotones de rayos X absorbidos por unidad de área de la pantalla (moteado cuántico).
- 3) Variaciones en la absorción de la pantalla asociadas con diferencias en el revestimiento de fósforo (moteado de la estructura).

4) Variaciones en el número de granos de haluro de plata por unidad de área de la emulsión (granularidad de la película).

5) Variaciones en la energía absorbida por fotón que interactúa. (Ramírez & Fletcher, 2010)

Los más importantes son el moteado cuántico y la granularidad de la película, el moteado de la estructura contribuye típicamente un 10% al ruido total, se puede considerar que las contribuciones de ruido sobrantes hacen modificaciones a la magnitud del moteado cuántico.

Aunque existen diferentes modelos de ruido dependiendo su intencionalidad, existen algunos como:

- Ruido gaussiano, llamado también ruido normal, modela el ruido que es ocasionado por los circuitos electrónicos o también el ruido de los sensores a falta de iluminación y/o temperaturas altas, afecta la intensidad de todos los píxeles.
- Ruido impulsivo, “también llamado sal y pimienta, se produce normalmente en la cuantificación que se realiza en el proceso de digitalización o conversión análogo-digital.”(Alojamientos, 2016,p.5)
- Ruido uniforme, “toma valores en un determinado intervalo de forma equiprobable, se da en un menor número de situaciones reales.” (Alojamientos, 2016,p.5)

Debido a la variación de frecuencia, a veces es conveniente expresar el ruido en términos de su espectro de Wiener o espectro de potencia de ruido.

7.12 Técnicas de filtrado

Son procedimientos utilizados para destacar o erradicar, en forma preferencial, información incluida en una imagen a diferentes grados especiales para señalar algunos elementos de la imagen y encubrir valores anómalos. Se fundamenta en que a cada uno de los píxeles de la imagen se le aplica una matriz de filtrado, y se combina con números enteros, generando un valor nuevo original junto con los píxeles circundantes, dividiendo el resultado final entre un escalar, por lo general la suma de estos coeficientes de ponderación (Bellas, 2016)

A partir de lo anterior y dependiendo de la combinación de parámetros, pueden conseguir distintos efectos, en general relacionándose con un aspecto borroso.

La diferencia más importante entre las técnicas de visualización y las de filtrado, es que cuando se filtran se modifica obligatoriamente la imagen, esto debido a que se pretende sacar la información cuantitativa almacenada.

Usos de los filtros de suavizado

- Eliminar los detalles más pequeños antes de segmentar de un objeto deseado.
- Borronear la imagen.
- Rellenar pequeños espacios.
- Eliminar el ruido.

7.12.1 Filtro gaussiano. Es comúnmente usado para “el suavizamiento de las imágenes, se utiliza una máscara basada en una distribución gaussiana, siendo la más utilizada.

$$w = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} * (1/16) \text{'' (Valverde, J, 2016, p.1)}$$

Se asigna un menor peso a los píxeles lejanos y un mayor peso al pixel central y los píxeles que se encuentran cercanos a este.

Entre las características, que tiene este filtro se incluyen, que produce un suavizado uniforme, una disminución de la nitidez y de los detalles, y un aumento de su borrosidad, entre las ventajas podemos encontrar que es un filtro separable, puede usar dos máscaras dimensionales, una horizontal y una vertical en vez de utilizar una sola máscara bidimensional, al tratarse de un filtro de paso bajo siempre filtrará las frecuencias más bajas, de tal manera que estas frecuencias no sean comprimidas por el filtro, siempre el tamaño del filtro determinará la extensión de su filtrado, de esta manera este filtro permite siempre que el área del centro permanezca sin comprimir, mostrando así una imagen desenfocada eliminar los bordes afilados. (ELAI - UPM, 2016)

7.12.2 Filtro average o filtro de media

7.12.3 Filtro laplaciano. Se caracteriza por destacar las regiones donde haya más cambios bruscos de intensidad, por este motivo se utiliza en la detección de bordes, frecuentemente se aplica a una imagen que haya sido previamente suavizada con el fin de reducir la sensibilidad del ruido, ya que genera estos cambios tan extremos en los bordes cualquier característica de brillo sea positivo o negativo es inmediatamente acentuada dándole así su carácter omnidireccional. (Paguay & Urgilés, 2012)

Debido a que en muchos casos fronteras o bordes aparecen en la imagen no es la mejor herramienta para demarcar bordes, por ejemplo, en una imagen que contenga ruido, este filtro va a realizar los puntos del ruido con más fuerza que los mismos bordes.

Ahora bien, al ser una máscara derivada de segundo orden va a clasificar sus bordes en dos clases: los bordes interiores con el operador laplaciano negativo y los bordes exteriores

con el operador laplaciano positivo y esa es la principal diferencia entre este filtro y los otros filtros como Prewitt, Sobel y Robinson (Amador, 2014)

En este tipo de filtros se realiza una operación de convolución entre una máscara y la imagen que va a ser filtrada, por esta razón hace parte de los filtros lineales, el filtro de media es uno de los filtros más sencillos y más fáciles de utilizar en el suavizado imágenes, reduciendo en su cantidad las variaciones de intensidad en los píxeles que sean vecinos, sus principales inconvenientes es que al no ser utilizado con precaución puede ocasionar el difuminado en los bordes de la imagen, también puede crear nuevas intensidades y tonalidades de grises que no tenía antes la imagen, y también que es muy sensible a cambios locales.

Funciona visitando la imagen y reemplazando por la media que tengan los píxeles vecinos y se opera mediante una convolución ya de una máscara determinada. (ELAI - UPM, 2016)

7.12.4 Filtro sobel. Aunque también es un filtro utilizado para la detección de bordes, en este caso, se utiliza una máscara derivada, y a los bordes se les puede dar una dirección vertical y horizontal, diferenciándolos de esta manera del filtro Prewitt, ya que en el filtro de Sobel los coeficientes que se tienen en las máscaras no serán fijos, por lo tanto, se podrán ajustar de acuerdo a los requisitos que se tengan sin que ninguno infrinja ninguna propiedad de las máscaras derivadas (Amador, 2014)

De esta manera cuando se aplica el filtro a una imagen, se resaltan sus bordes verticales calculando la diferencia de intensidades de sus píxeles en cada región del borde, dando así más peso a los valores de los píxeles derecho e izquierdo en la región del borde, aumentando su intensidad y mejorándolo diferencialmente con la imagen original,

para de manera posterior repetir el mismo procedimiento en los bordes horizontales, calculando las intensidades de sus píxeles de los bordes particulares y calculando las intensidades superior e inferior y detectar los incrementos en los cambios repentinos de las intensidades produciendo que los bordes sean más visibles (ELAI - UPM, 2016)

7.12.5 Operador Prewitt. El filtro Prewitt también es utilizado para detectar los bordes en una imagen, al igual que sus antecesores detecta los dos tipos de bordes horizontales y verticales además de calcular la diferencia de intensidades de sus píxeles correspondientes a una imagen; cuando se habla del filtro Prewitt se refiera a un máscara derivada; en este sentido, cuando una imagen genera una señal, los cambios de esta señal se pueden calcular mediante la diferenciación, al hacer una máscara derivada el signo opuesto debe estar presente en la máscara, la suma de la máscara debe siempre ser igual a cero y entre más pesada sea ésta significará que habrá más detección de bordes (Macia, Rodríguez & Juárez, 2018)

En el caso del filtro Prewitt, se obtendrán dos máscaras: la primera será para detectar a los bordes en dirección vertical y la segunda máscara se encargará de detectar los bordes en dirección horizontal; es así que al aplicar la máscara en la imagen y resaltar sus bordes verticales ésta funcionará como una derivada de primer orden y calculará la diferencia que obtenga de las intensidades de los píxeles en la región del borde calculando la diferencia de los valores de sus píxeles derechos e izquierdos alrededor de este borde detectado, de esta manera se aumentará la intensidad del borde y se va a ver una mejoría con la imagen original. (Macia, Rodríguez & Juárez, 2018)

De esta misma manera cuando se aplica la máscara sobre los bordes horizontales de la imagen va a ocurrir el mismo principio que se obtuvo en la máscara anterior, pero esta vez

se curarán las intensidades de los píxeles superiores e inferiores, de igual manera, con el incremento, se genera el cambio de intensidades haciendo al borde más visible, su único inconveniente es que en esta clase de filtro las máscaras ya vienen estandarizadas y no se puede cambiar el valor ni jugar con el ya existente en ellas (ELAI - UPM, 2016)

7.12.6 Algoritmo de Canny. Es considerado como uno de los filtros más prácticos y con mejores resultados en la detección de bordes, debido a que proporciona unos muy limpios y que siempre están bien conectados a los que están más cercanos, cumple con dos parámetros que son muy importantes y que siempre respeta un umbral superior con el que se marcan los bordes y un umbral inferior con el que se marcan los píxeles que sean más débiles y sean de un borde. (Valverde, 2018)

Consta de cuatro partes o cuatro etapas: la primera es el pre procesamiento donde se recomienda tener un filtro de suavizado como un gaussiano; en la segunda parte el cálculo de las gradientes, donde se calcula cada punto de la imagen, y su magnitud depende y determina si es posible que se encuentre un borde o no, cuando hay una magnitud de gradiente alta sus colores cambiarán rápidamente y esto determinará si existe un borde, y si hay un gradiente bajo, no existirá un cambio sustancial y por lo tanto determina que en ese sitio no hay un borde; la tercera etapa de supresión no máxima, en donde se marcan los píxeles que tengan una magnitud de gradiente que sea mayor al umbral, Y por último se usa la información de la dirección y del umbral inferior y se hacen crecer estos que son los bordes. (ELAI - UPM, 2016)

7.12.7 Operador de Roberts. El filtro de Roberts aunque también es utilizado para detección de bordes, tiene una desventaja en cuanto a sus otros similares y es que debido a que usa una máscara más pequeña tiene mucha sensibilidad al ruido y por lo tanto menos

rango de detección. El filtro de Roberts lo que hace es que utiliza una máscara de dos por dos y le aplica sobre los píxeles del eje x, y también utiliza una máscara de las mismas características y dimensiones sobre el eje y, y así es como hace una aproximación de la aplicación de la derivada, se dice que el filtro de Roberts es muy bueno en los bordes que son diagonales y que también ofrece buenas soluciones para la localización. (ELAI - UPM, 2016)

7.12.8 Filtro Gabor. Se trata de un filtro lineal que es utilizado para el análisis de las texturas, muchos científicos afirman que el análisis de imágenes por medio de esta clase de filtro se asemeja a la percepción que existe en el sistema visual humano y en los cerebros de algunos mamíferos, es utilizado para el reconocimiento de la expresión facial; ejemplo de su uso es el estudio de la distribución de la direccionalidad dentro de los huesos esponjosos de la columna vertebral, el reconocimiento del Iris del ojo y también para las huellas dactilares, su respuesta está definida por una onda plana para los filtros Gabor o sea una sinusoidal multiplicada por una función gaussiana, este filtro cuenta con un componente real y uno imaginario que hace que represente direcciones ortogonales y estos componentes pueden formarse en un número complejo o usarse individualmente. (ELAI - UPM, 2016)

7.12.9 Filtro Zero Cross. Se trata de un filtro lineal que la utilizan en su mayoría para el análisis de las texturas, muchos científicos afirman que el análisis de imágenes por medio de esta clase de filtro se asemeja a la percepción que existe en el sistema visual humano y en los cerebros de algunos mamíferos, es utilizado para el reconocimiento de la expresión facial, ejemplo de Su uso es el estudio de la distribución de la direccionalidad dentro de los huesos esponjosos de la columna vertebral, el reconocimiento del Iris del ojo y también

para las huellas dactilares, su respuesta está definida por una onda plana para los filtros Gabor o sea una sinusoidal multiplicada por una función gaussiana, este filtro cuenta con un componente real y uno imaginario que hace que represente direcciones ortogonales y estos componentes pueden formarse en un número complejo o usarse individualmente.

(ELAI - UPM, 2016)

7.12.10 Filtro Unsharp. Deriva su nombre del hecho de que mejora los bordes y los componentes que tengan alta frecuencia en una imagen, es denominado como un filtro de enfoque o un filtro de nitidez, se sustrae una versión de la imagen original que no esté enfocada o que haya sido suavizada, depende del núcleo de convolución para poder realizar el filtrado espacial, simplemente usando un filtro paso bajo que ha sido previamente definido para producir la versión suavizada de la imagen, luego se le resta un píxel a la imagen original para producir la descripción de los bordes de ésta, este filtro es comúnmente usado en las Industrias fotográficas y de impresión para obtener bordes más nítidos(ELAI - UPM, 2016)

7.13 Imágenes DICOM

Es un formato que regula la manera en que se almacenarse las imágenes médicas, y define cómo deben comunicarse los distintos sistemas que intervienen en estas imágenes, incluyendo en la generación de las imágenes, como en el almacenamiento y la consulta. Toda imagen que fluye por los dispositivos tiene que ser almacenada y transmitida de la forma que se especifica en este protocolo. (Universidad de Deusto, 2015)

Hay que tener en cuenta que cuando se habla de imágenes médicas no se puede

recurrir a los mismos formatos de siempre (jpeg, tiff,gif etc), ya que este tipo de formatos siempre ocultan características y tienen una calidad inferior, propiedades que son muy necesarias a la hora de revisar una imagen médica.

Los formatos DICOM son mucho más específicos, pues muestran que tipo de pacientes es, que zona anatómica del cuerpo se está viendo, si tiene o no algún tipo de contraste o radiofármaco etc. (Siemens healthineers, 2019)

En este sentido, el Colegio Americano de Radiología y la Federación Nacional de Equipos Electrónicos, viendo la necesidad de que se hablara un solo idioma entre fabricantes y profesionales, diseñaron unos protocolos en los años 80, que derivaron en el formato DICOM que se conoce actualmente, publicando su primera versión en el año 1993, desde ese año el formato ha estado en constante evolución, añadiendo nuevos estándares, más documentación, basándose en las nuevas exigencias de seguridad y la aparición de nuevas modalidades médicas.

A partir de lo anterior, el formato DICOM es un estándar que nace de la necesidad de usuarios y fabricantes de los equipos, definiendo cómo se almacenan las imágenes, de tal manera que haya un estándar, y que un hospital pueda almacenar cualquier imagen de todos los equipos de imagenología que posea, sin tener una preferencia por algún fabricante en particular.

En este sentido, el estándar de DICOM guarda la imagen pero también guarda la información importante que contiene la imagen, como el aparte de la matriz de píxeles, también la información necesaria del paciente, datos del equipo que realizó la imagen, del hospital donde se le realizó el examen, qué médico o profesional solicitó el mismo, qué modalidad médica se utilizó o qué protocolo se utilizó, en caso de que se haya aplicado

alguna clase de fármaco o inducido alguna clase de contraste, qué tipo de contraste se le hizo, etc.

Adicional a lo anterior, DICOM especifica cómo deben comunicarse todos los dispositivos médicos, recordando que existen muchos elementos que intervienen en la producción de la imagen hasta su visualización, entre algunos de los servicios que incluye el estándar DICOM se puede tener una prueba de conectividad, transferir, almacenar, buscar imágenes, recuperar imágenes, solicitar una impresión de imágenes, solicitar un envío de la lista de trabajo de los pacientes y las diferentes modalidades que haya tenido, confirmar una imagen que haya sido almacenada por cualquier dispositivo o hacer una finalización de alguna prueba que se haya solicitado, etcétera.

8. Metodología

En este capítulo se presentan las imágenes y métodos utilizados para el desarrollo de un programa educativo realizado con las herramientas de interfaz gráfica de Matlab. Este programa es una propuesta para que los estudiantes interesados en el tema de procesamiento de imágenes médicas, puedan conocer de manera práctica los efectos de la aplicación de ruidos, filtros y transformaciones espaciales comunes sobre las imágenes, mediante una interfaz de usuario amigable e intuitiva, la cual mediante la manipulación de botones y gráficas permite el acceso fácilmente a imágenes médicas y procesamientos que teóricamente son complejos y que podrían ser de difícil comprensión. En resumen, se procesó imágenes médicas reales de TAC mediante una interfaz de usuario creada en Matlab, que tiene diferentes opciones, las más importantes son: la posibilidad de contaminar con diferentes ruidos a la imagen médica, para que el usuario (estudiante o cualquier persona interesada en el tema) pueda ver interpretar los diferentes cambios que se le pueden aplicar a las imágenes, en especial, las imágenes médicas; aplicación de filtros en la imagen, en donde el usuario puede ver los contrastes entre un filtro y otro, y transformaciones básicas en una imagen, tales como cambios en el brillo, el contraste, también el usuario podrá encontrar una pequeña descripción del filtro que está aplicando a la imagen.

Para el desarrollo de esta plataforma educativa realizada en Matlab, principalmente se pensó en las herramientas que existen en la actualidad a fin de adelantar estudios a nivel académico para este tipo de equipos tan complejos de entender de forma teórica y práctica

En este sentido, el interés de la presente investigación, se centra en crear una

aplicación educativa que permita a los estudiantes de manera interactiva y sencilla observar los cambios y consecuencias que se pueden producir al hacer cualquier modificación a una imagen de este tipo, teniendo en cuenta que son imágenes de uso médico y que cualquier alteración podría llevar a un mal diagnóstico, por lo que es preciso ahondar un poco más en este tipo de software, en especial en el uso académico; a partir de ello, la principal preocupación inicial era poder mostrar estudios reales que permitieran evidenciar qué pasa realmente con estas imágenes.

A partir de lo explicado en apartados anteriores, las imágenes TAC son aquellas que se hacen por medio de cortes y estos cortes al ser procesados y unidos muestran una imagen reconstruida en 3D que permiten estudiar el área seleccionada de manera mucho más fácil, debido a la reconstrucción volumétrica que se hace con el procesamiento.

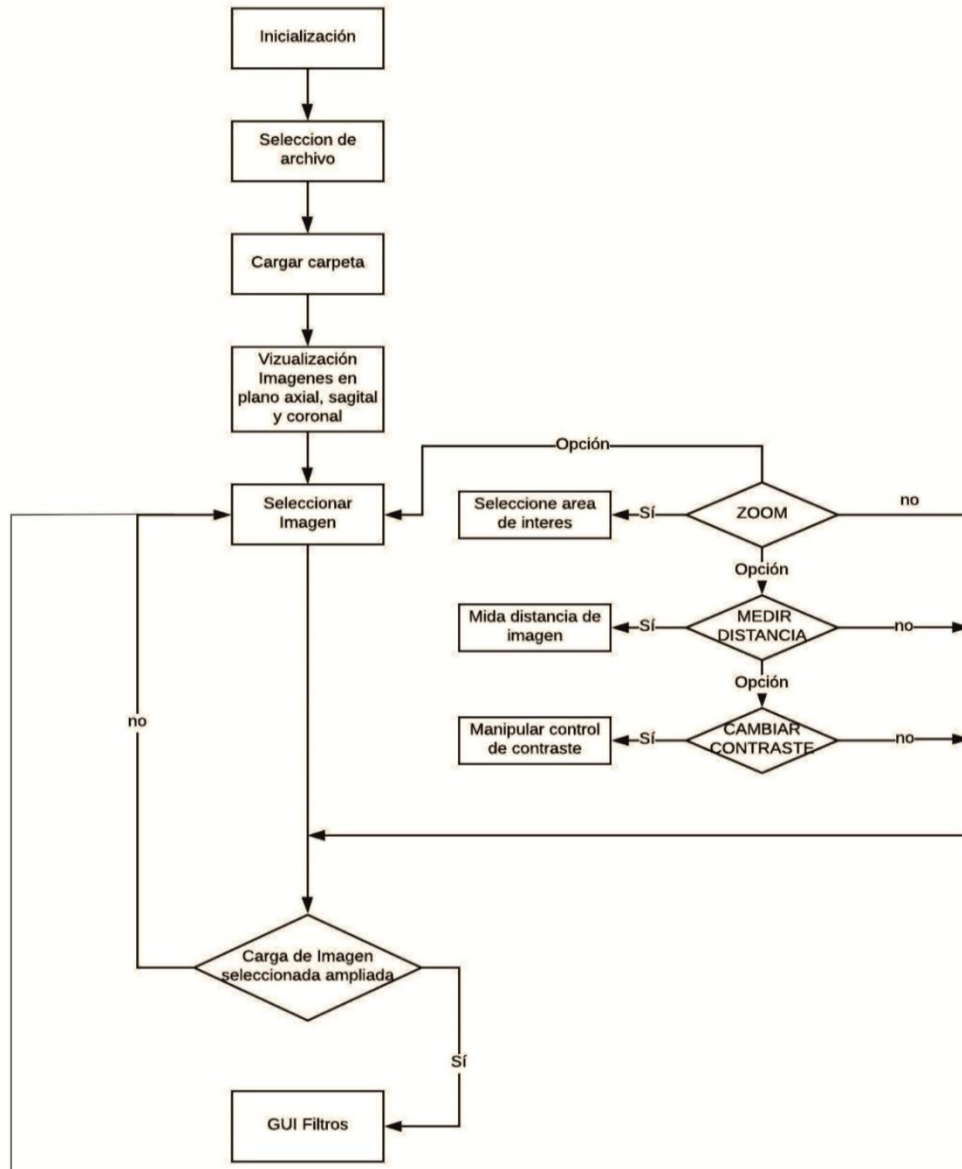
Ahora bien, cuando se empieza con la elaboración del presente proyecto y se empieza a materializar la idea, se evidencia que realizar esta reconstrucción tal y como se pensó no era tarea fácil y la razón es porque el programa en el que se realizó la aplicación, Matlab cuenta con una herramienta llamada Volumen Viewer, sin embargo, ésta únicamente permite visualizar en 3D pero no permite hacer modificaciones para este tipo de aplicación; además de esto, hay que sumarle el hecho de hacer aplicaciones con versiones free, ya que no se tiene la posibilidad de acceder a todas las herramientas y comprarlas, pues resulta muy costoso

Las imágenes de TAC tienen tres tipos de cortes correspondientes a los planos anatómicos en los que se divide el cuerpo, estos son sagital, axial y coronal, la idea era poder mostrar los tres planos correspondientes al mismo segmento de imagen de cada una, y una vez se obtuviera esto, se pudiera rotar la imagen de los tres planos al mismo tiempo.

Las imágenes obtenidas son estudios reales de imágenes DICOM las cuales se obtuvieron desde el MIDAS (2018), el cual se caracteriza por tener estudios de pacientes reales para realizar este tipo de pruebas.

En este caso se logró adquirir dos estudios: el primero de la cabeza de un hombre y el segundo, de la cabeza de una mujer, ya que la idea era verificar la funcionalidad del programa con diferentes estudios.

El programa usa dos interfaces: una de precarga y visualización y otra de manipulación de la imagen como se observa en la figura 11.



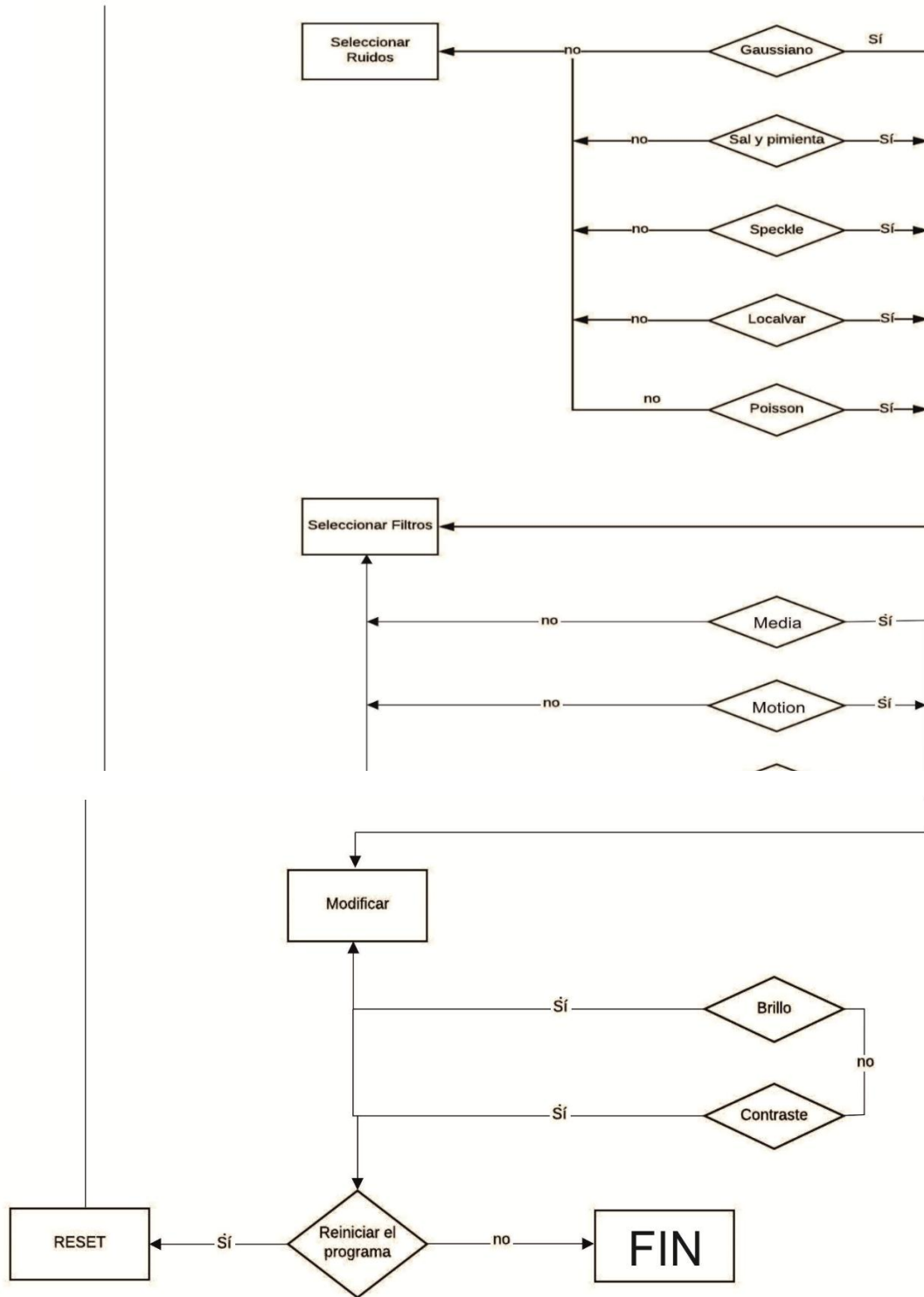


Figura 11. Diagrama de Bloques Software. Elaborada por los Autores

8.1 Indicaciones para el uso del software

Para la correcta utilización del software, se deben seguir los siguientes pasos:

1) Inicia el programa, a continuación se mostrará una imagen como en la *Figura 12*

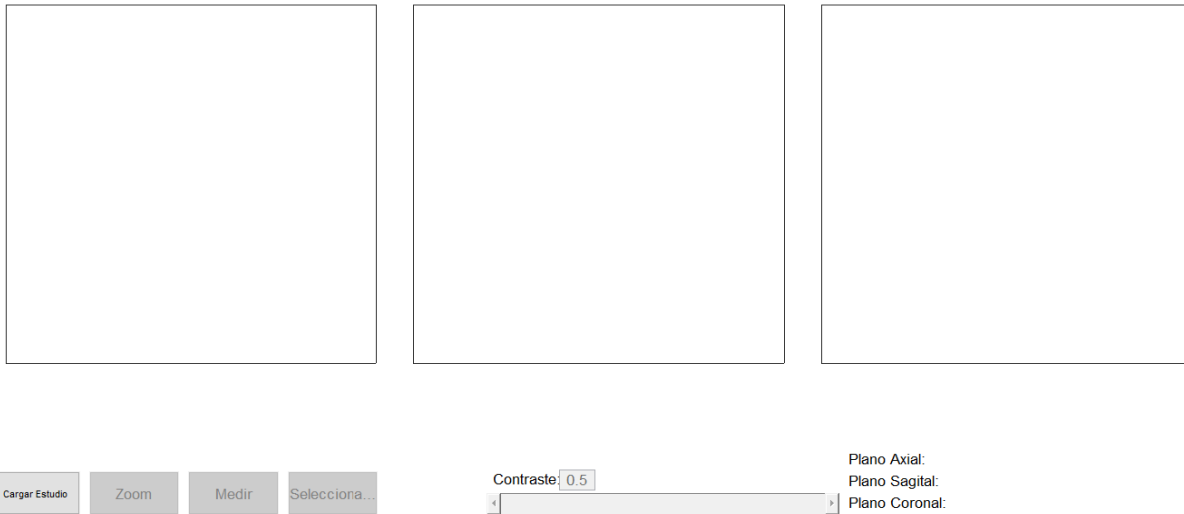


Figura 12. Inicio del Programa. Elaborada por los Autores

2) El programa permite cargar una carpeta completa de archivos y no únicamente una sola imagen, como lo muestra la *Figura 13*

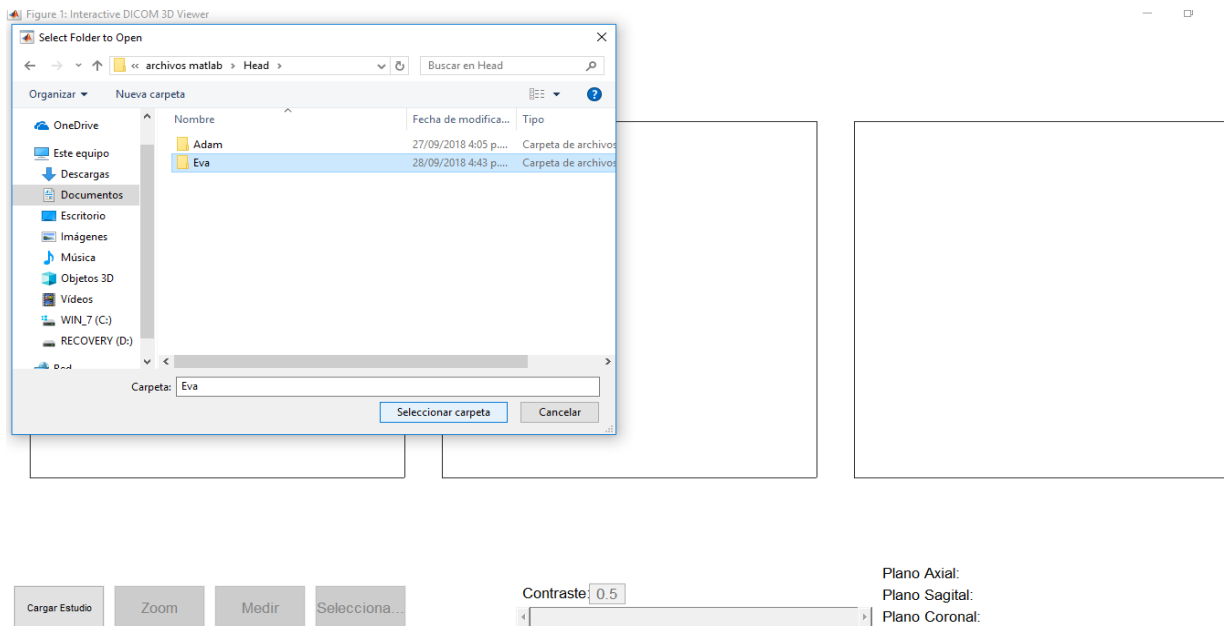


Figura 13. Selección y carga de carpeta de estudio. Elaborada por los Autores

3) Cuando se selecciona la carpeta carga la imagen correspondiente a cada plano anatómico, como lo muestra en la *Figura 14*



Figura 14. Inicio del programa con precarga de imágenes. Elaborada por los Autores

4) El programa en su interfaz de selección y carga de imágenes, permite: hacer zoom, medir distancias y manipular contraste en cualquiera de los tres planos, como se muestra en la *Figura 15*

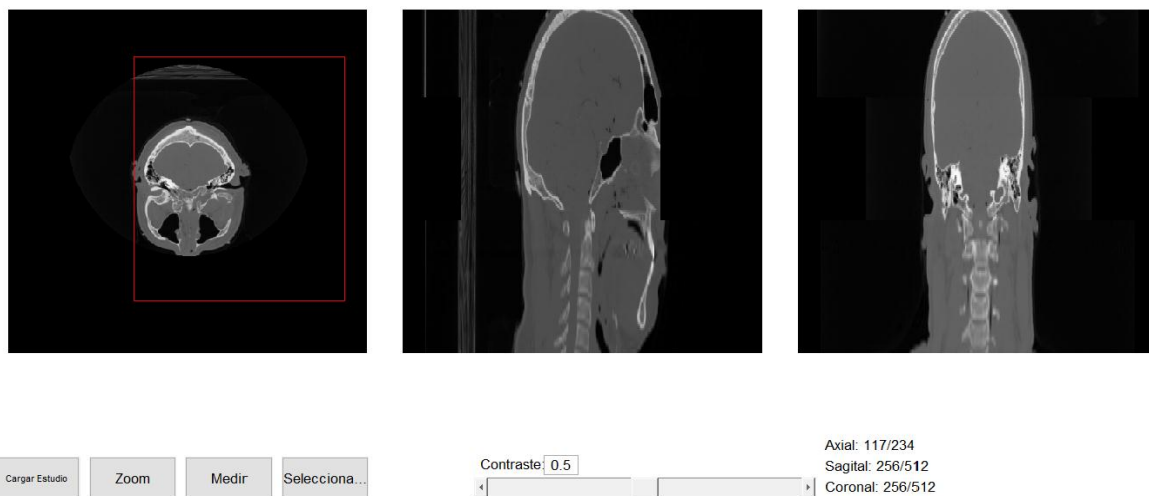


Figura 15. Imagen aplicando herramienta zoom. Elaborada por los Autores

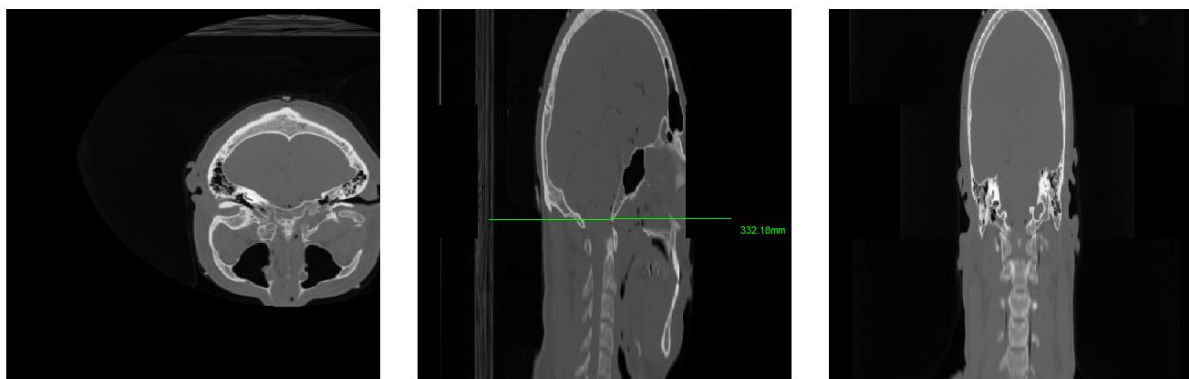


Figura 16. Imagen aplicando la herramienta de medir. Elaborada por los Autores

Como se muestra en la *Figura 16* este programa nos permite realizar mediciones que muestran escalas reales en milímetros.

5. Una vez seleccionada la imagen que se quiere modificar, carga la segunda interfaz que permite filtrar e introducir ruidos, teniendo la posibilidad de ver el antes y el después, tal y como se muestra en la *Figura 17*

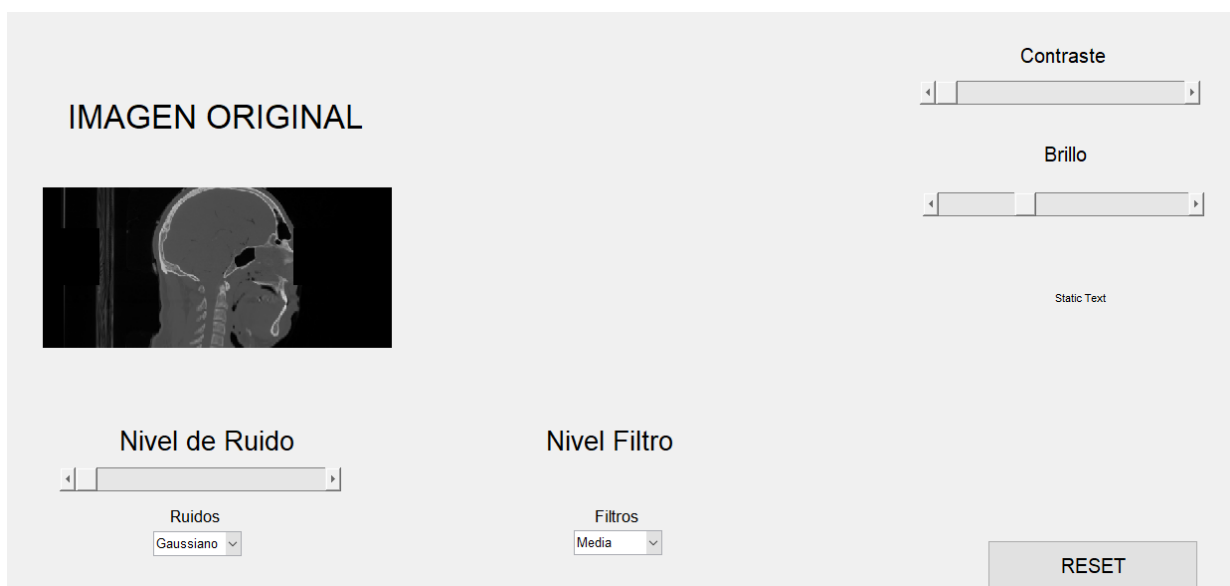


Figura 17. Interfaz de cambios imagen seleccionada. Elaborada por los Autores

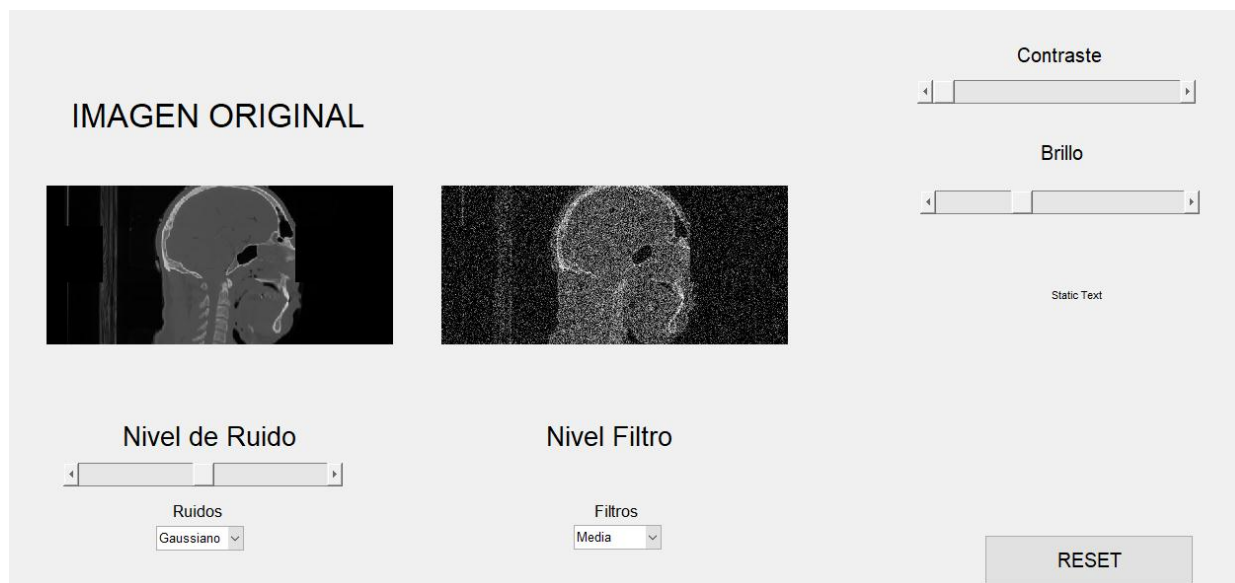


Figura 18. Interfaz de cambios a la imagen. Elaborada por los Autores

6) Como se muestra en la *Figura 18* una vez seleccionado el tipo de ruido, la interfaz muestra los cambios que se van obteniendo en la opción de ruidos, esta aplicación tiene la iniciativa de controlar el nivel de ruido que se quiere Ingresar, tiene también la opción de modificar el brillo y el contraste para tener una mejor visualización de la imagen.

Adicional a lo anterior, los ruidos incluidos en esta aplicación son: Gaussiano, sal y pimienta, Speckle, localvar y poisson.

Por su parte, los filtros incluidos en esta aplicación son; Media, motion, laplaciano, Gaussiano, Sobel, prewitt, disk, logarítmico y unsharp.

Finalmente, el botón de reset permite reiniciar el programa desde cero.

9. Resultados

El usuario tendrá la posibilidad de generar cambios en la imagen que desee, de un estudio real que recolecta más de 300 imágenes, puede aplicar filtros, añadir ruidos y cambiar características importantes en la imagen, como el brillo y el contraste, esto le permitirá entender de una manera más gráfica cuál es la función que tiene cada uno de los ruidos y filtros que existen en el procesamiento de imágenes para estudios posteriores.

El programa tiene herramientas básicas que le permitirán tener una experiencia de estudio mucho más analítica desde un punto de vista experimental.

En el GUI de los filtros y ruidos el programa muestra una pequeña definición de lo que el filtro y el ruido hace en la imagen.

El resultado final del programa arroja las imágenes que se muestran a continuación:

En la *Figura 19* se muestra la imagen DICOM del corte sagital de la cabeza de un sujeto, en donde se ha aplicado el filtro de Media. Visualmente se evidencian los efectos de la imagen resultante con la imagen original. La imagen presenta un suavizado de la imagen que genera una pérdida de detalles en los bordes de la imagen lo que genera como resultado una imagen más suave con particularidades de nitidez eliminadas.

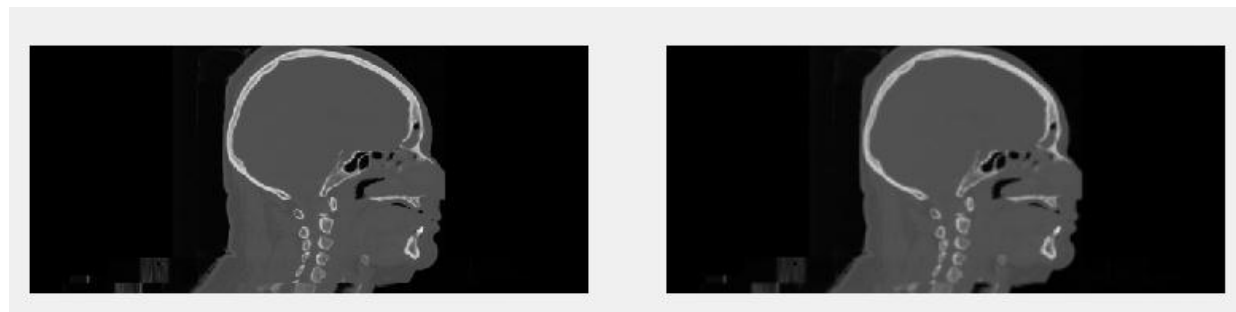


Figura 19. **Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro de Media.**
Elaborada por los Autores

En la *Figura 20* se muestra la imagen DICOM del corte sagital de la cabeza del mismo sujeto, en donde se ha aplicado el filtro Motion. Como es de esperar en especial con esta técnica de filtrado se evidencia un efecto fantasma con resoluciones reducidas.



Figura 20. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Motion.
Elaborada por los Autores

En la *Figura 21* se muestra la imagen DICOM del corte sagital de la cabeza del mismo sujeto que venimos estudiando para el ejemplo, en donde se ha aplicado el filtro Laplaciano en donde evidentemente se observa el realce en los bordes de la imagen, este efecto puede notarse más al realizar una manipulación del filtro, en el que se determina el tamaño de los bordes que se quieren detectar.

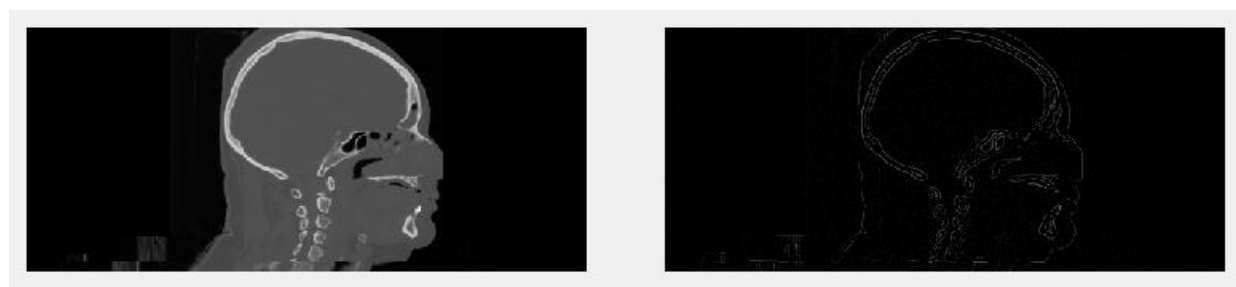


Figura 21. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Laplaciano.
Elaborada por los Autores

En la *Figura 22* se muestra la imagen DICOM del corte sagital de la cabeza del mismo sujeto, en donde se ha aplicado el filtro Gaussiano. Para este filtro en específico y a

diferencia del filtro Motion, la imagen presenta un desenfoque y tiene un efecto más concreto en diferentes alturas de detalle que están en la imagen, para este caso al reducir el nivel del detalle la imagen no se mostrara tan distorsionada.

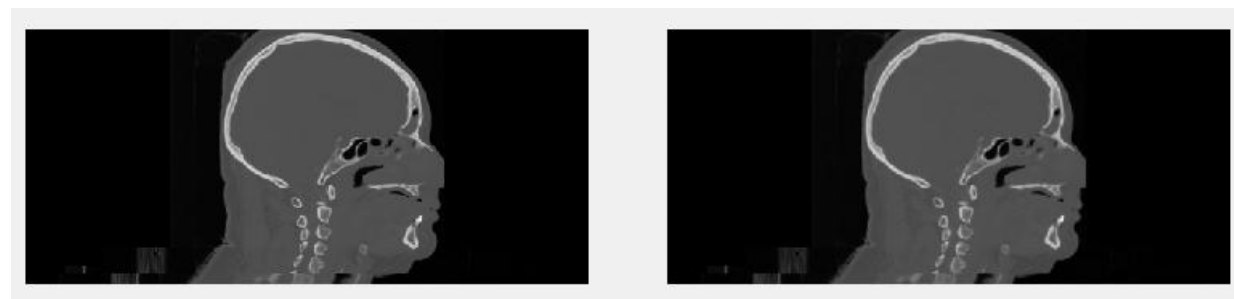


Figura 22. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Gaussiano.
Elaborada por los Autores

En la *Figura 23* se muestra la imagen DICOM que viene utilizando desde el inicio, en este caso con un filtro Sobel aplicado en la imagen de la parte derecha, como ya lo hemos mencionado posteriormente, este filtro es utilizado comúnmente en la detección de bordes, la imagen en este caso en particular muestra una detección de bordes suavizada, sus bordes se muestran mucho más brillantes y gruesos a diferencia de otros operadores usados en el procesamiento digital de imágenes.



Figura 23. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Sobel.
Elaborada por los Autores

En la *Figura 24*, continuando con la secuencia inicial en la que la imagen de la

izquierda pertenece a el mismo sujeto, a la imagen izquierda se le aplica para esta ocasión el filtro Prewitt, un operador también usado para la detección de bordes, para este caso en particular y según algunas recomendaciones de estudios realizados, para ver y estudiar la imagen es necesario agregarle ruido en específico para detectar los cambios notorios que se puedan generar visualmente.



Figura 24. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Prewitt. Elaborada por los Autores

En la *Figura 25*, a la derecha la imagen transformada por medio de un filtro Disk, en el cual se evidencia una distorsión de la imagen, para este caso en específico, los bordes quedan suavizados y mezclados con los pixeles vecinos, se disminuyen los detalles y la calidad de la imagen.



Figura 25. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Disk. Elaborada por los Autores

En la *Figura 26*, tenemos al lado derecho la aplicación de un filtro logarítmico, en la

que se puede observar que es una clase de filtro que realza los bordes de la imagen, según lo explicado anteriormente, este filtro busca realizar cambios bruscos entre la vecindad de la escala de grises, haciendo notoria la detección de bordes.

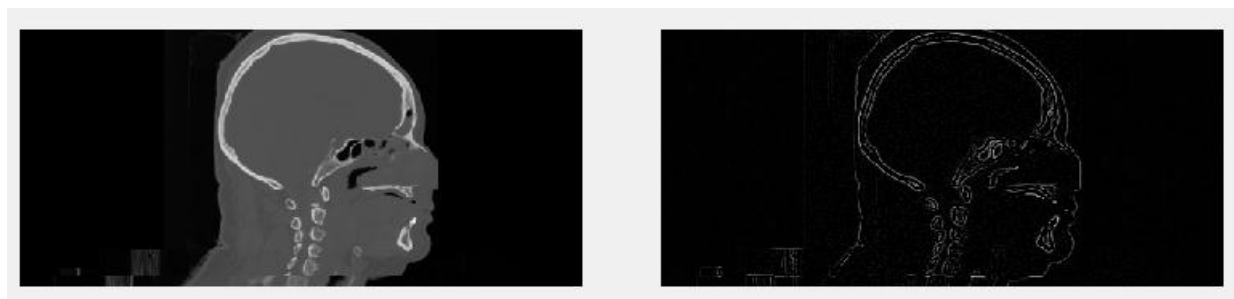


Figura 26. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Logarítmico.
Elaborada por los Autores

En la *Figura 27*, con la imagen a la izquierda inicial y a la derecha con la aplicación de un filtro unsharp, en la que busca una reducción de ruido de la imagen inicial, difuminando los píxeles vecinos para que el cambio de niveles de gris no sea tan drástico.

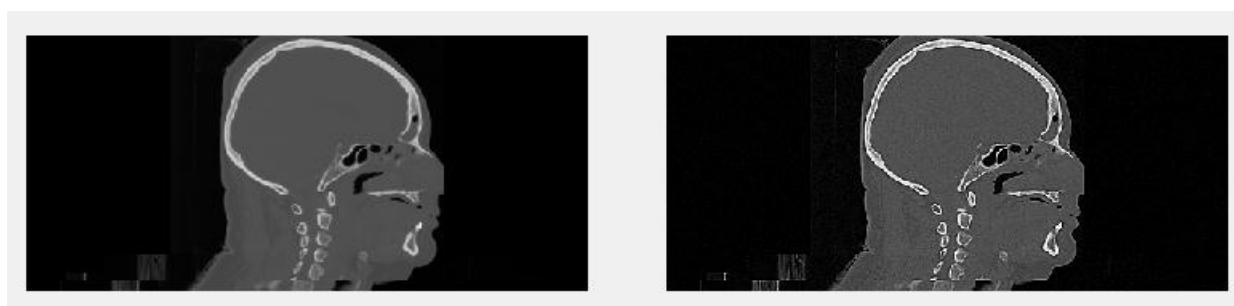


Figura 27. Resultado Imagen original seleccionada – Imagen con filtro Unsharp.
Elaborada por los Autores

10. Discusión

Existen muchos software que se utilizan para el procesamiento de imágenes, sin embargo, el acceso a ellos para los estudiantes es muy limitado, al realizar este tipo de plataformas, existe una alta posibilidad de generar interés en este tipo de áreas que, aunque son de vital importancia, los estudiantes de pregrados y postgrados dejan a un lado debido a los pocos espacios que se generan para la práctica.

Este proyecto nace de la necesidad de brindar una herramienta a los estudiantes, especialmente de Ingeniería Biomédica, que les permita entender de manera práctica conceptos robustos de procesamiento de imágenes, que muchas veces son difíciles de entender desde la parte teórica, con este tipo de herramientas se busca complementar esa clase teórica con una parte práctica visible y fácil de manejar.

Esta plataforma educativa aporta un proceso educativo que une enseñanza y aprendizaje, pues este tipo de software propone una herramienta para comunicar y socializar temas que nos son tan comunes y tiene un nivel de complejidad avanzado.

La interfaz gráfica consta de una sección de carga de la imagen y opciones de botones que permiten manipular una imagen DICOM, en las que se puede agregar los ruidos y filtros más comunes que se encuentran en la librería del programa MATLAB®. Así como estudios reales, pues se considera que este tipo de imágenes acercan más a los estudiantes a la realidad.

11. Conclusiones

Las técnicas de filtrado aplicadas en imágenes, usualmente tienen un muy buen funcionamiento con respecto a la reducción del ruido de la imagen y al mismo tiempo mantienen una resolución de alto contraste. Aunque algunas de estas técnicas han demostrado algún beneficio clínico, el filtrado, generalmente cambia la apariencia de la imagen de TAC y sacrifica la detectabilidad de bajo contraste.

El usuario al utilizar la interfaz gráfica se encontrará con elementos activos, tales como botón de mando, áreas para gráficas, etiquetas, slices de control, entre otras, que le permite al usuario navegar de manera intuitiva a través de las opciones de procesamiento de la interfaz, a la vez que evidencia los efectos de la aplicación de dichos procesamientos. De esta manera el usuario puede interpretar y entender qué hace cada filtro, la contaminación de ruido y/o transformaciones básicas de una imagen. Con el conocimiento adquirido, pueda proponer, mejorar y diseñar nuevos programas de procesamiento avanzados para extraer información relevante de una imagen médica tipo DICOM.

Por otra parte, es muy importante subrayar que en las primeras fases de estudio de ingeniería biomédica se debe generar un mayor interés en el área de programación de las plataformas DICOM, pues este factor especializa aún más la carrera, complementando con otras áreas propias de la profesión.

En consecuencia, se debe tener un alto conocimiento en programación, a la hora de realizar un software de este tipo, siendo fundamental que la entidad académica, desarrolle de la mano de sus docentes, capacitaciones en las distintas plataformas de programación existentes desde los primeros semestres, para así los estudiantes estar más preparados y tener más herramientas en los semestres finales.

12. Beneficios

Tener acceso a estas plataformas de programación permite a los estudiantes estudiar con detenimiento el procesamiento de imágenes, además de manipular y controlar, a fin de entender el proceso paso a paso que se realiza al adelantar estudios tan específicos y que requieren de habilidades del programador. Es por lo mencionado la importancia de la destreza y cuidado en el manejo de la aplicación, pues cualquier modificación mal hecha a la imagen puede desencadenar diagnósticos errados y tratamientos innecesarios

Por otra parte, el afinamiento de software realizado puede llegar ser comercializado a las diferentes instituciones educativas, así este software ayudará a la comprensión y el manejo que se le debe dar a una imagen diagnóstica, este software es una plataforma amigable y de fácil manejo para realizar cualquier tipo de manipulación de imágenes tan específicas como lo son las imágenes DICOM.

El realizar este trabajo creó un interés en seguir aprendiendo y retroalimentando el tema de la programación, ya que en nuestra opinión, este tipo de investigaciones pocas personas se dedican a realizarlas y manipular programas de este tipo, debido a la dificultad y la poca facilidad que existe para la parte investigativa.

El trabajo permite analizar y comprender el programa MATLAB®, que aunque, sea esta una plataforma de más fácil acceso que las demás, resultó un poco más complejo, ya que los conocimientos aprendidos para manejar una plataforma como esta eran básicos y al realizar esta monografía de grado requerimos de instrucciones que no habíamos manejado previamente.

No obstante, al trabajar la plataforma, aprendimos la importancia que tienen este tipo de proyectos estudiantiles que no serán más que un escalón, que se debe lograr y dominar para realizar proyectos similares en la carrera profesional.

Este trabajo fue inspirado en parte a las actividades realizadas en el seminario internacional que se encuentran descritas en el Anexo A

12. Aportes

Por medio Estas herramientas y/o programas, ayudar a capacitar y preparar a las siguientes generaciones de profesionales que deseen profundizar en investigaciones, ayudando a que haya una mejora en el campo de la imagenología digital.

Este tipo de ayuda didáctica, son útiles para afianzar vínculos entre estudiantes y docentes, aportando y contribuyendo a una participación más activa en el procesamiento de imágenes, existe la particularidad por parte del programa de no mostrar resultados específicos, ayudando a la probabilidad de generar múltiples opiniones con respecto a lo que se muestre en el resultado final de una imagen.

A partir de este código, los estudiantes o profesores que se encuentren interesados en esta temática, pueden profundizar para ampliar las posibilidades de estudio en el procesamiento de imágenes.

Al contar con la guía permanente de los docentes, permite una continua mejora de la calidad académica de la universidad debido a que se despejan dudas a medida que se avanza en los temas que se quieran estudiar, todo esto lleva a una unificación de criterios.

Por último este tipo de interfaces educativas, ayudan a edificar, renovar y reajustar contenidos educativos, mejorando las herramientas que se usan a diario para la explicación de temas específicos y de comprensión guiada entre el docente y sus estudiantes.

Referencias Bibliográficas

- Bordonava, E; D'ortencio, M; Lugones, N; Fernandez, M \$ De la Fuente, L. (2004). La angiografía por sustracción digital en el estudio de la enfermedad vascular encefálica. *Revista Argentina de Cardiología*, 53 (4), 182-190.
- Ferreirós, J. (2015). *Imagen por rayos X*. Obtenido de <http://media.axon.es/pdf/77088.pdf>
- ACR. (2018). *Asociación Colombiana de Radiología. Historia de la Radiología*. Obtenido de <https://www.acronline.org/Acerca-de-nosotros/Historia-de-la-Radiolog%C3%ADa>
- Alojamientos. (2016). *Filtros*. Obtenido de <http://alojamientos.us.es/gtocom/pid/tema3-1.pdf>
- Amador, G. (2014). *Procesamiento de imágenes*. Obtenido de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/msp/amador_g_ja/capitulo3.pdf
- Babylon. (2018). *Definiciones*. Obtenido de <https://diccionario.babylon-software.com/mioblastoma/>
- Bellas, F. (2016). *Filtrado de imagen*. Obtenido de https://www.uv.es/gpoei/eng/Pfc_web/realzado/filtrado.htm
- Bernal, D. (2015) *Desarrollo de las imágenes diagnosticas en Colombia visto desde IDIME* Obtenido de <http://www.elhospital.com/temas/El-desarrollo-de-los-servicios-de-imagenes-diagnosticas-en-Colombia-visto-desde-IDIME+104486>
- Benet, M. (2015). *Análisis de texturas de imágenes de resonancia magnética de tumores cerebrales para la caracterización y clasificación de distintas regiones de interés*. Valencia - España: Universidad Politécnica de Valencia.
- Beyond Discovery. (2013). *Un tipo diferente de resonancia*. Obtenido de http://www7.nationalacademies.org/spanishbeyonddiscovery/bio_007590-03.html

- Calzado, J & Geleijns, D. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista Física Médica*, 11(3) ,163-180.
- Campos, J. (2015). *Tubo Rayos X*. Obtenido de <https://prezi.com/vvlihyd-i0ri/tubo-rayos-x/>
- Castro, C & Delgado, A. (2014). Visor de imágenes médicas digitales web. *Revista Cubana de Informática Médica*, 6(1), 57-70.
- Cenzano, T; Villegas, A; Monforte, S & Velloso, G. (2002). La tomografía por emisión de positrones (PET) en oncología. *Revista Española de Medicina Nuclear*, 21 (1), 41-60.
- Chevalier, M; Torres, C & Cabrera. (2010). Mamografía Digital. *Revista de Física Médica*, 11 (1), 11-26.
- Clavero, A. (2016). *Calidad en estudios de Mamografía*. Argentina: Universidad Nacional de Córdoba.
- CUN. (2015). *Clínica de la Universidad de Navarra. Angiografía por sustracción digital*. Obtenido de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/angiografia-sustraccion-digital>
- CUN. (2017). *Clínica de la Universidad de Navarra. Diccionario médico*. Obtenido de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/estenopeico>
- Delgado, C; Sánchez, G; C. Martínez, R & Trinidad, L. (2011). La tomografía computarizada de doble energía: ¿para qué la quiero? *Revista Radiología*, 5(44), 21-32.
- Diario Médico. (2015). *Resonancia magnética para objetivar el dolor en artrosis*. Obtenido de <https://www.diariomedico.com/especialidades/reumatologia/resonancia->

- magnetica-para-objetivar-el-dolor-en-artrosis.html
- Díaz, A. (2013). *Fluoroscopia*. Obtenido de <https://cafum2013alvarodiaz.wordpress.com/2013/03/20/fluoroscopia/>
- Dimages. (2017). *Convolución (definición)*. Obtenido de <http://www.dimages.es/Tutorial%20A.I/definitions/convolucion.htm>
- Dimages. (2018). *Binarización de las imágenes*. Obtenido de <http://www.dimages.es/Tutorial%20A.I/segmentacion/binaria.htm>
- Ecomedica. (2018). *Tomosíntesis ó Mamografía 3D*. Obtenido de <http://www.ecomedica.med.ec/web/index.php/contenido/item/tomosintesis-o-mamografia-3d>
- ELAI - UPM. (2016). *Departamento de ingeniería eléctrica, electrónica, automática y física aplicada. Técnicas de preprocesado*. Obtenido de http://www.elai.upm.es/webantigua/spain/Asignaturas/MIP_VisionArtificial/ApuntesVA/cap4Procesadov1.pdf
- Fernández, O. (2016). *Datos de escaneo CT (archivos DICOM) a 3D con Osirix lite & Slicer*. Obtenido de <https://forum.sketchfab.com/t/ct-scan-data-dicom-files-to-3d-with-osirix-lite-slicer/10423>
- Fisterra. (2010). *Radiografía (rayos X)*. Obtenido de <https://www.fisterra.com/Salud/3proceDT/radiografia.asp>
- Foronuclear. (2018). *Glosario*. Obtenido de <https://www.foronuclear.org/es/energia-nuclear/glosario/141-radionucleido>
- Gamón, C. (2015). *Diferencias entre la ecografía 2D, 3D y 4D*. Obtenido de <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/diferencias-entre-la-ecografia-2d-3d-y->

4d

Gavidia, G. (2009). *Desarrollo de una Herramienta de Procesamiento de Imágenes Médicas en MATLAB y su Integración en Medical GiD*. España: Inabio.

Gili, J. (2016). *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*. Obtenido de <http://www.vetcomunicaciones.com.ar/uploadsarchivos/libro.gili.pdf>

Guerrero, J; Amell, M & Cañedo, R. (2016). *Tecnología, tecnología médica y tecnología de la salud: algunas consideraciones básicas*. Obtenido de <http://eprints.rclis.org/5712/1/aci07404.pdf>

IAEA. (2016). *International Atomic Energy Agency. Rayos X*. Obtenido de <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/Patients/patient-information-x-rays/index.htm>

IAEA. (2017). *International Atomic Energy Agency. Mamografía (radiografía de la mama)*. Obtenido de https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Mammography/mammography-technique.htm

IAEA. (2018). *International Atomic Energy Agency. Protección radiológica en radiología digital*. Obtenido de <https://slideplayer.es/slide/4331971/>

IAEA. (2019). *International Atomic Energy Agency. Fluoroscopia*. Obtenido de <https://www.iaea.org/resources/rpop>

Imágenes diagnósticas. (2018). *Mamografía Digital*. Obtenido de <http://www.imagenes-diagnosticas.com/mamografia-digital.html>

International Day of Radiology. (2012). *La Historia de la Radiología*. Barcelona: Sociedad

- Europea de Radiología (ESR).
- Macia, R; Rodríguez, J y Juárez, A. (2018). *Extracción de bordes; operadores Sobel, Prewitt y Roberts*. Obtenido de <http://www.boletin.upiita.ipn.mx/index.php/ciencia/669-cyt-numero-55/1293-extraccion-de-bordes-operadores-sobel-prewitt-y-roberts>
- Marin, D; Boll, D; Mileto, a y Rendón, C. . . (2014). Dual-Energy CT of the Abdomen. *Revista Radiología*, 9(2):327-342.
- Márquez, J. (2017). *Ruido*. Obtenido de <http://www.academicos.ccadet.unam.mx/jorge.marquez/cursos/Instrumentacion/Ruido.pdf>
- Martínez, C. (2014). *Historia de la ecografía*. Obtenido de http://ibdigital.uib.es/greenstone/collect/medicinaBalear/index/assoc/Medicina/_Balear_/1995v10n/3p160.dir/Medicina_Balear_1995v10n3p160.pdf
- Mayo Clinic. (2018). *Exploración por tomografía por emisión de positrones*. Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/pet-scan/about/pac-20385078>
- Medicalmed. (2018). *La angiografía*. Obtenido de <https://es.medicalmed.de/angiografiya.php.htm>
- Medlineplus. (2018). *Asintomático*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002217.htm>
- MIDAS. (2018). *Conjunto de datos Dicom*. Obtenido de <https://www.insight-journal.org/midas/collection/view/192>
- Mora, E. (2007). Evaluación de la Uniformidad Intrínseca en Gamma Cámaras del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios. *Revista de Ciencia y*

- Tecnología*, 25(1-2): 67-81.
- NIBIB. (2017). *Instituto Nacional de Imágenes Biomédicas y Bioingeniería. Rayos X*.
Obtenido de <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/rayos-x>
- NIH. (2018). *Tomografía Computarizada (TC)*. Obtenido de <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>
- Noreña T y Romero E (2013). *Comprensión de imágenes medica, Revista Biomédica Vol. 33, No.1 Bogotá Marzo 2013*
- Paguay, A & Urgilés, P. (2012). *Recuperación de imágenes mediante extracción de Blobs aplicando el operador laplaciano de Guss y el Kernel gaussiano y desarrollado de un prototipo*. Cuenca - Ecuador: Universidad Politécnica Salesiana.
- Palazuelos, G; Trujillo, S & Romero, J. (2014). Tomosíntesis: la nueva era de la mamografía. *Revista Colombiana de Radiología*, 25(2), 26-33.
- Pérez, A. (2015). Tomosíntesis mamaria: bases físicas, indicaciones y resultados. *Revista de Senología y Patología Mamaria*, 28(1):39-45.
- Quesignificado. (2019). *Experticia*. Obtenido de <https://quesignificado.com/experticia/>
- Radiologyinfo. (2017). *Qué son los materiales de contraste y cómo funcionan?* Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=safety-contrast>
- Radiologyinfo. (2018). *Mamografía*. Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=mammo>
- Radiologyinfo. (2019 a). *Tomosíntesis de seno*. Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=tomosynthesis>
- Radiologyinfo. (2019 b). *Tomografía computarizada*. Obtenido de

- <https://www.radiologyinfo.org/sp/gallery/index.cfm?image=762>
- RAE. (2014). *Real Academia Española. Diccionario de la lengua española, Versión electrónica de la 23.a. edición*. España: Real Academia Española.
- Ramírez, J & Fletcher, G. (2010). Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7), 55-62.
- Ramírez, J; Arboleda ,C & McCollough, C. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: Fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2 (4), 54-66.
- Raudales,I. (2014). Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades. *Revista Facultad de Ciencias Médicas*, 8(11) ,35-45.
- Raudales, R. (2014). Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades. *Rev. Fac. Cienc. Méd.* , 8 (11), 35-43.
- Remartinez, E. (2015). *Urografía Intravenosa*. Obtenido de <http://imagendiagnostica.net/urografiaintravenosa.php>
- Revista Semana. (2015). *Rayos X: una innovación que cumple 120 años*. Obtenido de <https://sostenibilidad.semana.com/impacto/articulo/rayos-x-innovacion-cumple-120-anos/34095>
- Roa, S; Aparecida, S & Vicentini, J. (2016). Representación conceptual de imágenes médicas digitales: Integración de Contexto y Contenido Visual. *Revista General de Información y Documentación*, 26(2), 651-672.
- Rodríguez, I & Valle, R. (2016). Seguridad del ultrasonido obstétrico para la salud de la embarazada y el feto. *Revista Cubana de Obstetricia y Ginecología*, 42(3) ,12-29.

Salas, A & Syr, R. (2012). La Bioética en la educación médica superior cubana actual. *Revista de la Sociedad Cubana de Educadores de Ciencias de la Salud*, 26(3), 56-68.

Siemens healthineers. (2019). *Dicom. Los estándares básicos para la gestión de la imagen y la imagenología*. Obtenido de <https://www.siemens-healthineers.com/co/services/it-standards/dicom>

Soler, F. (2009) La bioingeniería y la Ingeniería Biomédica en Colombia). *Revista ingeniería Biomédica vol 3. No 5. Medellín Junio 2009*. http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622009000100006

Strocovsky, S; Aizcorbe, J; Furnari, J. (2015). *Principios de formación de imágenes en cámara gamma/spect: una perspectiva didáctica*. Obtenido de <http://www.foroiberam.org/documents/193375/199920/PRINCIPIOS+DE+FORMACI%C3%93N+DE+IM%C3%81GENES+EN+C%C3%81MARA+GAMMA+SPECT.+UNA+PERSPECTIVA+DID%C3%81CTICA/4915ce79-cd8f-4573-8dad-d648499653af?version=1.0>

Universidad de Deusto. (2015). *Estándar y Protocolo de Imágenes Médicas DICOM* . Obtenido de http://www.sicec.unam.mx/app/webroot/files/archivos_portal/archSISEC254505.pdf

Valverde, J. (2016). *Suavizamiento de Imágenes usando el filtro Gaussiano en Matlab*. Obtenido de <http://jc-info.blogspot.com/2011/02/suavizamiento-filtro-gaussiano-codigo.html>

Valverde, J. (2018). *Detección de bordes mediante el algoritmo de Canny*. Obtenido de [https://www.researchgate.net/publication/267240432_Deteccion_de_bordes_mediant e_el_algoritmo_de_Canny](https://www.researchgate.net/publication/267240432_Deteccion_de_bordes_mediant_e_el_algoritmo_de_Canny)

Varela, J. (2016). *Un instrumento científico para la Historia; el ciclotrón de Lawrence*. Obtenido de <https://ahombrosdegigantescienciaytecnologia.wordpress.com/2016/01/26/un-instrumento-para-la-historia-el-ciclotron-de-lawrwnce/>

Wordreference. (2019). *Definiciones*. Obtenido de <https://www.wordreference.com/definicion/cateter>

Anexos

Anexo A. Desarrollo del trabajo de campo en Santiago de Cuba

Trabajo de campo con JImage, en Seminario Internacional “Desarrollo de investigaciones y tecnologías biomédicas orientadas a la solución de problemas de alto impacto social” en Santiago de Cuba, Cuba. Impartido del 1 al 13 de marzo de 2017, en el Centro de Biofísica médica de la Universidad de Oriente.

Metodología/Diseño de Investigación/Materiales y Métodos

Con el fin de entender de manera más sencilla el proyecto de investigación, nuestros tutores prepararon una actividad práctica en la que se podía observar con más detalle en qué

consiste el filtro bilateral y lo que se hacía con cada imagen.

A continuación, se evidenciará lo que se debía hacer para lograr los resultados obtenidos.

Ejercicio 1. Simulación de reducción de dosis por ruido añadido

1) En este ejercicio se debía aplicar a la imagen un ruido del 25%, 50% y 75% a una imagen original indicada para este caso.

2) Se debía delimitar una ROI en el centro y en la periferia de la imagen y luego medir la incertidumbre y el ruido promedio de la imagen.

3) Tomar los datos correspondientes y luego realizar una gráfica en la que se pueda visualizar los resultados

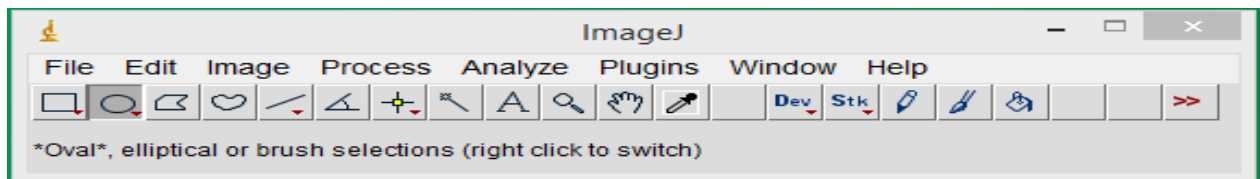


Figura 1. Interfaz programa Image J. Elaborada por los Autores

El programa ImageJ permitió realizar las modificaciones de ruido por pixel solicitadas en el ejercicio práctico, aquí se denota claramente el paso para seleccionar una ROI circular, para este paso es muy importante tener en cuenta el tamaño de la ROI ya que debe ser la misma para las cinco delimitaciones a realizar.

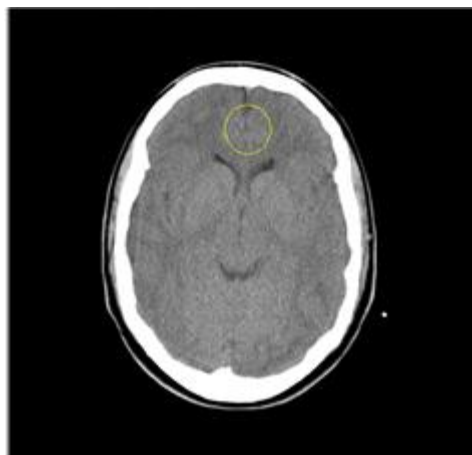


Figura 2. Imagen ejercicio.
Elaborada por los Autores

En este paso se puede observar cómo se realizar la delimitación de la ROI, se debía hacer en el centro de la imagen y la periferia de la misma, teniendo en cuenta que debía ser en la parte a estudiar (escala de grises)

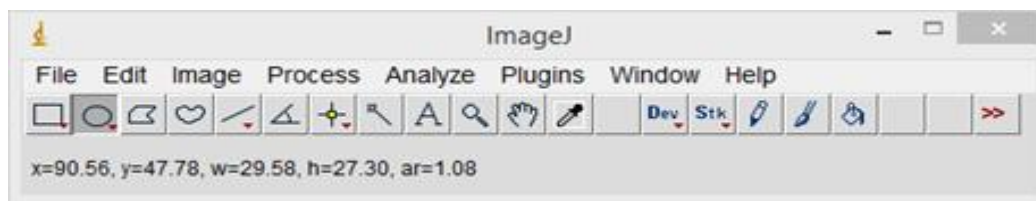


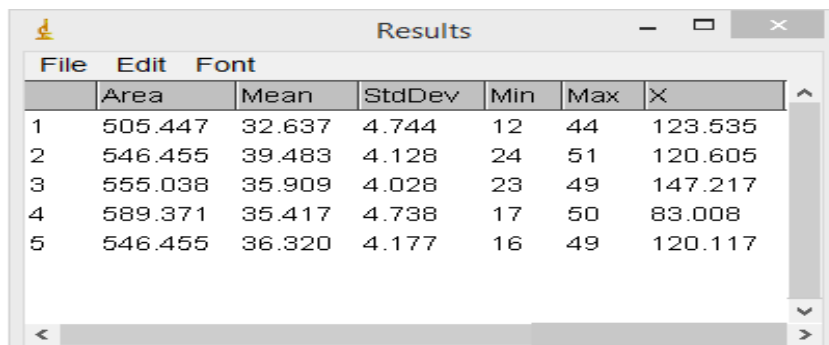
Figura 3. Interfaz visualización x, y, w, h, ar ImageJ. Elaborada por los Autores
En este siguiente paso es importante anotar los valores de **h** y **ar** con el fin de que

todas las ROI tengan las mismas dimensiones.

File	Edit	Font	Area	Mean	StdDev	Min	Max	X
1			505.447	32.637	4.744	12	44	123.535

Figura 4. Resultados de área ImageJ. Elaborada por los Autores

Paso seguido se debía obtener los valores estadísticos de la imagen, los cuales hallarían por medio del ImageJ y siguiendo la ruta Analyze - Measure



	Area	Mean	StdDev	Min	Max	X
1	505.447	32.637	4.744	12	44	123.535
2	546.455	39.483	4.128	24	51	120.605
3	555.038	35.909	4.028	23	49	147.217
4	589.371	35.417	4.738	17	50	83.008
5	546.455	36.320	4.177	16	49	120.117

Figura 5. Resultados área de 5 roi Visualización ImageJ. Elaborada por los Autores

Al final se obtenían los datos de los cinco puntos señalados y los datos solicitados.

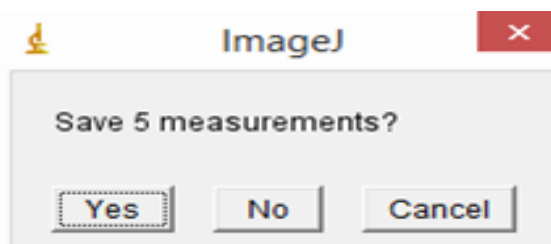


Figura 6. Visualización ImageJ. Elaborada por los Autores

A partir de lo anterior, se guardaban las cinco mediciones realizadas en la imagen.

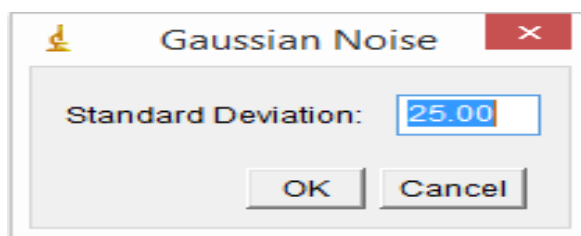


Figura 7. Visualización Ruido Gaussiano ImageJ. Elaborada por los Autores

De manera posterior, se introduce el ruido indicado y se toman los datos de la desviación estándar de cada ruido añadido. Al final se realiza una gráfica de los mAs vs. el

ruido añadido

Ejercicio 2. Efectos de la restauración del filtro bilateral

1) Visualizar imágenes simuladas con ImageJ



Figura 8. Imagen simulada al 25%.
Elaborada por los Autores



Figura 9. Imagen simulada al 50%. %.
Elaborada por los Autores



Figura 10. Imagen simulada al 75%. %.
Elaborada por los Autores

- 2) Medir ruido para cada imagen simulada y registrar valores
- 3) Visualizar imágenes procesadas con el filtro bilateral y realizar el mismo procedimiento.

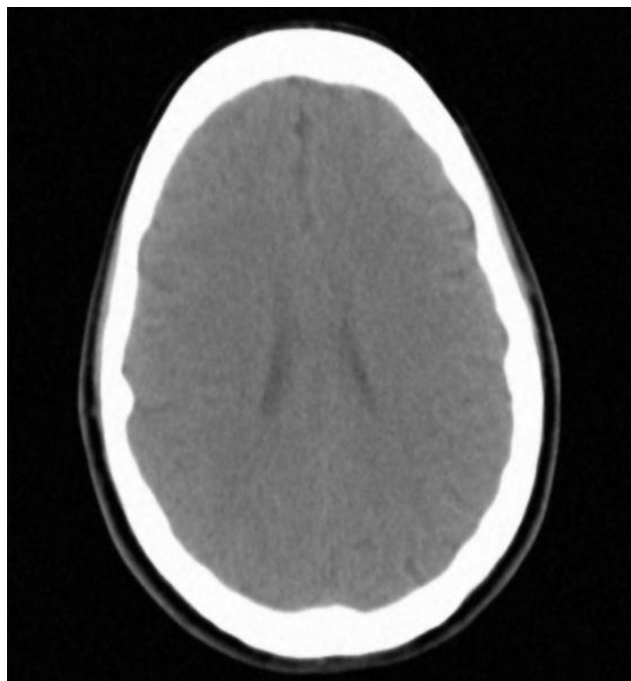


Figura 11. Imagen filtrada al 25%. %.
Elaborada por los Autores



Figura 12. Imagen filtrada al 50%. %.
Elaborada por los Autores



Figura 13. Imagen filtrada al 75%. %.
Elaborada por los Autores

Resultados

Resultados obtenidos del ejercicio 1. A continuación se mostrarán los resultados obtenidos

Tabla 1. Resultados del ejercicio 1

	Area	Mean	StdDev			
1	313.044	39.656	4.636	6.523	6.447	12.448
2	313.044	42.255	3.743	6.460	6.299	13.015
3	313.044	41.788	3.941	6.309	7.042	12.512
4	313.044	37.842	3.626	6.133	6.088	12.615
5	313.044	39.241	4.014	6.418	8.845	14.043
			3.992	6.369	6.944	12.927

Nota: Elaborada por los Autores

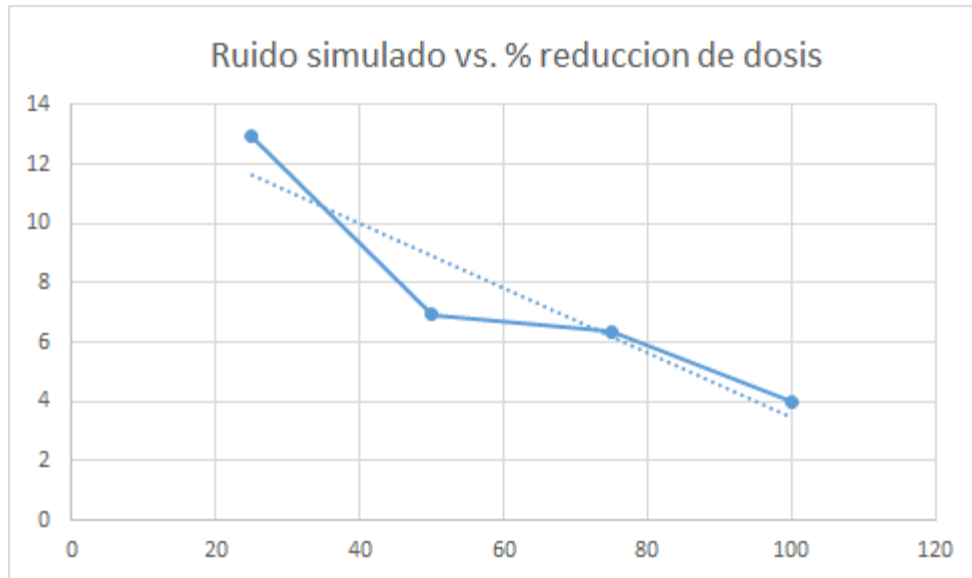


Figura 14. Gráfica Ruido Vs. Reducción de dosis ejercicio 1.
Elaborada por los Autores

Resultados obtenidos para ejercicio 2

Tabla 1. Resultados del ejercicio 1

	Original	simulada 25	filtrada 25	simulada 50	filtrada 50	simulada 75	filtrada 75
Roi 1	1592,033	2764,696	1551,974	4944,706	1939,043	6893,771	2508,819
Roi 2	1267,939	2425,033	1269,551	4785,342	1740,89	6769,286	2357,92
Roi 3	1318,956	2561,159	1304	4799,623	1753,447	6575,553	2582,168
Roi 4	1188,858	2360,796	1093,245	4700,172	1662,493	6519,267	2360,537
Roi 5	1057,581	2444,534	1090,625	4749,65	1764,348	6559,983	2161,328
Media	1285,0734	2511,2436	1261,879	4795,8986	1772,0442	6663,572	2394,1544

	Simuladas	Filtradas
100	1285,0734	1285,0734
75	2511,2436	1261,879
50	4795,886	1772,0442
25	6663,572	2394,1544

Nota: Elaborada por los Autores

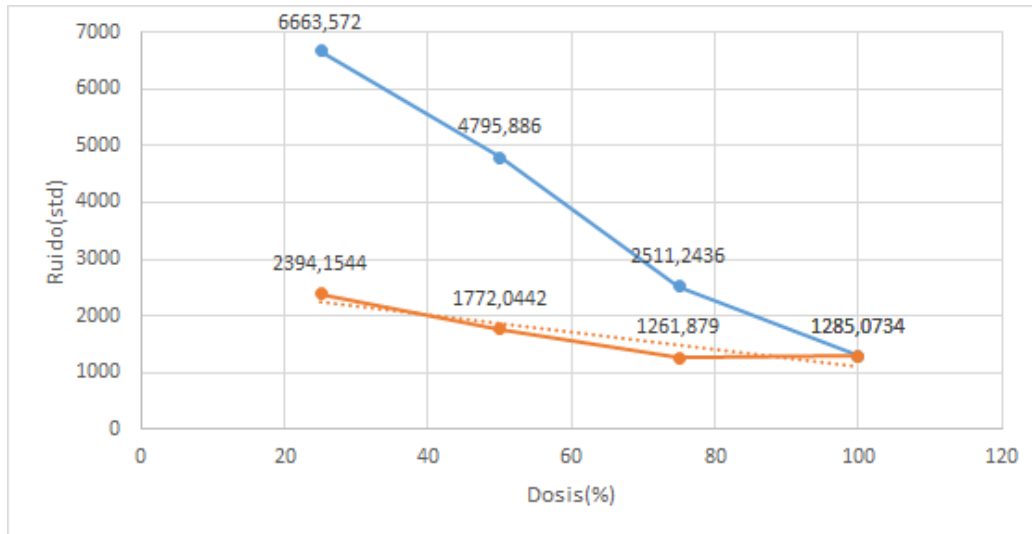


Figura 15. Gráfica Ruido Vs. Dosis ejercicio 2. Elaborada por los Autores

En este trabajo proponemos el uso de un filtro multibanda bilateral que toma como raíz la teoría del filtro bilateral de Tomasi y Manduchi pero añadiendo un componente más, la separación en bandas de frecuencias; para acoplar las imágenes de alta y baja frecuencias luego de ser filtradas por el filtro bilateral aproximado.

El ruido en las imágenes aumenta cuando las dosis utilizadas son menores o cuando se utilizan kernels con frecuencias de corte más altas

Según los resultados obtenidos, se evidencia que después de realizar el procesamiento de las imágenes, las filtraciones muestran una mejoría bastante notoria en cuanto al ruido se refiere esto se puede observar tanto en las imágenes del experimento como en las tabulaciones y gráficas presentadas al final se puede hablar de resultados esperados y no esperados, pues se sabe que en cualquier investigación pueden terminar descubriendo información importante que puede ser de utilidad para otras investigaciones.

Lo esperado: la reducción de dosis

Lo inesperado: que se ha logrado reducir en un 40% y más, lo cual es un reto para próximas intervenciones. Además, en unos lugares se puede reducir más que en otros pues

la percepción visual de los radiólogos varía significativamente entre un dpto. de imagenología y otro.

Hay que personalizar las aplicaciones, cada una es un mundo de cosas a tener en cuenta, pero es factible.