

CIS1630AP01

LeFaucon: Sistema para la identificación de posibles anomalías a nivel pulmonar

Oscar Darío Malagón Murcia
Andrés Alberto Amórtegui Martínez

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE INGENIERIA DE SISTEMAS
BOGOTÁ, D.C.
2016

CIS1630AP01

LeFaucon: Sistema para la identificación de posibles anomalías a nivel pulmonar

Autor(es):

Oscar Darío Malagón Murcia
Andrés Alberto Amórtegui Martínez

MEMORIA DEL TRABAJO DE GRADO REALIZADO PARA CUMPLIR UNO
DE LOS REQUISITOS PARA OPTAR AL TITULO DE INGENIERO DE
SISTEMAS

Director

Andrea del Pilar Rueda Olarte

Jurados del Trabajo de Grado

Carlos Alberto Parra Rodríguez

Jaime Andrés Pavlich Mariscal

Página web del Trabajo de Grado

<http://pegasus.javeriana.edu.co/~CIS1630AP01/>

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE INGENIERIA DE SISTEMAS
BOGOTÁ, D.C.
Noviembre, 2016

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE INGENIERIA DE SISTEMAS**

Rector Magnífico

Jorge Humberto Peláez Piedrahita, S.J.

Decano Facultad de Ingeniería

Ingeniero Jorge Luis Sánchez Téllez

Director de la Carrera de Ingeniería de Sistemas

Ingeniera Mariela Josefina Curiel H.

Director Departamento de Ingeniería de Sistemas

Ingeniero Efraín Ortiz Pabón

Artículo 23 de la Resolución No. 1 de Junio de 1946

“La Universidad no se hace responsable de los conceptos emitidos por sus alumnos en sus proyectos de grado. Sólo velará porque no se publique nada contrario al dogma y la moral católica y porque no contengan ataques o polémicas puramente personales. Antes bien, que se vean en ellos el anhelo de buscar la verdad y la Justicia”

AGRADECIMIENTOS

Quisiéramos agradecer principalmente a nuestras familias, conformadas por papá, mamá y hermanos quienes estuvieron en todo momento atentos y dispuestos a ayudarnos en todo lo que cabía entre sus posibilidades.

Así mismo quisiéramos agradecer a la ingeniera Andrea del Pilar Rueda quien nos brindó su apoyo y asesoría en cada momento que lo necesitamos y quien fue una excelente directora de este trabajo, al ingeniero Leonardo Flórez Valencia quien nos brindó sus conocimientos e hizo parte activa de este trabajo apoyándonos con la creación de la interfaz gráfica para nuestro sistema y sin la cual no hubiera sido posible plasmar y visualizar los resultados de este proyecto.

CONTENIDO

CONTENIDO	V
INTRODUCCIÓN	1
I - DESCRIPCIÓN GENERAL	2
1. OPORTUNIDAD, PROBLEMÁTICA, ANTECEDENTES	2
1.1. <i>Formulación del problema que se resolvió</i>	3
1.2. <i>Justificación del problema</i>	3
1.3. <i>Impacto Esperado</i>	4
2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	5
2.1. <i>Objetivo general</i>	5
2.2. <i>Objetivos específicos</i>	5
3. METODOLOGÍA	5
II – MARCO TEÓRICO	6
1. MARCO CONTEXTUAL.....	6
2. MARCO CONCEPTUAL	8
III – ANÁLISIS	21
1. FUNCIONES DEL SISTEMA	21
2. LIMITACIONES	21
IV – DISEÑO	24
V – DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN	30
VI – RESULTADOS	39
VI – CONCLUSIONES	46
ANÁLISIS DE IMPACTO DEL DESARROLLO	46
CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	47
IV- REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA	49
IV - ANEXOS	54

ABSTRACT

The detection of anomalies in CT images is a transcendental part of today's medical practice, due to pulmonary abnormalities are increasingly common because the people's lifestyle is not healthy and whose conditions can produce asymptomatic that in early stages can be diagnosed to prevent more serious diseases in the future. Therefore, in this work, a system was developed to detect possible anomalies in pulmonary CT images, allowing the user to interact with the images and results of the system, which can be helpful in the long term to analyze those possible anomalies and give a diagnosis in an easier way.

RESUMEN

La detección de anomalías en imágenes de tomografía computarizada (TAC) es una parte trascendental en la ejecución de la medicina actual, debido a que las anomalías pulmonares cada vez son más comunes por los diferentes estilos de vida de las personas de hoy en día, y cuyas afecciones son asintomáticas que en etapas tempranas pueden ser diagnosticadas para prevenir enfermedades más graves a futuro. Por lo anteriormente dicho, en este trabajo se elaboró un sistema para la detección de posibles anomalías en imágenes de TAC, permitiendo al usuario la posibilidad de interactuar con las imágenes y los resultados arrojados por el sistema, que a la larga facilita el análisis de las posibles anomalías y su diagnóstico final.

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo se basa en el estudio y el análisis de imágenes médicas de tomografía axial computarizada (TAC), con el fin de encontrar anomalías pulmonares haciendo uso de recursos tecnológicos y técnicos, que de esta manera ayudan al radiólogo a formular un diagnóstico más preciso.

Para comenzar, se presenta la descripción general del proyecto incluyendo el problema a tratar, sus antecedentes, la oportunidad al hacer este trabajo y el impacto que se espera tener. Posteriormente se presentan los aspectos más relevantes para entender lo que se pretende realizar, como es el caso de los objetivos que se quieren cumplir con este trabajo, junto con la metodología que se siguió para lograrlo.

Posteriormente se expone el marco teórico, donde se encuentran las descripciones de soluciones relacionadas a la problemática en un ámbito global junto con todos los conceptos necesarios para comprender el entorno de la solución. En esta parte se detalla lo relacionado con el procesamiento de las imágenes médicas para encontrar anomalías pulmonares.

Consecutivamente se trata todo lo relacionado con la aplicación en sí, que incluye un análisis de las variables relacionadas, los requerimientos, el desarrollo del diseño de la arquitectura de la solución junto con los elementos que soportan dicha arquitectura y el plan de pruebas. Para luego presentar los resultados obtenidos de seguir la metodología implementada, así como los resultados obtenidos de la aplicación de las pruebas.

Finalmente se realizan las conclusiones, que incluyen el impacto de la solución desde diferentes puntos de vista disciplinares y por último una descripción de lo que pudiera ser el trabajo futuro siguiendo con la investigación propuesta en este trabajo.

I - DESCRIPCIÓN GENERAL

1. Oportunidad, Problemática, Antecedentes

El ser humano a lo largo de su vida puede sufrir diferentes enfermedades (Luz Marina Alonso, Isabel Escorcía de Vásquez, 2003). Algunas pueden ser enfermedades respiratorias, que van desde una simple tos hasta una enfermedad crónica como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) (Organización Mundial de la Salud, 2004). Asimismo, las causantes de estas son muy diferentes y dependen de muchos factores o hábitos que posea una persona, tales como fumar, trabajar en lugares cerrados con mucha contaminación, contaminación ambiental, inhalación de polvo y productos químicos en el medio laboral, antecedentes familiares de asma u otras alergias (Ministerio de Salud, 2016).

Muchas de las enfermedades respiratorias pueden afectar directa o indirectamente a los pulmones, este es el caso de la dificultad respiratoria, el asma, la bronquitis crónica y aguda, el enfisema pulmonar, la fibrosis quística y pulmonar, la neumonía, la hipertensión pulmonar primaria, la embolia pulmonar, la sarcoidosis pulmonar, la tuberculosis, el síndrome respiratorio agudo severo, el cáncer de pulmón y demás (Johns Hopkins Medicine, 2013). Las causas, consecuencias, síntomas y tratamiento difieren de una enfermedad a otra. Por ejemplo, un caso simple de neumonía puede ser causado por un virus o una bacteria, puede ser diagnosticado inicialmente mediante un examen físico y puede ser tratado en casa con antibióticos (Johns Hopkins Medicine, 2013). Mientras que una enfermedad grave como la sarcoidosis pulmonar, de la cual no se conocen con exactitud las causas, y cuyos síntomas no son evidentes, puede ser diagnosticado mediante la combinación de varios exámenes como rayos X, TAC, pruebas de funcionalidad pulmonar, exámenes de sangre, broncoscopia y demás (Johns Hopkins Medicine, 2013). Además, estas pruebas requieren de la experiencia y habilidad de los médicos para aplicar los exámenes adecuados, interpretar los resultados arrojados por imágenes y tratar al paciente de manera acertada.

Teniendo en cuenta que la historia de las imágenes médicas se remonta al descubrimiento de los rayos X en 1895 (History. Com Staff, 2009), hoy en día su interpretación sigue siendo una tarea laboriosa, pero importante y necesaria en todas las ramas de la medicina. Asimismo, es una tarea que ha sido apoyada por la computación en cuanto al procesamiento y la visualización de las imágenes médicas digitalizadas. Una de estas imágenes médicas es el TAC, el cual permite obtener cortes bidimensionales de cualquier parte del organismo humano sobre la pantalla de un tomógrafo y en una película plana en blanco y negro (Alberto Restrepo, 1998). Las imágenes resultantes necesitan ser vistas, estudiadas e interpretadas por un individuo para que adquieran sentido. Para tal fin, existe la radiología como una rama de la medicina, la cual se basa en diferentes factores como la borrosidad y complejidad de la imagen, la memoria del médico, el patrón de búsqueda establecido para saber con anticipación qué se quiere encontrar, la satisfacción de los resultados encontrados para determinar si se siguen buscando anomalías en la imagen o no, y el ambiente de lectura que altera la concentración (Juan Gutiérrez, Rodrigo González, Jorge Soto, 2004).

Muchas veces es el TAC el que permite caracterizar con mayor resolución los diferentes hallazgos radiográficos, ya que el radiólogo dentro de un determinado contexto clínico, constituye este como primer método de estudio. El conocimiento y manejo de estas imágenes básicas le da la posibilidad al médico de plantearse diferentes diagnósticos antes del definitivo (Juan Gutiérrez, Rodrigo Gonzáles, Jorge Soto, 2004). Uno de los problemas al procesar imágenes pulmonares es que la imagen original a pesar de que suministra información valiosa para el diagnóstico, oculta otras características importantes. Estas pueden ser reveladas mediante diferentes técnicas de mejoramiento, que le dan mejor contraste a la imagen y se enfocan en hallar diferentes particularidades dependiendo del algoritmo aplicado (Alberto Restrepo, 1998). Adicionalmente, existen algunos algoritmos para detectar patologías específicas como el nódulo pulmonar solitario (NPS), que ayudan a identificar la anomalía pero que no tienen un nivel de precisión muy alto y por ende esta se puede confundir con otras situaciones que no necesariamente afectan la salud del paciente (M. Gabrielli N., S. Muñoz G., S. Passalacqua H., G. Martinez R., K. Plasencio S., P. Troncoso G., R. Carrasco A., y R. Oettinger W., 2007). La región que contiene una anomalía se puede caracterizar por la aparición de elementos no pertenecientes al sistema pulmonar, tales como objetos esféricos que por lo general se identifican como nódulos, perforaciones en el tejido del pulmón, demasiada opacidad causada por líquido en el pulmón, entre otros. (Juan Gutiérrez, Rodrigo Gonzáles, Jorge Soto, 2004).

De este modo, este trabajo estuvo enfocado al análisis de imágenes médicas resultantes de un TAC pulmonar, el cual le dará al radiólogo un apoyo gráfico adicional, es decir la posibilidad de manipular la imagen pulmonar y aplicarle diferentes filtros y algoritmos para revelar características ocultas al momento de procesar las imágenes, mejorando el tiempo que el médico emplea para la observación. Por ende, le ayudará a tomar decisiones tempranas y acertadas en el diagnóstico de un paciente.

1.1. Formulación del problema que se resolvió

El problema a resolver se definió a través de la siguiente pregunta: ¿Cómo un sistema puede resaltar regiones de anomalía en imágenes resultantes de un TAC pulmonar mediante la aplicación del concepto de saliencia?

1.2. Justificación del problema

La propuesta se basó en una solución enteramente tecnológica, que buscaba ayudar a los médicos radiólogos especializados en imágenes pulmonares en la detección de anomalías que se pueden presentar en esta parte del sistema respiratorio del ser humano.

Esta solución, a través de una combinación de algoritmos y la aplicación de la saliencia, es decir, la capacidad de realizar una selección entre diferentes factores o estímulos sobre una información de interés (Buisán, 2012), permite a los médicos radiólogos especializados en pulmones realizar diagnósticos y encontrar anomalías a partir del TAC pulmonar de un paciente, que en muchos casos son de alta complejidad, en menor tiempo de procesamiento y con mayor precisión y exactitud de la que se emplea y se tiene en la actualidad (D. Erlij O, S. Michalland H, O. Neira Q, V. Wolff C, V. Jara B, y M. Meneses C, 2013) (M. Gabrielli N., S. Muñoz G.,

S. Passalacqua H., G. Martinez R., K. Plasencio S., P. Troncoso G., R. Carrasco A., y R. Oettinger W., 2007). Adicionalmente, LeFaucon al ser un sistema con interfaz gráfica que permite la manipulación de las imágenes pulmonares mediante la aplicación de diferentes herramientas de preprocesamiento y mejoramiento de su calidad, hace posible compartir los resultados encontrados con otros especialistas en temas relacionados con el sistema respiratorio como los médicos neumólogos, evitando medios físicos de intercambio de datos, por lo que solamente medios digitales serán usados para la transmisión de la información y de esta forma llegue a la persona o grupo interesado mediante el uso de un computador. De igual manera dicha información podría ser útil para emplearla como base de nuevas investigaciones, en la creación de simulaciones computacionales, entre otros temas que más adelante podrían aportar al mejoramiento de los diagnósticos y tratamientos de enfermedades respiratorias. Todos estos aportes hacen una gran contribución a la reducción de tiempos de estudio y procesamiento, que en un momento dado podría hacer la diferencia al querer salvar una vida, e incluso a la disminución de posibles errores humanos cometidos en los diagnósticos y tratamientos de enfermedades de tipo pulmonar.

Finalmente, con LeFaucon a corto plazo, no solo los interesados son los médicos radiólogos especializados en temas pulmonares e inclusive los médicos neumólogos, sino que también se verían beneficiados tanto pacientes como la comunidad médica en general en todo el tema de estudios, procesamientos y diagnósticos.

1.3. Impacto Esperado

Con LeFaucon se espera en primer lugar dejar sentadas las bases de un proyecto de procesamiento de imágenes a partir de un TAC pulmonar que puede ir creciendo en trabajos de grado posteriores, dando la posibilidad a otros estudiantes para que profundicen en el tema de imágenes médicas mediante la aplicación de actividades propias de la ingeniería de sistemas.

En segundo lugar, como se mencionó en la justificación de la propuesta se espera que el prototipo a corto plazo aporte a la comunidad médica en el tema de estudios, procesamientos y diagnósticos realizados a partir de imágenes de TAC pulmonar.

Finalmente, se espera que a mediano y largo plazo el prototipo pase a ser un sistema completamente terminado que apoye al médico radiólogo en la identificación de posibles anomalías a nivel pulmonar, de modo que el tiempo de análisis del TAC sea reducido en comparación al tiempo que se emplea actualmente, y por consiguiente se mejore el tiempo que se tarda el médico en dar un diagnóstico y enviar al paciente al tratamiento correspondiente.

2. Descripción del Proyecto

2.1. Objetivo general

Desarrollar el prototipo de un sistema que implemente un algoritmo de saliencia y permita la detección de posibles anomalías en un TAC pulmonar.

2.2. Objetivos específicos

1. Caracterizar las necesidades y oportunidades a partir de la exploración del método de saliencia en imágenes de TAC pulmonar.
2. Diseñar el prototipo de LeFaucon que involucre el modelo de saliencia para la detección de posibles anomalías en imágenes de TAC pulmonar
3. Implementar el prototipo de LeFaucon.
4. Integrar el prototipo propuesto con las herramientas visuales proveídas por el ingeniero Leonardo Flórez
5. Validar la precisión del prototipo de LeFaucon a través de pruebas funcionales, de sistema y de usuario.
6. Refinar la implementación del prototipo de LeFaucon completo, de acuerdo a los resultados obtenidos en el proceso de validación.

3. Metodología

Ya que se buscaba realizar una aplicación funcional, centrándose más en el software que en su documentación y dadas las múltiples restricciones de tiempo para la elaboración de este proyecto, se siguió una metodología ágil propia de la ingeniería de software como es el caso de AUP. Las fases de AUP que incluyen las mismas que conforman RUP, concepción o iniciación, elaboración, construcción y transición, las cuales fueron ajustadas y aplicadas dependiendo de las circunstancias o aspectos presentes del sistema.

En cada una de las fases, se llevó a cabo un flujo de trabajo, que en últimas representa el aspecto iterativo de la metodología:

- Modelado del negocio: Se modelan los procesos de negocio usando casos de uso.
- Requerimientos: Se definen los actores que interactúan con el sistema y se desarrollan casos de uso para modelar los requerimientos del sistema.
- Análisis y diseño: Se crea y documenta un modelo de clases y físico.
- Implementación: Se implementan y estructuran los componentes del sistema.
- Pruebas: Se prueba de manera objetiva el desempeño del sistema para asegurar la calidad.
- Despliegue: Se entrega el sistema a los usuarios finales.
- Gestión del cambio y de configuraciones: Incluye determinar el acceso, administrar los cambios y versiones de los artefactos del proyecto.
- Gestión del proyecto: Incluye gestión de riesgos y calendarización para asegurar la finalización a tiempo del proyecto.

- Entorno: Consiste en asegurar que se tienen las herramientas necesarias para la ejecución del proyecto.

3.1. Fase de inicio o concepción

En esta primera etapa de la investigación, se buscó obtener, asimilar y analizar la información necesaria para el diseño del proyecto, esto incluyó el alcance, los plazos para cada actividad, los riesgos y la factibilidad del proyecto. Así mismo se definieron los requerimientos, herramientas y algoritmos a implementar para la construcción del prototipo. Al final de esta fase se entregó un avance del estado del arte relacionado con la segmentación de imágenes médicas y la visualización de estas en 3D junto con otros documentos relacionados con las herramientas de programación más adecuadas a utilizar, entre otros. En pocas palabras se tuvo la primera versión del documento de Especificación de Requerimientos de Software (SRS) (IEEE, 2013) y el primer vistazo a la arquitectura del sistema.

3.2. Fase de elaboración

Al iniciar esta etapa, se complementó el documento SRS de la etapa anterior, posteriormente, a partir de lo plasmado en este último documento mencionado, se realizó la primera versión del documento de descripción del diseño del software (SDD)

II – MARCO TEÓRICO

Este trabajo se rige por la temática del procesamiento de imágenes y de la visualización de métodos de saliencia sobre imágenes, con el fin de solucionar el problema de encontrar posibles anomalías pulmonares en una TAC de tórax.

1. Marco Contextual

A continuación, se presentan algunas soluciones que se relacionan con el tema del procesamiento de imágenes para llevar a cabo la ejecución del trabajo, se presentan adicionalmente estudios que ayudaron en gran medida al desarrollo del sistema.

Automatic Detection of Pulmonary Embolism in CTA Images

En este artículo de H. Bouma, J. Sonnemans, A. Vilanova y A. Gerritsen proponen un algoritmo que permita detectar automáticamente émbolos pulmonares en imágenes de TAC con un mejor contraste. En el documento se explica que el funcionamiento del algoritmo consiste en segmentar las áreas de interés que en este caso son los pulmones, el mediastino, los vasos sanguíneos y bronquios. Luego se realizan métodos de realce de contraste local y de las estructuras tubulares y esféricas, con el fin de reducir el área de búsqueda, para por ultimo analizar los componentes conectados y de esta manera clasificarlos por características propias de los émbolos como su tamaño, distancia al parénquima, entre otras más.

3D Multi-Scale Line Filter for Segmentation and Visualization of Curvilinear Structures in Medical Images

En este trabajo realizado por Y. Sato, S. Nakajima, H. Atsumi, T. Koller, G. Gerig, S. Yoshida y R. Kikinis proponen un método de realce de estructuras curvilíneas como lo son los

vasos y bronquios en imágenes médicas en 3D. Estos autores desarrollaron este método basado en un filtro de realce que a su vez se basan en valores propios de la matriz Hessiana, con los cuales es posible realizar una discriminación tanto de estructuras de líneas con otras estructuras de líneas, como de la recuperación de estructuras de líneas originales que se encuentren dañadas. El resultado luego de pasar las imágenes por el filtro, brinda una mejora significativa en la segmentación de estructuras curvilíneas, además da la posibilidad de visualización directa de dichas estructuras mediante la combinación de una técnica de renderización de volumen. De igual forma se presenta la utilidad del método a través de la visualización y segmentación de vasos y bronquios en una imagen de tomografía computarizada.

$$H = \begin{bmatrix} I_{x,x} & I_{x,y} & I_{x,z} \\ I_{y,x} & I_{y,y} & I_{y,z} \\ I_{z,x} & I_{z,y} & I_{z,z} \end{bmatrix}$$

Ecuación 1: Matriz Hessiana

Donde I_x, I_y, I_z hacen referencia a la imagen de entrada, a los elementos en la matriz Hessiana y a sus segundas derivadas parciales de la imagen, para cada voxel o punto, describiendo una estructura de segundo orden de variaciones de intensidad local, alrededor de ese punto. Bajo las anteriores condiciones se muestran a continuación los siguientes casos:

- Estructuras tubulares brillantes tendrán un valor de λ_1 pequeño y un valor muy negativo de λ_2 y λ_3 .
- Estructuras tubulares oscuras tendrán un valor de λ_1 pequeño y un valor muy positivo de λ_2 y λ_3 .
- Estructuras con formas planas brillantes tendrán un valor de λ_1 y λ_2 pequeño y un valor muy negativo de λ_3 .
- Estructuras con formas planas oscuras tendrán un valor de λ_1 y λ_2 pequeño y un valor muy positivo de λ_3 .
- Estructuras con formas esféricas brillantes tendrán un valor de λ_1, λ_2 y λ_3 muy negativo.
- Estructuras con formas esféricas oscuras tendrán un valor de λ_1, λ_2 y λ_3 muy positivo.

2. Marco Conceptual

A continuación, se describirán los principales conceptos de anatomía de los pulmones, descripción de la saliencia y conceptos importantes del procesamiento de imágenes, que ayudarán a comprender mejor el enfoque y límites del trabajo realizado. Para mayor información ver anexo [Caracterización de Necesidades](#)

2.1. Anatomía y fisiología del pulmón

El aparato respiratorio aporta el oxígeno que necesitan las células del cuerpo y elimina el dióxido de carbono. El aire inhalado pasa por la tráquea y luego por dos tubos más estrechos llamados bronquios, hacia los pulmones. Cada pulmón está formado por múltiples conductos pequeños ramificados, denominados bronquiolos, que finalizan en reducidas cámaras llamadas alvéolos. Los gases atraviesan las finas paredes alveolares en sentido bidireccional hacia y desde una red de pequeños vasos sanguíneos. (El Tiempo y Santillana, 1994)

Los pulmones están rodeados por la pared torácica, separados entre sí por el mediastino y separados del abdomen por el diafragma. Cada pulmón está dividido por secciones o lóbulos, el pulmón izquierdo se conforma de dos secciones mientras que el pulmón derecho tiene tres, además es ligeramente más grande, tal como se puede observar en la ilustración 6. (Canadian Cancer Society, 2016)

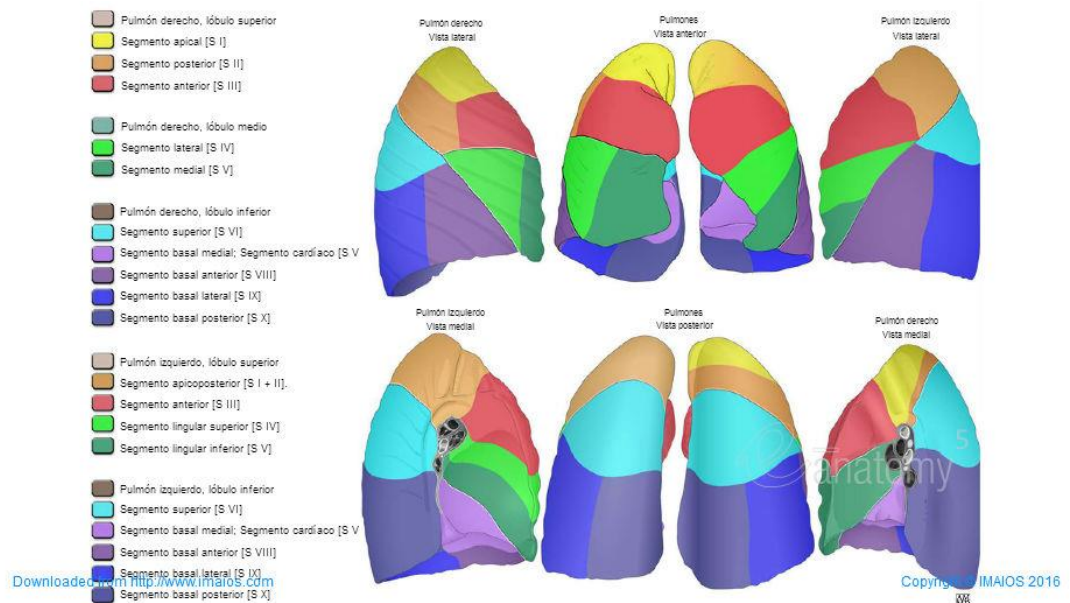


Ilustración 1: Lóbulos de los pulmones (Imaios, 2016)

2.2. Tomografía Axial computarizada (TAC)

La tomografía axial computarizada es un examen médico no invasivo que utiliza equipo especializado de rayos X para producir imágenes transversales del cuerpo. El procedimiento para la captura de estas imágenes de cortes transversales es de tipo ambulatorio en la mayoría de los casos y se puede realizar en cualquier región del cuerpo por razones de diagnóstico de una enfermedad, trauma o anomalía; planificación de tratamiento terapéutico o de intervención y para monitorear la efectividad de una terapia. (U.S Food and Drug Administration, 2016). Asimismo, hay autores que consideran el TAC como el caballo de batalla de la radiología, ya que los avances tecnológicos han permitido exploraciones de volumen extremadamente rápidas que pueden servir para generar cortes bidimensionales en todas las orientaciones posibles, así como sofisticadas reconstrucciones tridimensionales. (George Eastman, Christoph Wald, Jane Crossin, 2006)

2.3. Procedimiento para la captura de un TAC

En el TAC, el tubo de rayos X gira continuamente alrededor del eje cráneo-caudal del paciente, mientras que un haz de radiación pasa a través del cuerpo y realiza un anillo o un segmento de anillos de movimiento de detectores. La radiación entrante se registra de forma continua, la señal se digitaliza y se introduce en una matriz de datos teniendo en cuenta las angulaciones de haz variables, dicha matriz a continuación se puede transformar en una imagen de salida. En máquinas modernas de TAC como se ve en la ilustración 2, la rotación del tubo continúa a medida que el paciente es desplazado a través de la máquina mediante una tabla motorizada, de manera que adicionalmente se generan exploraciones de volumen en espiral de los segmentos corporales más grandes. (U.S Food and Drug Administration, 2016)



Ilustración 2: Máquina moderna para la captura de un TAC (Toshiba, 2016) (U.S Food and Drug Administration, 2016)

2.4. Tomografía Axial Computarizada Pulmonar

Como su nombre lo indica, un TAC pulmonar es aquel que se enfoca únicamente en los órganos más grandes del sistema respiratorio del paciente. En el libro *Getting Started in Clinical Radiology* (George Eastman, Christoph Wald, Jane Crossin, 2006) se sugiere que se aplique cuando se sospeche que el paciente padece alguna de las siguientes enfermedades:

- Derrame pleural: Se usa la TAC para obtener una mejor localización, evaluación de componentes sólidos y demás.
- Hemoptisis: En conjunto con la broncoscopia el TAC puede ayudar a la detección de tumores malignos. No obstante, es insensible a la mucosa.
- Enfermedad pulmonar oculta: Un TAC de alta resolución (HRCT) muestra anomalías que no son evidentes en la radiografía de tórax y puede ser más específicos, incluso puede dar información valiosa acerca de la reversibilidad de la enfermedad y el pronóstico.
- Disección aórtica: Mostrará la disección, así como otros diagnósticos como la embolia pulmonar.
- Diagnóstico de pacientes con cáncer: Por lo general se procede directamente con una broncoscopia, que permite la biopsia. Sin embargo, la TAC es superior en la identificación de las lesiones responsables de la hemoptisis. También se usa para la identificación de afectación ganglionar.

Para el proceso de análisis de un TAC pulmonar existe una serie de patrones imagenológicos que ayudan a dar un acercamiento a la patología del pulmón, algunos de ellos comparten características radiológicas y tomográficas, mientras que hay otros que tienen patrones netamente tomográficos. Este conocimiento y manejo de imágenes le permite al médico plantearse diferentes diagnósticos preliminares que lo encaminan a un diagnóstico definitivo. Enseguida se tratan dichos patrones, tomados del libro *Fundamentos de Medicina, Radiología e Imágenes diagnósticas* (Juan Gutiérrez, Rodrigo Gonzáles, Jorge Soto, 2004):

2.4.1. Opacidad pulmonar

Es cualquier imagen radio-opaca o densa independiente de su forma, tamaño y localización anatómica. Dentro de las opacidades pulmonares se pueden distinguir patrones nodulares, masa pulmonar, el patrón de consolidación parenquimatoso y el hemitórax opaco.

2.4.1.1. Patrón nodular

Este patrón abarca aquellas opacidades esféricas u ovoides. El término nódulo se usa para definir la morfología independiente de su naturaleza maligna o benigna, el más común es el nódulo pulmonar solitario NPS, que se caracteriza por ser una opacidad menor a 3cm. El TAC es la herramienta de diagnóstico más relevante para identificar este tipo de patrón.

2.4.1.2. Masa pulmonar

Es un patrón similar al anterior, sin embargo, se utiliza para caracterizar opacidades cuyo diámetro es mayor a 4cm. El TAC al igual que el caso anterior tiene un rol importante ya que permite caracterizar la forma, tamaño, márgenes, densidad, presencia o no de calcificaciones y comportamiento luego de la aplicación de

algún medio de contraste endovenoso. De igual manera el TAC ayuda a determinar la relación de la masa con estructuras cercanas.

2.4.1.3. Patrón de consolidación

Tiene como característica principal la atenuación pulmonar causada por el reemplazo del aire alveolar por líquido, células, detritus u otras sustancias. Es un patrón que se observa en procesos neumónicos o bronconeumónicos. Por lo general se usa radiografía simple para estos casos, sin embargo, es recomendable apoyarse con un TAC cuando el paciente presenta deterioro clínico o ha tenido un tratamiento largo sin presentar mejora en la salud. Igualmente, dentro de este patrón se puede incluir la pérdida de volumen pulmonar de causa obstructiva o no obstructiva.

2.4.1.4. Hemitórax opaco

Es una opacidad que compromete todo un lado del tórax que puede ser causado por desplazamiento del mediastino, derrame pleural masivo, neumonectomía, mesotelioma pleural y agenesia pulmonar.

2.4.2. Hiperclaridad pulmonar

Este patrón incluye causas que producen aumento de la radiolucidez pulmonar difuso o localizado. Para el caso del patrón de hiperclaridad difusa se presentan causas como el enfisema pulmonar, que se puede distinguir con detalle mediante TAC de alta resolución para clasificarlo como centrolobular, panlobular, paraseptal o cicatrizal. Otra causa es el neumotórax, que se da por presencia de aire en la cavidad pleural, provocando que el pulmón se retraiga. Si bien este patrón se puede determinar de manera inicial con una radiografía de tórax, el TAC es el que ayuda a dar una caracterización definitiva.

2.4.3. Patrones tomográficos

Los siguientes patrones son propios de los TAC, en especial cuando estos son de alta resolución:

2.4.3.1. Patrón en mosaico

Se caracteriza por áreas alternadas de hiperlucencia e hiperatenuación, causadas por enfermedad de la pequeña vía aérea o por enfermedad pulmonar vascular.

2.4.3.2. Patrón en vidrio esmerilado

Se da por un incremento de la atenuación pulmonar con preservación de las imágenes bronquiales y vasculares, las causas pueden ser el llenado parcial aéreo, el engrosamiento del intersticio, el colapso parcial del alvéolo, la espiración normal o el aumento del volumen sanguíneo.

2.4.3.3. Patrón de árbol en brote

Consiste en la presencia de nódulos centrilobulares y opacidades lineales ramificadas que reflejan la presencia de bronquiolos centrilobulares dilatados, cuya luz está impactada con moco, líquido o pus. La causa más frecuente se asocia la infección de la vía aérea.

2.4.3.4. Patrón en empedrado

Es la unión del patrón en vidrio esmerilado con los septos interlobares o intra-lobares. Dentro de las causas se tiene el carcinoma bronquioloalveolar, neumonía lipoidea, edema de pulmón, toxicidad pulmonar por fármacos y síndrome disnéico agudo del adulto.

2.5. Mejoramiento y procesamiento de imágenes médicas

Partiendo de una imagen original se pueden realizar mejoramientos para revelar algunas características más aparentes para el observador. (Alberto Restrepo, 1998). A continuación, se presentan algunas de las técnicas más comunes para el mejoramiento y procesamiento de imágenes médicas:

- **Mejoramiento del contraste:** Una de las técnicas que comúnmente se aplican permite mejorar el contraste de la imagen original, cuidando que el proceso no afecte la imagen de manera que se muestre algo inexistente o inexacto. Por ejemplo, al tener una imagen en blanco y negro puros se puede dificultar la labor del observador, sin embargo al modificar el rango numérico del valor del píxel mediante la fórmula
$$\text{Valor pixel} = (\text{valor anterior} - \text{valor mínimo}) * 255 / (\text{valor máximo} - \text{valor mínimo})$$
 se obtiene una imagen más clara. Esta técnica es igualmente aplicable a regiones particulares de la imagen. (Alberto Restrepo, 1998)
- **Mejoramiento de la nitidez de los bordes:** Esta técnica implica el uso de algoritmos para que los bordes de los objetos de la imagen resalten más. De forma general se puede definir una función bidimensional para el brillo $B(x, y)$, entonces las áreas donde se encuentran los bordes tienen un alto valor para $\frac{dB(x,y)}{dx}$ y $\frac{dB(x,y)}{dy}$, lo cual los hace fácilmente identificables. (Alberto Restrepo, 1998).
- **Negativo de la imagen:** Con esta técnica se busca convertir las porciones claras de la imagen en oscuras y las oscuras en claras. Esta técnica puede resultar de utilidad para apreciar detalles en las porciones brillantes de una imagen, dado que el ojo humano es mejor en la identificación de detalles en regiones oscuras que en regiones claras. (Rubén Medina, Jesús Bellera, 1999)
- **Control del brillo de una imagen:** La apariencia de una imagen puede realzarse al ajustar el brillo de la misma. Esto se hace posible mediante la suma o resta de un valor constante a cada píxel de la imagen de entrada. El efecto en el histograma de la imagen se ve reflejado en el desplazamiento horizontal hacia la derecha, si se suma, o hacia la izquierda, si se resta. (Rubén Medina, Jesús Bellera, 1999)
- **Binarización de imágenes:** Esta es una técnica que convierte una imagen en escala de grises a una imagen en blanco y negro. Esto se logra definiendo un umbral, de manera que el valor de los píxeles que sea menor a dicho umbral se convierten en negro, mientras que los valores mayores se convierten en blanco. (Rubén Medina, Jesús Bellera, 1999)

2.6. Filtros de suavizado (Shih Frank, 2010)

Un filtro de suavizado busca reemplazar los valores de cada píxel de una imagen de entrada por el promedio del valor de los píxeles vecinos incluyéndose a sí mismo. Esto produce el efecto de eliminar píxeles con un valor no representativo respecto a sus vecinos. Estos filtros se basan en un kernel, que representa la forma y tamaño de los vecinos que se usaran para la aplicación del mismo. El tamaño del kernel es usualmente una matriz cuadrada de 3 x 3, sin embargo algunas veces es útil usar kernels de tamaño 5 x 5 y 7 x 7.

Ejemplo $\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$, donde el factor multiplicativo se usa para garantizar que los niveles

de gris de la imagen de salida se encuentren dentro del mismo rango que aquellos de la imagen de entrada.

- **Filtro Gaussiano:** Este es un método de suavizado que consiste en la convolución de la imagen usando un filtro Gaussiano, dado por la fórmula: $G(x,y) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi\sigma^2)^2}} e^{-(x^2+y^2)/(2\sigma^2)}$. Sin embargo en la práctica resulta más sencilla la aplicación de un kernel que se aproxime a ésta fórmula.
- **Filtro Mediana:** El filtro mediana se usa para la reducción de ruido de una imagen, similar a un filtro de media. No obstante, el filtro mediana es mejor en el sentido en que se preservan detalles útiles de la imagen. Cabe recordar que para calcular la mediana de una lista de valores basta con simplemente con ordenarla ascendente o descendente-mente y seleccionar el valor ubicado en el medio. El filtro es especialmente útil para la remoción de ruido de impulso, que se caracteriza por la aparición aleatoria de píxeles blancos o negros sobre la imagen.

2.7. Filtros de resalte de bordes (Shih Frank, 2010)

Este tipo de filtro es utilizado para resaltar los bordes de objetos y ajustar el contraste del mismo. El filtro permite que componentes de alta frecuencia eliminen o atenúen a aquellos de baja frecuencia, provocando el resalte esperado. Para poder representar el filtro mediante un kernel consiste en valores positivos cercanos al centro, y valores negativos en la perifería. Los más conocidos son el filtro pasa-altos, Laplaciano, high-boost y gradiente, que se detallarán a continuación:

- **Filtro pasa-altos:** Un filtro pasa-altos es el opuesto al pasa-bajos, y puede ser llevado a cabo mediante un kernel cuyos valores cercanos al centro son positivos mientras que los valores que rodean a estos, son negativos, un ejemplo simple de

un kernel 3 x 3 para un filtro pasa altos puede ser:

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

- **Filtro Gradiente:** Para una imagen $f(x, y)$ el vector gradiente se define como $\nabla f = \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)\vec{i} + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)\vec{j}$, donde \vec{i} y \vec{j} son los vectores unitarios de los ejes x y y .

Siendo $f_x^2 \equiv \frac{\partial f}{\partial x}$ y $f_y^2 \equiv \frac{\partial f}{\partial y}$, la magnitud de ∇f es $\sqrt{f_x^2 + f_y^2}$ y su dirección es $\theta =$

$\tan^{-1}\left(\frac{f_y}{f_x}\right)$. Los derivados del operador gradiente son las siguientes dos diferencias: $f_x = f(x + 1, y) - f(x, y)$ y $f_y = f(x, y + 1) - f(x, y)$ que pueden ser obtenidas mediante los siguientes kernels respectivamente $\begin{bmatrix} -1 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} -1 & 0 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$.

A partir de las anteriores consideraciones se pueden definir los operadores Sobel, que se especifican de la siguiente manera:

- Operador de gradiente transversal de Roberts:

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

- Operador Prewitt:

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

- **Laplaciano de filtro Gaussiano (LoG):** Este filtro resulta de la combinación de los filtros Laplaciano y Gaussiano cuyas características están determinadas por el parámetro σ y el tamaño del kernel basados en la siguiente ecuación:

$$LoG(i, j) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left(1 - \frac{i^2 + j^2}{2\sigma^2} \right) e^{-\frac{i^2 + j^2}{2\sigma^2}}$$

- **Filtro High-boost:** Este filtro se usa para hacer énfasis en los componentes de alta frecuencia mostrando los detalles de la imagen, pero sin eliminar los componentes de baja frecuencia. Simplemente multiplica la imagen original por un factor A de amplificación de la siguiente manera:

$$High\ boost = (A - 1) \times imagen\ original + filtro\ pasa\ altos$$

2.8. Extracción de bordes (Suetens Paul, 2009)

Una de las características de bajo nivel más importante es la identificación de bordes, para ello la forma más sencilla es mediante el uso de un kernel, por lo general de tamaño impar. A continuación, se dan las plantillas de los más usados:

- **Prewitt:**

$$Mx = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}, My = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

- **Sobel:**

$$Sx = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}, Sy = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

- **Canny:** Actualmente, es el operador más popular en cuanto a detección de bordes, tiene tres objetivos:
 - Detección óptima sin falsas respuestas: Reducción de ruido mediante un filtro Gaussiano
 - Buena ubicación con distancia mínima entre el borde detectado y su posición real: Los bordes deben ser ubicados en el lugar correcto, mediante supresión de no-máximos, el cual ubica los picos más altos de los bordes y elimina los demás

- Eliminar multiples respuestas en un borde: Se pueden presentar varios bordes en un cambio de intensidad de brillo, por lo cual solo se debe tomar una de esas respuestas.

El proceso de implementación es como sigue:

1. Aplicar un filtro Gaussiano para suavizar la imagen
 2. Aplicar el operador sobel
 3. Aplicar la supresión de no-maximos
 4. Umbralizado histéresis para conectar los puntos de los bordes.
- **Laplaciano:** Es la diferencia entre un punto y el promedio de sus cuatro vecinos directos, sin embargo también se pueden tener en cuenta estos como se muestra en los siguientes kernel

- $\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$, Laplaciano básico
- $\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$, Laplaciano teniendo en cuenta los vecinos en diagonal

Para mayor información acerca del proceso de preprocesamiento y extracción de características ver anexo [Procesamiento de Imágenes](#)

2.9. Saliencia

La saliencia o prominencia es la capacidad de realizar una selección entre diferentes factores o estímulos sobre una información de interés (Buisán, 2012). La mayoría de los modelos de búsqueda visual, ya sea de movimientos oculares abiertos o turnos encubiertos de atención se basan en un mapa bidimensional que codifica la saliencia de los objetos en un entorno visual, llamado mapa de saliencia. (Laurent Itti, Christof Koch, 2000).

2.9.1. Modelos de saliencia

2.9.1.1. Koch, Ulman 1985

En 1985 Koch y Ulman proponen un modelo de saliencia en el cual se calculan en paralelo características visuales como el color, la intensidad y la orientación, dando lugar a un mapa de características preatentivas en base a la entrada de la retina. El conjunto de mapas es entonces combinado para dar lugar al mapa topográfico de saliencia. Finalmente el algoritmo WTA (*Winning-take-all*) detecta la posición más saliente y dirige la atención hacía ella, de tal manera que solo se dispone de esta ubicación para un análisis más profundo posteriormente.

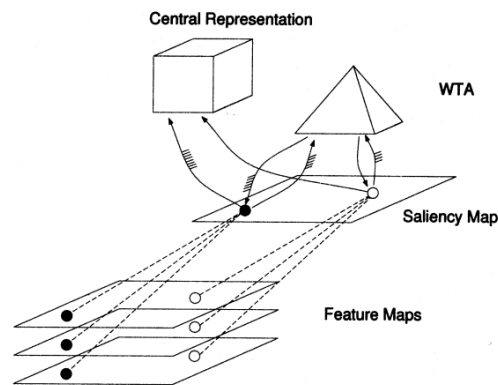


Ilustración 3: Modelo de saliencia - Koch, Ulman

El modo de operación del modelo comienza por la recepción de una imagen de color cuya resolución es generalmente de 640 x 480 píxeles. Con ella se crean nueve escalas espaciales utilizando pirámides diádicas Gaussianas que progresivamente aplican un filtro pasa bajos y sobremuestran la imagen, generando factores de reducción horizontales y verticales que van desde 1:1 (escala cero) hasta 1:256 (escala de ocho). De este modo, de la imagen de entrada se utilizan los canales rojo, verde, azul y amarillo para generar 6 mapas de intensidad, 12 mapas de color y 24 mapas de orientación para un total de 42 mapas de características que van a ser utilizados para generar el mapa de saliencia.

En el mapa de saliencia se combinan los 42 mapas de características y se les aplica un proceso de normalización, de manera que los objetos salientes son los más representativos, mientras que los objetos menos salientes son cubiertos por ruido o por otros objetos menos salientes que se encuentran en un número considerable de mapas de características.

2.9.1.2. Itti, Koch – 1999

En su paper *A saliency-based search mechanism for overt and covert shifts of visual attention*, Itti y Koch proponen un modelo mejorado y más explícito al que se había propuesto en 1985 por Koch y Ulman. La diferencia respecto al modelo anterior radica en la implementación completa de todas las etapas de procesamiento. Las características visuales se calculan usando filtrado lineal en ocho escalas espaciales, seguido por las diferencias de *centro envolvente* (*center surround differences*), que calculan el contraste espacial local en cada dimensión característica para un total de 42 mapas. Un esquema de la inhibición lateral iterativa instancia la competencia por la saliencia dentro de cada mapa de características. Después de la competencia, los mapas de características se combinan en un único “mapa de visibilidad” para cada tipo de entidad. Los tres mapas de visibilidad a continuación, se resumen en el único mapa de saliencia topográfico. El algoritmo WTA detecta

la posición más saliente y dirigiendo la atención hacia ella. Un mecanismo de inhibición de la rentabilidad transitoriamente suprime esta ubicación en el mapa de saliencia, de tal manera que la atención se dirige de forma autónoma a la siguiente ubicación de la imagen más saliente.

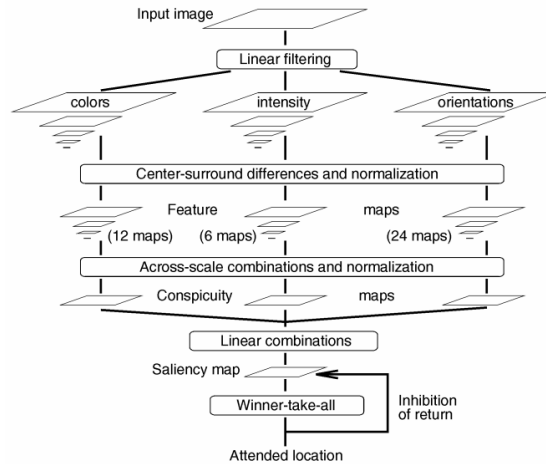


Ilustración 4: Modelo de saliencia - Itti, Kolch

Al igual que el modelo propuesto en 1985, se emplean las características de bajo nivel (canales rojo, verde, azul y amarillo, orientación e intensidad) para crear 42 mapas de características utilizando pirámides Gaussianas que progresivamente aplican un filtro pasa-bajos y submuestran la imagen de entrada. Las pirámides tienen una profundidad de nueve escalas, dando lugar a factores de reducción de la imagen a nivel horizontal y vertical en rangos de 1:1 hasta 1:256. Luego se aplica un proceso de normalización que ubica los píxeles en un rango entre 0 y 1, y posteriormente un proceso de convolución iterativa mediante la fórmula $M \rightarrow |M + M * DoG - C_{inh}| \geq 0$ donde M es un mapa de características y DoG es un filtro definido de la siguiente manera:

$$DoG(x, y) = \frac{c_{ex}}{2\pi\sigma_{ex}^2} e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_{ex}^2} - \frac{c_{inh}}{2\pi\sigma_{inh}^2} e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_{inh}^2}$$

Donde $\sigma_{ex} = 2\%$ y $\sigma_{inh} = 25\%$ de la imagen de entrada, $c_{ex} = 0.5$ y $c_{inh} = 1.5$.

Después del proceso de normalización y convolución los mapas de características se combinan de manera que el objeto más saliente va a presentar picos altos en uno o varios mapas de características, mientras que los objetos menos salientes van a presentar picos altos en un número muy grande de mapas. Para ello se crean tres mapas de conspicuidad, uno para el color, otro para la intensidad y otro para la orientación.

De esta manera es posible generar el mapa de saliencia, combinando los mapas de características, el cual tiene una escala de 1:16 respecto a la imagen original.

En este mapa se observa el objeto más saliente, el cual es seleccionado por un algoritmo WTA.

2.9.1.3. Harel, Koch, Perona – 2007

De nuevo Christof Koch en colaboración con Jonathan Harel y Pietro Perona definieron un nuevo modelo de saliencia visual bajo el paradigma *bottom-up* que llamaron *Graph-Based Saliency*. Este modelo consiste en dos pasos principales: Formar mapas de activación para mapas de características y normalizarlos de manera que se resalten las partes más sobresalientes y se admita la combinación con otros mapas.

El modelo toma una imagen K y resalta un conjunto de ubicaciones significantes donde la imagen genera información de acuerdo a un criterio, como la fijación humana. Cabe resaltar que el modelo asume que se realiza un proceso de cálculo de mapas de características antes de aplicar los pasos que se describen a continuación.

Formación de mapas de activación: Dado un mapa de características $M: [n]^2 \rightarrow R$ se calcula un mapa de activación $A: [n]^2 \rightarrow R$ en el cual las ubicaciones $i, j \in [n]^2$ son inusuales de alguna manera respecto a sus vecinos, obteniendo valores de activación A .

Normalización de un mapa de activación: El objetivo de este paso es la concentración de masa en los mapas de activación. Si la masa no se concentra en los mapas de activación individuales, al combinarlos se puede obtener un mapa maestro demasiado uniforme y por ende con poca información relevante. Este proceso se realiza mediante un algoritmo Markoviano que opera de la siguiente manera: Teniendo como entrada un mapa de activación $A: [n]^2 \rightarrow R$ se construye un grafo G_N con n^2 nodos etiquetados con índices de $[n]^2$. Para cada nodo (i, j) y cada nodo (p, q) al cual está conectado (incluyéndose a sí mismo) se introduce un arco $(i, j) \rightarrow (p, q)$ con peso $w_2((i, j), (p, q)) \triangleq A(p, q) \cdot F(i - p, j - q)$.

2.9.1.4. Polatsek, Benesova – 2015

Uno de los trabajos más recientes relacionados a la saliencia es el de Patrick Polatsek y Wanda Benesova de la Universidad Tecnológica de Eslovaquia, en el cual tienen como objetivo mejorar la predicción de saliencia mediante una aproximación basada en segmentación por superpíxeles combinada con un procesamiento jerárquico de características visuales.

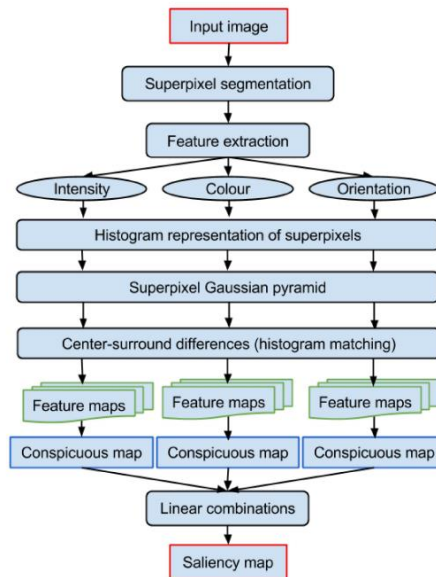


Ilustración 5: Modelo de saliencia -Polatsek, Benesova

El modelo comienza con la segmentación de imágenes superpíxeladas en escala de grises aplicando el algoritmo SLIC (Simple Linear Iterative Clustering) para dos tamaños de píxel, 15 y 30. Luego se aplica un algoritmo que jerárquicamente procesa todas las características usando pirámides Gaussianas de 6 capas. Cada capa consiste en un mapa de superpíxeles y un conjunto de histogramas de superpíxeles. La primera capa es construida con una de las tres características visuales (intensidad, color, orientación), mientras que para las siguientes capas se reduce a la mitad la resolución del superpíxel y se buscan los píxeles vecinos, analizando el borde de éste y clasificándolo en una de las siguientes categorías: Left (L), right(R), upper(U), bottom(B), upper-left(UL), bottom-left(BL), upper-right(UR) y bottom-right(BR), de acuerdo al peso del píxel vecino, determinado por la longitud del límite entre el borde y el superpíxel.

Después de haber procesado todos los vecinos del superpíxel se construye una matriz de 3x3 donde cada posición, excepto el centro de la matriz, se calcula mediante la siguiente formula: $H_{cum_i} = \sum_j H_j * w_j$, donde i es la categoría del borde, H_j es un vecino del histograma y w_j es el peso del mismo. El valor de la posición central es el valor del histograma del superpíxel. Esta matriz resultante es convolucionada con un kernel Gaussiano de 3x3.

Histogram matrix			Gaussian kernel				
$H_{cum_{UL}}$	H_{cum_U}	$H_{cum_{UR}}$	$*$	1	2	1	
H_{cum_L}	H_{SPX}	H_{cum_R}		2	4	2	$*1/16$
$H_{cum_{BL}}$	H_{cum_B}	$H_{cum_{BR}}$		1	2	1	

Posteriormente a la creación de todos los niveles de la pirámide Gaussiana, el modelo compara el centro y las capas envolventes de la pirámide por cada píxel, de manera que se encuentran las diferencias center-surround. Luego se mide la similitud entre histogramas para los superpíxeles seleccionados, mediante un algoritmo de emparejamiento de histogram matching. Finalmente, se generan los mapas de características, con ellos se crea el mapa de saliencia y se aplica el algoritmo WTA para determinar la región más saliente.

2.9.1.5. Zhang, Sclaroff

En este paper de Jianming Zhang y Stan Sclaroff proponen un nuevo modelo de saliencia conocido como *Boolean Saliency Map* (BMS). Su modelo se fundamenta en que una imagen se caracteriza por ser compuesta de conjuntos de imágenes binarias, que son generadas por una umbralización aleatoria sobre los canales de los colores de la imagen principal. Basado en el principio de Gestalt de la segregación entre una figura y su fondo, BMS calcula unos mapas de saliencia mediante el análisis de la estructura topológica de mapas booleanos. BMS es fácil de implementar y eficiente para funcionar.

A pesar de su simplicidad, BMS consistentemente logra el rendimiento que tienen otros métodos más robustos, siendo además muy ventajoso en la detección de objetos que sobresalen en una imagen.

2.9.1.6. Lu, Tan, Lim

En este paper Shijian Lu, Cheston Tan, and Joo-Hwen Lim presentan una técnica de modelado de saliencia que es eficiente y tolerante a la variación de la escala de la imagen. A diferencia de los enfoques existentes que se basan en un gran número de filtros o procesos de aprendizaje complejos, la técnica propuesta calcula la saliencia de los histogramas de las imágenes.

Se utilizan varios histogramas de coocurrencia de imagen bidimensional, que codifican el “cuanto” el “donde” y el “como” con lo cual se captan rarezas de la imagen o donde se presentan discontinuidades con respecto a sus alrededores. Esta técnica propuesta tiene una serie de características muy ventajosas, es muy rápida y fácil de implementar, no requiere ajustes de parámetros muy complejos y es robusto en el tema de las escalas de las imágenes.

2.9.1.7. Euclidean Distance Mapping

Se propone en este artículo de E. Danielsson un método basado en un descriptor de dos componentes que genera a su vez un mapa a partir de una imagen binaria,

el cual indica dentro de cada objeto, la distancia más corta a un borde de la segmentación; de la misma forma para cada voxel ubicado al exterior de los objetos indica la distancia más corta a un borde de la segmentación. Para el caso de un pixel, la distancia está basada en unas métricas denominadas d_4 u que se definen así:

$$d_4((i, j), (h, k)) = |i - h| + |j - k|$$

Ecuación 2: Distancia 4 o distancia de bloque de ciudad.

$$d_8((i, j), (h, k)) = \max(|i - h|, |j - k|)$$

Ecuación 3: Distancia 8 o distancia de tablero de ajedrez.

III – ANÁLISIS

La presente sección mostrará un análisis de las variables tenidas en cuenta al momento de desarrollar el sistema, centrándose en los puntos más importantes dentro del trabajo ([Véase anexo SRS](#)).

1. Funciones del sistema

La principal función que debe brindar el sistema al usuario es el poder interactuar con las imágenes de TAC torácico con el fin de encontrar cualquier clase de anomalía en los pulmones, para ello se implementan técnicas de filtros, caracterización de necesidades, navegación a través de la imagen donde se incluye la selección de regiones y manipulaciones que incluye cambios en las intensidades de color en las imágenes y suavización de las mismas. Adicionalmente se implementan técnicas de saliencia las cuales permiten enfocarse y resaltar las anomalías de una imagen, tales como mapas de activación, normalización, mapas de saliencia, entre otros.

Por otra parte, en cuanto a los datos y la información utilizada y obtenida, el sistema permite visualizar la información obtenida a partir del histograma de la imagen de entrada, debido a que es importante en cuanto al análisis de las regiones y en general para el análisis pre y post procesamiento de imágenes. También es necesario que el sistema permita realizar operaciones de adición, sustracción y promedio con el fin de resaltar los elementos distintivos entre cada imagen de entrada y mezclar los que son comunes entre cada una.

2. Limitaciones

El sistema debe ser multiplataforma, por lo cual debe estar desarrollado con herramientas que permitan la operabilidad en diferentes sistemas operativos como Windows, Linux y MacOS. Se debe tener en cuenta además, teniendo en cuenta la temática de procesamiento y visualización de imágenes médicas, se decidió para ello usar dos bibliotecas es-

pecializadas para ello, tales como ITK la cual surte de métodos y filtros para el procesamiento (ITK, 2016) y VTK que provee métodos para realizar la interacción y visualización de componentes. Así mismo para el desarrollo de la interfaz gráfica fue utilizada la librería de QT, la cual ofrece herramientas de integración para trabajar con VTK y es de uso libre (QT-Developer Resources, 2016).

Con respecto a la seguridad no requiere de ningún complemento en especial. En cuanto al manejo y obtención de datos, se tiene la limitación que el sistema debe leer archivos en formato DICOM.

Debido a que el sistema está enfocada a médicos y especialistas en el tema de la radiología, el diseño de la interfaz es sencilla y con terminología propia de la medicina.

3. Suposiciones

Para la interacción del usuario y el sistema únicamente se realiza por medio de los periféricos de teclado, pantalla y mouse debido a que su arquitectura se basa en MVC (Modelo Vista Controlador) y una interfaz gráfica presente en las funcionalidades del sistema ([Véase anexo SDD](#)). Las operaciones realizadas sobre las imágenes emplearan un tiempo de procesamiento rápido siempre y cuando se realicen en equipos de cómputo de alta capacidad y rendimiento.

4. Requerimientos del sistema

El sistema está enfocado al usuario y a la interacción con las imágenes, se lleva una descripción de los requerimientos teniendo en cuenta los casos de uso que describen la interacción que debe tener el usuario con el sistema, los límites y principales funcionalidades que éste tiene ([Véase anexo SDD](#)).

Con la descripción de requerimientos se dio un cumplimiento y correspondencia a cada uno de los casos de uso. Durante esta etapa se elaboraron y clasificaron los requerimientos de acuerdo a la funcionalidad y papel que asumen dentro del sistema ([Véase anexo SRS](#)). Así mismo para la formalización del proyecto se clasificaron principalmente en requerimientos funcionales y no funcionales dándoles una prioridad a cada uno de acuerdo al papel que desenvuelven dentro del sistema

5. Modelo de dominio

Teniendo en cuenta la descripción de los casos de uso y de los requerimientos, se realizó un modelo de implementación del sistema que toma en cuenta las funcionalidades que debe proveer regido por los aspectos principales de la arquitectura MVC. Se muestra a continuación el diagrama de dominio el cual muestra los conceptos más destacados dentro del sistema en general, dando una base para la realización del diseño, análisis y desarrollo del mismo (Larman, 2002).

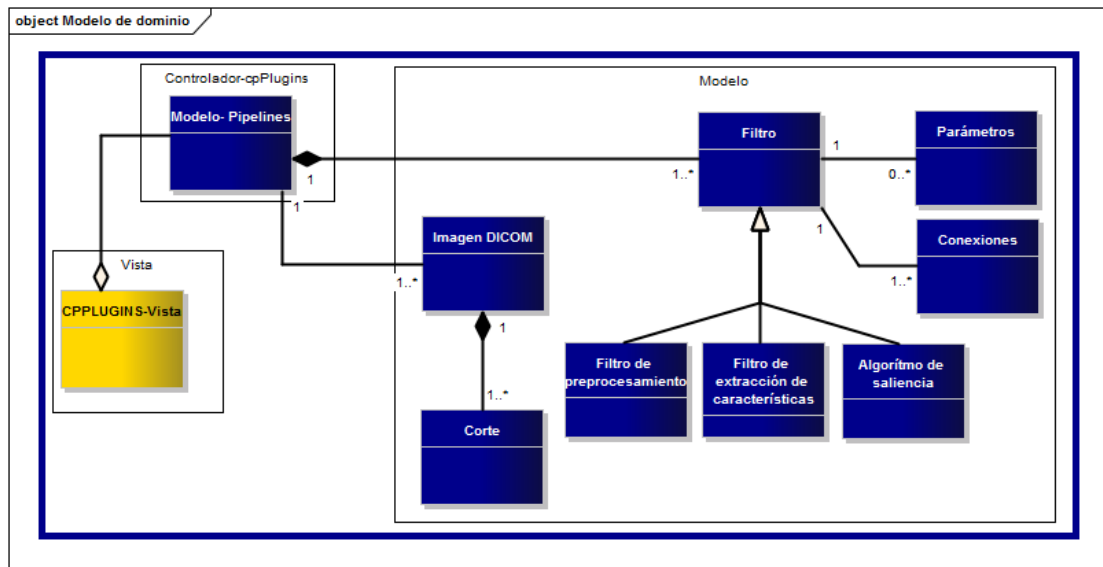


Ilustración 6: Diagrama modelo de dominio del sistema LeFaucon

En el anterior diagrama se muestra la arquitectura propuesta del sistema, el modelo corresponde a los elementos usados por el coordinador, mientras que todos los elementos que piden datos a este último es la vista.

6. Plan de pruebas

Para comprobar el correcto funcionamiento del sistema y la adecuada aplicación de los requerimientos obtenidos y diseñados, se implementan las pruebas que se describen a continuación:

- Pruebas unitarias:** El objetivo de aplicar esta prueba es probar cada una de las unidades de código del sistema, para con esto verificar que desde la realización de las primeras operaciones sobre imágenes no se esté cometiendo ningún error (Andrés Sommariva, 2014).
 Inicialmente se hacen pruebas sobre cada elemento del preprocesamiento, saliencia y caracterización de necesidades, para con esto analizar los resultados base que arrojan cada uno de los filtros aplicados.
- Pruebas de integración:** Estas pruebas se encargan de probar el sistema en su totalidad, lo cual implica la integración de dos o más elementos que implementan funciones del sistema. Durante la aplicación de estas pruebas se busca identificar los componentes con algún tipo de defecto y que afecta directamente al sistema. Al iniciar con dos componentes se aplican las pruebas y a medida que se vayan integrando más elementos para ser probados se deben repetir las pruebas sobre el elemento nuevo y los ya probados, con esto se busca probar las

funciones individuales o métodos dentro de objetos, atributos y métodos dentro de clases, entre otros (Sommerville, 2005).

- **Pruebas de validación:** Estas pruebas se aplican con el fin de validar la parte teórica y de diseño del sistema con lo realizado e implementado para la entrega final al cliente. Para ello se toma como guía los documentos SRS, SDD y requerimientos ([Véase anexo SRS, SDD, requerimientos](#)) para luego comparar con las funcionalidades finales del sistema (Itil Foundation, 2016).
- **Pruebas de aceptación:** Con esta prueba se evalúa el grado de calidad del software con relación a todos los aspectos relevantes para que el uso del producto se justifique (Pruebasdesoftware, 2005). Aunque es diseñada por los creadores del sistema, es ejecutada y aprobada por el cliente final que para este caso es la ingeniera Andrea del Pilar Rueda Olarte, quien asumió el papel de directora y cliente final de este trabajo. Ella determinara si el sistema cumple con los requerimientos planteados al inicio del trabajo, niveles de calidad en cada uno de los componentes presentes en el sistema y finalmente determinara que tan útil y fácil de manejar puede ser para un médico especialista en el tema.

IV – DISEÑO

Arquitectura

La arquitectura del sistema LeFaucon tiene dos aspectos bien definidos: una desde la perspectiva del sistema para el usuario y otra desde una perspectiva funcional ya sea en el tema del procesamiento de los datos o de la visualización.

A lo que se refiere a lo arquitecturalmente significativo para el sistema, se implementa una arquitectura que utiliza el patrón modelo vista controlador (MVC) con el objetivo de separar los datos de la lógica de negocio de la interfaz de usuario y propiamente del módulo que controla la comunicación entre ellos, dándole una sensación al usuario del sistema de que se encuentra manipulando los datos almacenados directamente (parte modelo del patrón utilizado).

Lo que respecta a las librerías utilizadas ITK (para el modelo), VTK-QT (para la vista), el uso de este patrón resulta muy útil para el desarrollo de este sistema, debido a que existe una separación bien definida entre los componentes del sistema, lo que facilita la implementación ya que se puede hacer por separado y posteriormente unirlos en tiempo de ejecución (D. González y F. Romero, 2012).

Para el caso de este proyecto, el modelo es la representación de los datos dentro del sistema, es decir todo lo relacionado con el procesamiento de imágenes se incluye y donde se implementan filtros ITK. Así mismo la vista permite mostrar información que provee el modelo de una manera que resulte visualmente agradable para el usuario y que adicionalmente podrá interactuar con dichos datos, donde se implementan filtros de VTK en conjunto con métodos

de QT. Finalmente, el controlador responde a los eventos provocados por el usuario en la interfaz, lo cual a su vez implica cambios tanto en el modelo como en la vista, dando una correcta respuesta a los datos de entrada ([Véase anexo SDD](#)).

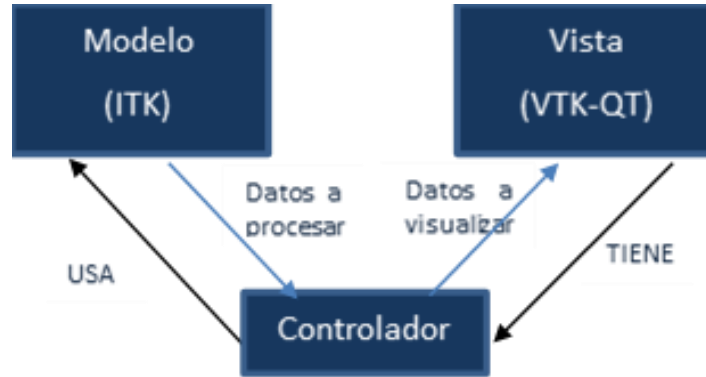


Ilustración 7: Modelo Vista Controlador para el sistema LeFaucon

Para el procesamiento de datos, se utiliza la arquitectura de pipeline (o de tubería), propios de ITK y VTK, con esto se pueden convertir y procesar los datos de entrada como imágenes o mallas de datos de salida utilizando diferentes clases de filtros. Una ventaja adicional de esta arquitectura es que soporta la actualización automática de filtros cuando se presenta un cambio en la entrada o en su estado interno, además posee la ventaja que puede dividir datos en piezas más pequeñas para ser procesadas una por una y juntar los resultados para dar la salida deseada (L. Ibanez, W. Schroeder, L. Ng y J. Cates, 2003).

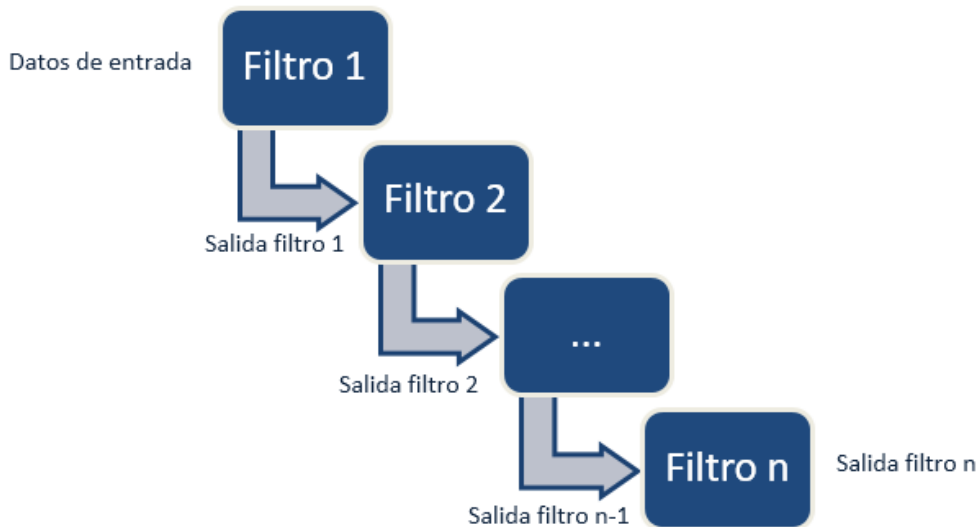


Ilustración 8: Arquitectura del procesamiento de datos (pipeline)

1. Componentes del sistema

En esta sección se realiza una descripción de la composición física del sistema en cuanto a su construcción y funcionamiento. La descomposición aplicada se hace en términos de componentes y relaciones. Los componentes son aquellos objetos físicos que existen en tiempo de ejecución o de compilación, cuentan con una identidad propia y una interfaz bien definida, pueden ser códigos fuentes, ejecutables, librerías, imágenes, entre otros. (C. Falgueras y O. de Catalunya, 2002) en este sentido los componentes de las librerías VTK para la visualización, ITK para el procesamiento de las imágenes y datos y QT para ser usado en conjunto con VTK en la implementación de la interfaz gráfica. Adicionalmente se tiene un paquete denominado “recursos”, que contiene aspectos visuales tales como iconos e imágenes que son usados por el sistema. A continuación, se visualiza el diagrama de componentes del sistema LeFaucon ([Véase anexo SDD](#)):

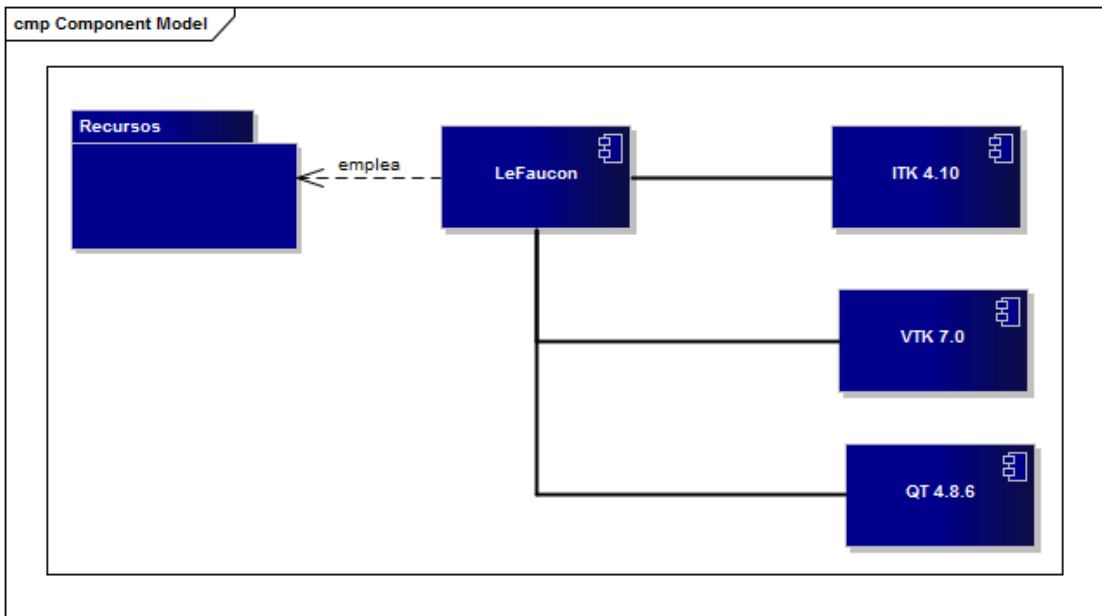


Ilustración 9: Diagrama de componentes sistema LeFaucon

La comunicación entre cada componente es la siguiente:

Relación	Método	Descripción
Aplicación-ITK	API ITK	Es necesaria esta relación para realizar los algoritmos que usen las imágenes, se leen los encabezados

		que contengan los datos de la imagen como el paciente a quien se le tomo la imagen, tamaños de los píxeles, entre otros. Para almacenar la imagen en memoria y visualizarla posteriormente se utilizan métodos y clases de la librería ITK.
Aplicación-VTK	API VTK	Es útil para la visualización en 2D de las imágenes, del volumen, interacciones usuario-imágenes-volumenes. Adicionalmente, se utilizan métodos y clases de la librería VTK para visualizar los diferentes tipos de gráficas.
Aplicación-QT	API QT	Aplicable para realizar la interfaz gráfica del sistema, cuenta con funcionalidades para el manejo de controles y mensajes, mediante VTK se realiza la integración visual de los componentes que así lo requieran del sistema, los métodos y clases de la librería de QT son aplicables al resto del proyecto.

Tabla 1: Relación entre componentes

2. Implementación de la arquitectura

De acuerdo a como se mencionó anteriormente, la arquitectura de Modelo Vista Controlador se aplicó en este proyecto con el objetivo de distribuir las funciones del sistema como se describe a continuación:

Elemento	Descripción
Corte	Es una imagen que corresponde a un corte axial del TAC pulmonar
Imagen DICOM	Una imagen DICOM es un conjunto de imágenes de cortes axiales, de modo que al juntarlas se obtiene una imagen en 3D
Filtro	Un filtro es una operación que se realiza sobre la imagen con el objetivo de remover o generar información que posteriormente será analizada

Filtro de procesamiento	Corresponde a los filtros de preprocesamiento de imagen, es decir, aquellos filtros que ayudan a mejorar la calidad de la imagen
Filtro de extracción de características	Corresponde a los filtros que obtienen elementos particulares de la imagen, como por ejemplo bordes
Algoritmo de saliencia	Corresponde a los algoritmos de saliencia que se aplican con el objetivo de obtener los elementos más sobresalientes de la imagen, y que pueden ser órganos o elementos extraños que requieran el análisis más profundo de un médico radiólogo.
Parámetros	Es la configuración particular de cada filtro. Algunos no son configurables
Conexiones	Son las conexiones de entrada y salida de un filtro
Modelo-pipelines	Es un conjunto de filtros de preprocesamiento, extracción de características y uno o varios algoritmos de saliencia
CPPLUGINS-vista	Es el framework utilizado para crear modelos, ejecutarlos y visualizarlos. Cabe aclarar que en cpPlugins se está manejando tanto la vista como el controlador, mientras que los filtros son implementados de manera separada y luego se van agregando al framework para trabajarse en forma de tareas sobre imágenes.

3. Patrón de diseño

A nivel general, para el desarrollo del sistema se aplicó solamente, aparte del MVC que se encuentra en la arquitectura, el Mediator que tiene dentro de sus objetivos el diseño de un controlador, el cual coordina un modelo de comunicación entre grupos de objetos, eliminando múltiples intermediarios entre ellos (P. Kuchana, 2004). Adicionalmente con la aplicación de este patrón, el mediador más visible es el Modelo-pipelines, que se encarga de comunicar las peticiones de la vista al modelo y a su vez retornar la respuesta a la vista.

5. Interacción

Cualquier acción que se realice siempre inicia cuando el usuario realiza una petición al sistema, esta petición y cualquier otra que se realice llega a la vista, la cual solicita al coordinador toda la información relacionada con la petición del usuario, el coordinador debe ahora solicitar al modelo la información del método(s) que dé respuesta a la solicitud del usuario. Al tener la información proporcionada por el modelo, el coordinador se la envía a la vista para que esta a su vez la muestre al usuario.

6. Integración entre componentes:

Para la integración de las tres herramientas, es importante tener claro las tecnologías para el diseño y la implementación del proyecto y del sistema puntualmente:

Área	Herramienta
Desarrollo	C++
Interfaz gráfica	Qt
Versionamiento	Github
Diseño y arquitectura	Enterprise Architect
Sistema operativo	Linux
Gestión del proyecto	Microsoft Planner
Librerías – Procesamiento de la imagen	ITK
Librerías – Visualización	VTK QT

Tabla 2: Tecnologías aplicadas para la elaboración del sistema LeFaucon

De acuerdo a lo anterior, en el proyecto se utilizaron los siguientes componentes en la integración de las tres herramientas:

Componente	Uso
LibX11-dev	Es una librería necesaria para la correcta integración entre QT y VTK
libXex-dev	Es una librería necesaria para la correcta integración entre QT y VTK
Free glute	Es una librería necesaria para la correcta integración entre VTK e ITK.

Tabla 3: Librerías aplicadas para la integración de componentes

V – DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN

Para el desarrollo del sistema se tuvieron en cuenta varios puntos de vista, el primero refiere a los algoritmos de preprocesamiento de imágenes, caracterización de necesidades y de saliencia, y el último refiere a la interfaz gráfica y visualización de datos. El código fuente se puede encontrar en el anexo Código fuente ([Ver código fuente](#))

1. Funcionamiento del algoritmo

La elaboración del algoritmo consistió en el preprocesamiento de una imagen de entrada en formato DICOM, con el objetivo de crear imágenes que contenían regiones u objetos candidatos a ser anomalías. A continuación, se muestra la secuencia base del funcionamiento del algoritmo incluyendo los métodos que lo componen:

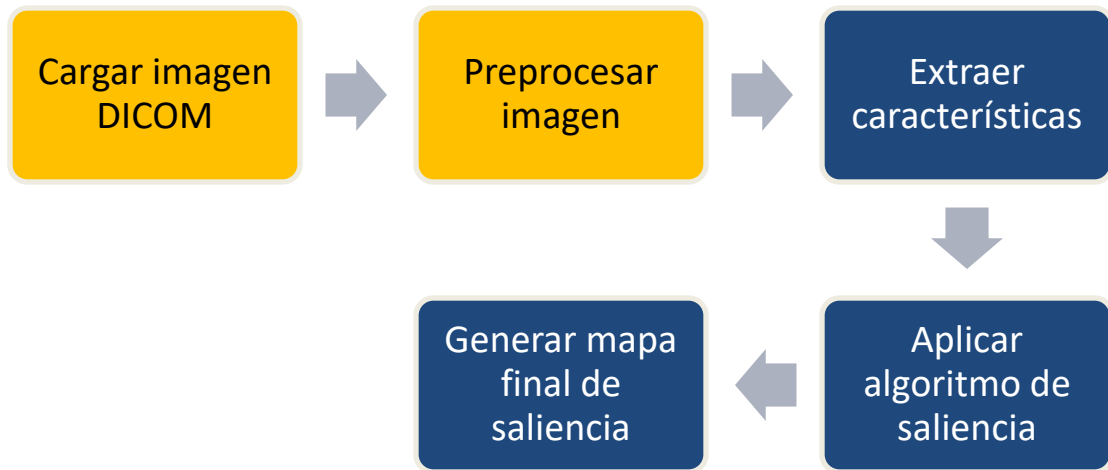


Ilustración 10: Secuencia de funcionamiento del algoritmo del sistema LeFaucon

La lógica del algoritmo comienza por el cargado de la imagen en formato DICOM, luego se pasa a un proceso de preprocesamiento, en el cual se mejora la calidad de la imagen, después se pasa a un proceso de extracción de características en el cual se aplican uno o varios algoritmos que ayuden a obtener elementos particulares de la imagen como por ejemplo bordes y orientaciones. Cada una de las características extraídas se pasa a un algoritmo de saliencia que se encarga de buscar elementos extraños, es decir elementos que son diferentes a aquellos que los rodean, finalmente los resultados del paso anterior pasan a un proceso de generación de mapa de saliencia, en el cual se combinan los resultados en una sola imagen y se espera que los elementos que presentan puntos más blancos, sean posibles anomalías, o elementos que hacen parte del sistema respiratorio.

2. Algoritmos

Los algoritmos desarrollados e implementados se dividieron en 3 grupos, debido a que las imágenes TAC a utilizar deben ser lo más claras posibles para un correcto análisis. El primer grupo es el de los algoritmos para preprocesamiento de imágenes, de ser necesario son normalmente los primeros en interactuar con las imágenes TAC de entrada, con el fin de reducir ruido y distorsiones o simplemente aplicar operaciones básicas de mezcla o mejoramiento de la calidad en ciertas áreas de interés de la imagen. El segundo grupo es el de los algoritmos de caracterización de necesidades, estos se ejecutan normalmente después de aplicar uno o varios filtros de preprocesamiento a las imágenes de entrada y cuyo objetivo es elementos específicos de interés. Por último, el tercer grupo, que comprende los algoritmos de métodos de saliencia, los cuales cumplen una función estelar dentro del sistema debido a que son los encargados de detectar regiones anómalas dentro de la imagen TAC del paciente y a las cuales el médico especialista les deberá hacer un detenido seguimiento.

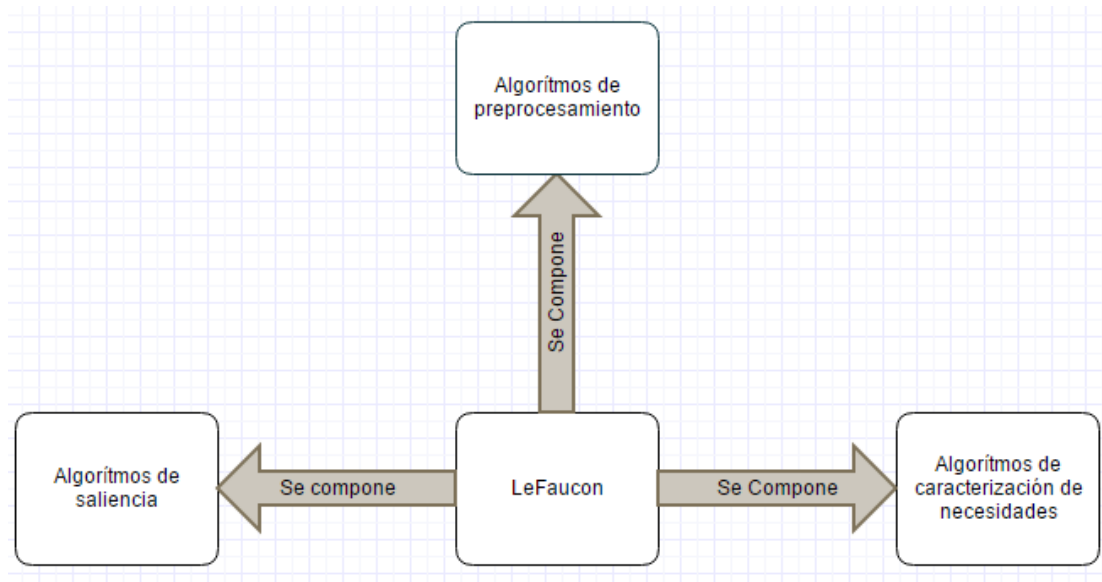


Ilustración 11: Diagrama de algoritmos del sistema LeFaucon

1. Imágenes de entrada

Las imagen de entrada corresponde a un TAC de tórax en formato DICOM, para el caso de este proyecto se buscaron imágenes de pacientes que tuvieran anomalías documentadas en sus imágenes TAC, para ello fue necesario recurrir a una base de datos de imágenes que cumplieran con estas especificaciones con el objetivo de probar los algoritmos con problemáticas reales. Las imágenes se obtuvieron de la base de datos pública de ELCAP y proporcionan anotaciones de los médicos radiólogos informando sobre la detección de anomalías en los pulmones del paciente al cual pertenece esa imagen.

2. Algoritmos de Preprocesamiento

A continuación, se presentan los filtros pertenecientes al grupo de algoritmos de preprocesamiento de imágenes:

- 2.1. Binarizar una imagen:** Este filtro genera como resultado una imagen que cuyos valores de los pixeles se encuentran entre un rango de umbrales previamente establecidos (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.2. Adición histograma:** Este filtro genera como resultado una imagen a la cual se le sumo un número n a los valores de su histograma ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.3. Multiplicación histograma:** Este filtro genera como resultado una imagen a la cual se le multiplico un factor k a los valores de su histograma ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

- 2.4. Invertir intensidad de una imagen:** Este filtro invierte la intensidad de los píxeles de la imagen de entrada, restando el valor de cada píxel a un valor máximo (itk.org, 2016) dentro de una escala fijada por parámetro ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.5. Extensión del histograma:** Este filtro retorna una imagen resultante de la extensión de una parte del histograma sobre toda la imagen de entrada ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.6. Operación logarítmica de punto sobre un histograma:** Genera como resultado una imagen sobre la cual se calculó el logaritmo de cada píxel (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.7. Ecualización de histograma:** Genera como resultado una imagen sobre la cual se modificó el contraste, mediante este filtro se puede producir un histograma adaptativo o una versión de máscara de enfoque (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.8. Adición de imágenes:** Genera como resultado una imagen con características distintivas de cada imagen participante en la adición ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.9. Substracción de imágenes:** Genera como resultado una imagen con características distintivas de las dos imágenes participantes en la substracción (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.10. Promedio de imágenes:** Genera como resultado una imagen con características distintivas de cada imagen participante en el promedio ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.11. Mediana:** Retorna la imagen resultante de aplicar el filtro mediana sobre una imagen de entrada ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.12. Morfología dilatación:** Este filtro retorna una imagen la cual previamente se dilato utilizando una morfología de escala de grises. La dilatación toma el máximo de todos los píxeles identificados por un elemento estructurante (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.13. Morfología erosión:** Este filtro retorna una imagen la cual previamente se erosiono utilizando la morfología de escala de grises. La erosión toma el máximo de todos los píxeles identificados por el elemento estructurante (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.14. Morfología esqueletización:** Este filtro producirá un esqueleto de la imagen de entrada. Los valores de fondo de salida son 0, y los valores de primer plano son 1. Este filtro calcula el ancho de un píxel de la imagen que se encuentre en el borde de la misma (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.15. Umbralización de una imagen:** Este filtro establece los valores de la imagen de salida de acuerdo a un umbral que determina si pueden estar por debajo, por encima o entre los valores de umbral simples (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 2.16. Reducción de ruido:** Este filtro calcula la suavización de una imagen mediante la implementación de filtros gaussianos recurrentemente (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3. Algoritmos de extracción de características

A continuación, se presentan los filtros pertenecientes al grupo de algoritmos de de extracción de características:

- 3.1. Resolución piramidal:** Crea una pirámide de resolución múltiple usando una implementación recursiva, este resultado retorna en una imagen en la que además se aplicó un filtro Gaussiano piramidal, donde cada nivel de la pirámide corresponde a una copia de la imagen de entrada pero en una resolución menor (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.2. Bordes canny:** Este filtro es una implementación de un detector de bordes de Canny para imágenes con valores escalares, retorna una imagen en la cual se aplicó esta operación (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.3. Formas Hough círculo:** Realiza la transformada de Hough para encontrar círculos en una imagen 2D. Este filtro puede producir dos salidas 1) Matriz de acumuladores, que representa una probabilidad de centros 2) La matriz o radios, que tiene el valor del radio en cada punto de las coordenadas (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.4. Análisis de componentes (PCA):** Realiza un análisis de componentes principales en un conjunto de imágenes. La cantidad de componentes principales es definido por el usuario (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.5. Filtro de convolución:** Es un filtro genérico creado para aplicar varias máscaras a una imagen dependiendo del kernel que se recibe como entrada ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.6. Filtro Gaussiano:** Desenfoca una imagen por convolución separable por los núcleos discretos Gaussianos con la ayuda de un kernel propio del filtro (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.7. Filtro Mediana:** Calcula una imagen donde un pixel dado es el valor medio de los píxeles vecinos a este pixel de entrada (itk.org, 2016) ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

4. Algoritmos de métodos de saliencia

A continuación, se presentan los filtros pertenecientes al grupo de algoritmos de métodos de saliencia los cuales están divididos en los métodos: Boolean Map Saliency y Image Cooccurrence Histogram (ICH)

Boolean Map:

- 3.19.dilateImage:** Se encarga de dilatar la imagen de entrada ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.20.normalizeFilter:** Se encarga de aplicar una normalización sobre una imagen ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.21.AttentionMapList:** Se encarga de aplicar cada una de las funciones anteriormente mencionadas con el objetivo de crear una lista de mapas booleanos ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.22.calculateListOfThresholds:** Se encarga de encontrar los umbrales que se deben tomar en cuenta en el desarrollo del método ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).
- 3.23.thresholdingImage:** Se encarga de extraer los umbrales de una imagen ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.24.openingMorphologicalOperation: Se encarga de aplicar un filtro de operación morfológica sobre una imagen ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.25.generateBooleanMaps: Se encarga de generar el mapa booleano ([Véase anexo Manual de Usuario](#))

ICH:

3.26.initalizeMatrix: Es una función auxiliar que se encarga de inicializar una matriz de números enteros en cero ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.27.initializeMatrixF: Es una función auxiliar que se encarga de inicializar una matriz de números flotantes en cero ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.28.calculateCoocurrenceMatrix: Se encarga de llamar la función initializeMatrix y a partir de esta calcula la concurrencia de la misma ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.29.calculateDenominator: Se encarga de calcular el denominador de una matriz ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.30.calculatePMF: Se encarga de calcular el PMF de una matriz a partir de su denominador ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.31.calculateInversePMF: Se encarga de calcular el inverso del PMF calculado en la función anterior ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3.32.calculateSaliency: Es la función principal del método ya que se encarga de utilizar cada una de las funciones auxiliares anteriormente mencionadas con el fin de calcular la saliencia ([Véase anexo Manual de Usuario](#)).

3. Interfaz gráfica

Lo que respecta a la interfaz gráfica, se contó con la ayuda del Ingeniero Leonardo Flórez Valencia quien en semestres previos desarrolló e incluyó algunos métodos en un sistema al cual llamó cpPlugins, el que nos permitió utilizar como base para el control de la comunicación entre filtros y la posterior visualización de los algoritmos propios del sistema LeFaucon, haciendo parte así de la arquitectura definida para el sistema LeFaucon, completándola en el papel de la vista que se comunica con el controlador. A continuación, los aspectos más relevantes de la interfaz gráfica:

3.1.Barra de herramientas

Esta barra de herramientas aunque sencilla, cuenta con opciones específicas que en determinado momento puede necesitar el usuario para acceder repetitivamente.



Ilustración 12: Barra de herramientas de la interfaz gráfica

Las opciones ofrecidas son tres y se explican enseguida:

- **File (Archivo):** Aquí se encuentran las opciones relacionadas con salvar el proceso del proyecto en el que se esté trabajando en el momento.
- **Properties (propiedades):** Aquí se encuentra una opción especial para ver un reporte con datos puntuales en caso de que algún proceso que se esté ejecutando en el momento arroje error.
- **Plugins:** Aquí se encuentran las opciones relacionadas con cargar o visualizar un plugin.

3.2. Entorno principal

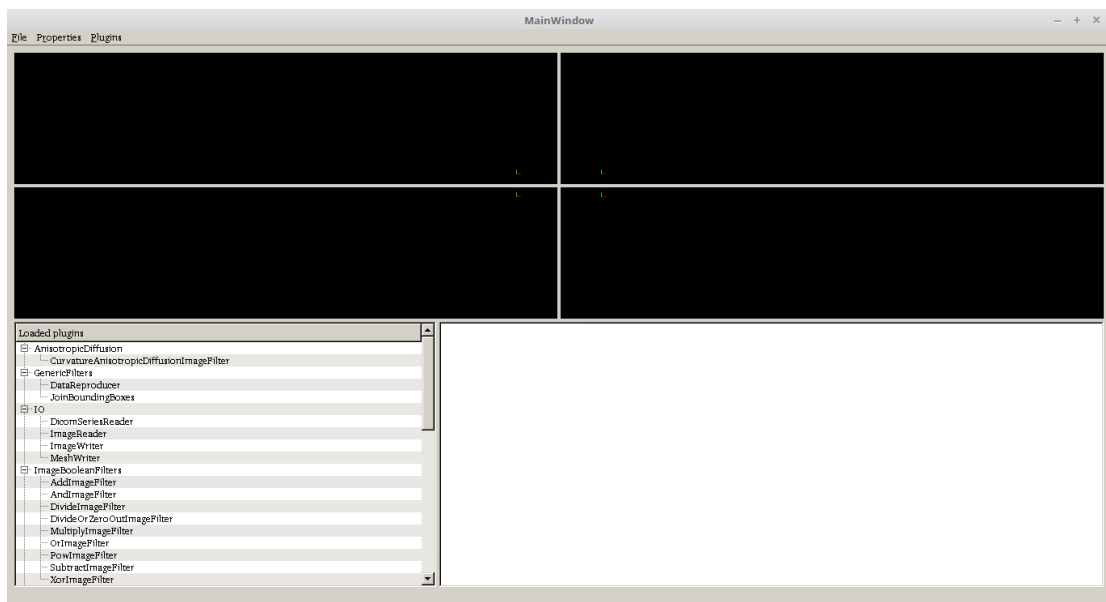


Ilustración 13: Entorno principal de la interfaz gráfica

El entorno o ventana principal se compone de la barra de herramientas, de una lista de plugins, de un espacio para la interacción entre los plugins que al inicialmente estaba en blanco y cuatro espacios de visualización que al momento de iniciar el sistema se encuentran totalmente negros.

3.3. Lista de plugins cargados

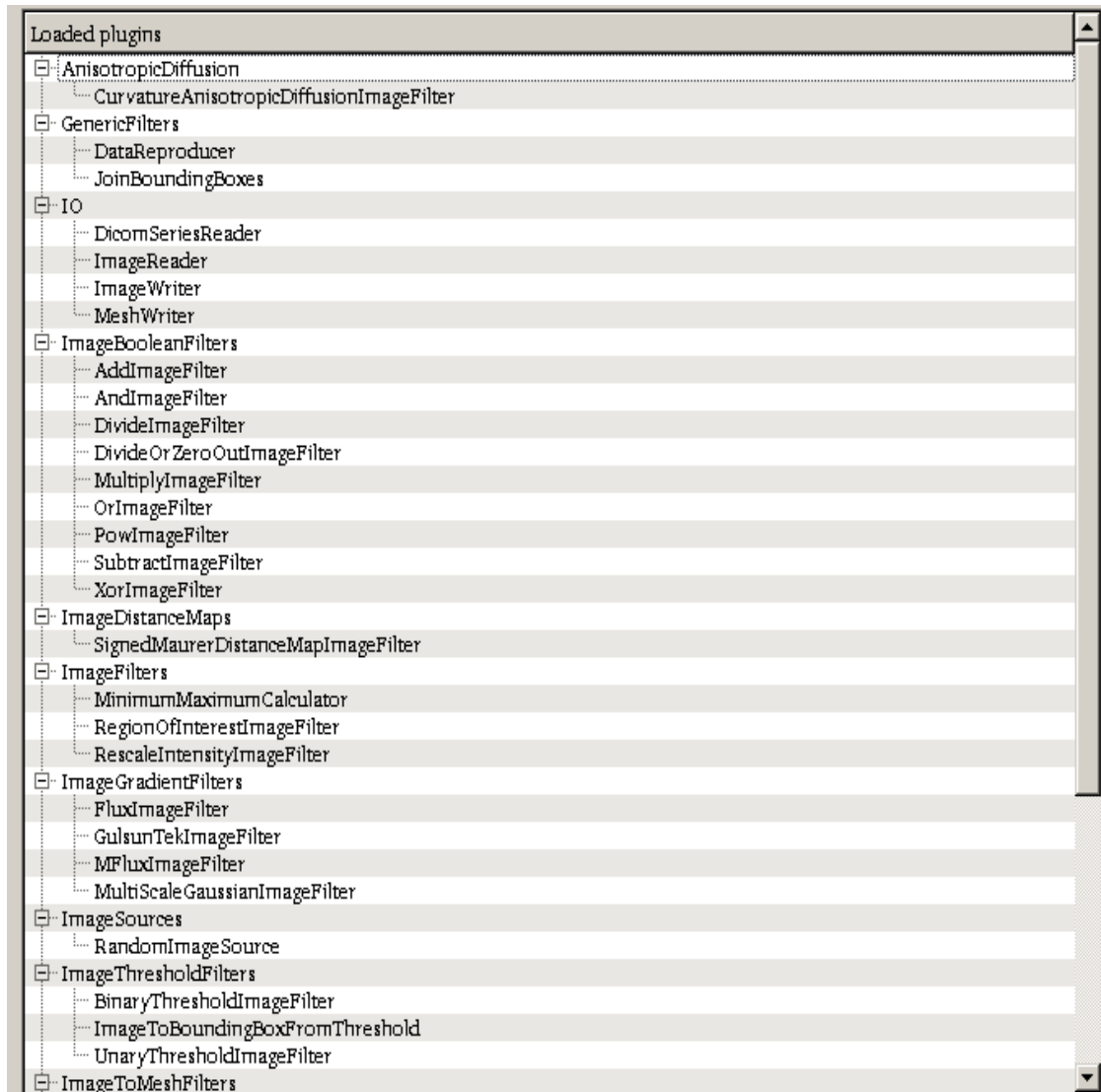


Ilustración 14: Lista de plugins cargados dentro de la interfaz gráfica

La lista de plugins cargados es un espacio dentro de la interfaz gráfica que permite visualizar y seleccionar los plugins disponibles dentro del sistema, cada uno se agrupa por categorías permitiendo saber en qué casos podrían ser útiles cada uno, así mismo dentro de esta lista no solo se pueden visualizar los plugins generados a partir de los algoritmos de preprocesamiento, caracterización de necesidades y saliencia que son propios del sistema LeFaucon, también se podrán visualizar los plugins desarrollados por el Ingeniero Leonardo Flórez Valencia los cuales pueden interactuar con los del sistema LeFaucon.

3.4. Espacio de trabajo

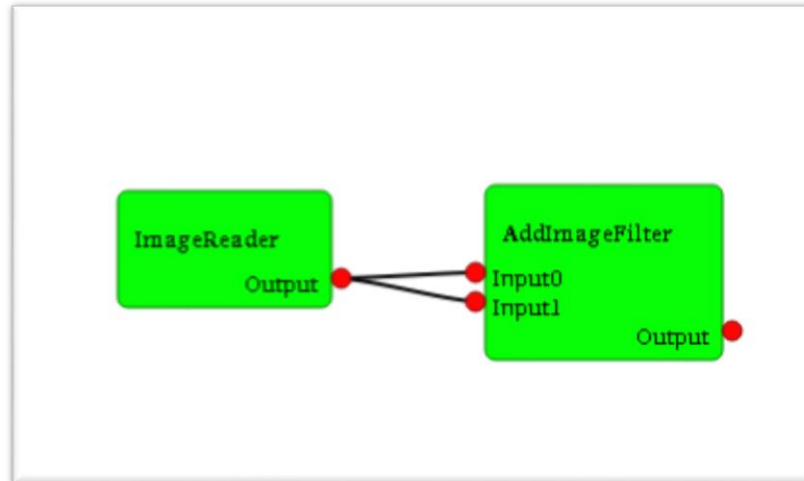


Ilustración 15: Lista de plugins cargados dentro de la interfaz gráfica

Este espacio de trabajo es un campo que al momento de iniciar la aplicación es completamente blanco, su función principal es albergar los plugins elegidos y arrastrados por el usuario hasta allí. Los plugins son representados en cajas para visualizar cómo interactúan entre ellos, así como también se observan dentro de ellos su respectivo nombre y los parámetros de configuración.

3.5. Campos de visualización

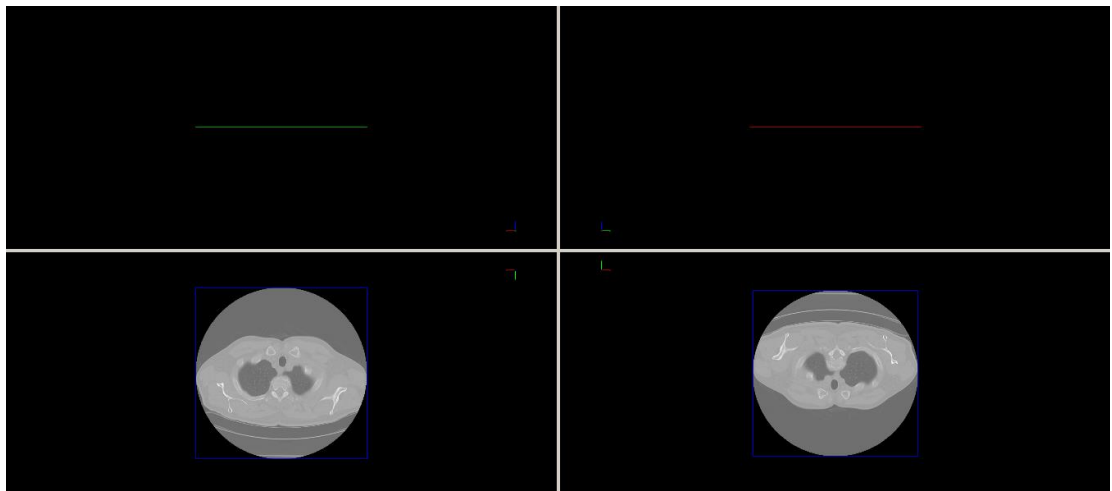


Ilustración 16: Lista de plugins cargados dentro de la interfaz gráfica

Estos cuatro cuadros negros corresponden a los campos disponibles para visualizar los resultados de cada plugin empleado. Los dos cuadros negros superiores permiten en caso de que la imagen sea 3D visualizar cada uno los ejes X y Y de la imagen, si la imagen es

2D se muestran simplemente dos líneas horizontales, mientras que el cuadro inferior izquierdo permite establecer la posición de un elemento dentro de la imagen mediante los valores de sus ejes X y Y, por último el cuadro inferior derecho permite rotar la imagen sea en 2D o en 3D con el objetivo de dar una visualización al usuario de la imagen desde distintos ángulos.

VI – RESULTADOS

Las pruebas unitarias son demasiado extensas para adjuntarse en este documento, sin embargo, estas pueden encontrarse en el anexo Pruebas Unitarias ([Ver Pruebas Unitarias](#)). Por otra parte, en seguida se presentan los resultados de las pruebas de validación. En primer lugar, se muestran los dos modelos empleados, y en segundo lugar se muestra el mejor de los resultados para 9 imágenes diferentes, donde se indica el número de elementos encontrados de acuerdo a las anotaciones del médico.

Modelos:

Boolean Map Saliency

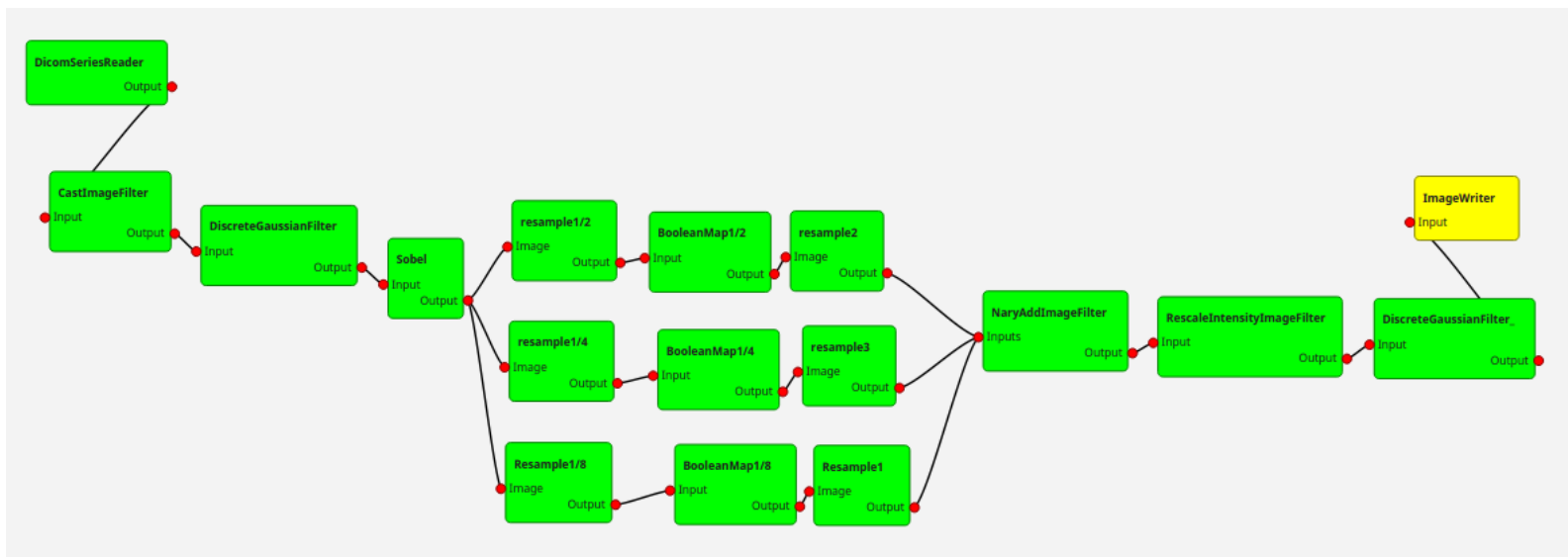


Ilustración 17: Modelo empleado para BMS

Tarea	Parametrización
CastImageFilter	float

DiscreteGaussianFilter	0,5
Sobel	Sin parametros
Resample ½	0,5
BooleanMap ½	MaxThreshold: 600 MinThreshold; 200 Normalize: True OutputResolution: float ThresholdDelta: 35 UseBoundedThresholds: true
Resample 2	4
Resample ¼	0,25
BooleanMap ¼	MaxThreshold: 600 MinThreshold; 200 Normalize: True OutputResolution: float ThresholdDelta: 35 UseBoundedThresholds: true
Resample 3	8
Resample 1/8	0,125
BooleanMap 1/8	MaxThreshold: 600 MinThreshold; 200

	Normalize: True OutputResolution: float ThresholdDelta: 35 UseBoundedThresholds: true
Resample 4	8
NaryAddImageFilter	Sin parámetros
RescaleIntensityImageFilter	OutputMaximum: 255 OutputMinimum: 0
DiscreteGaussian	1

Image Cooccurrence Histogram

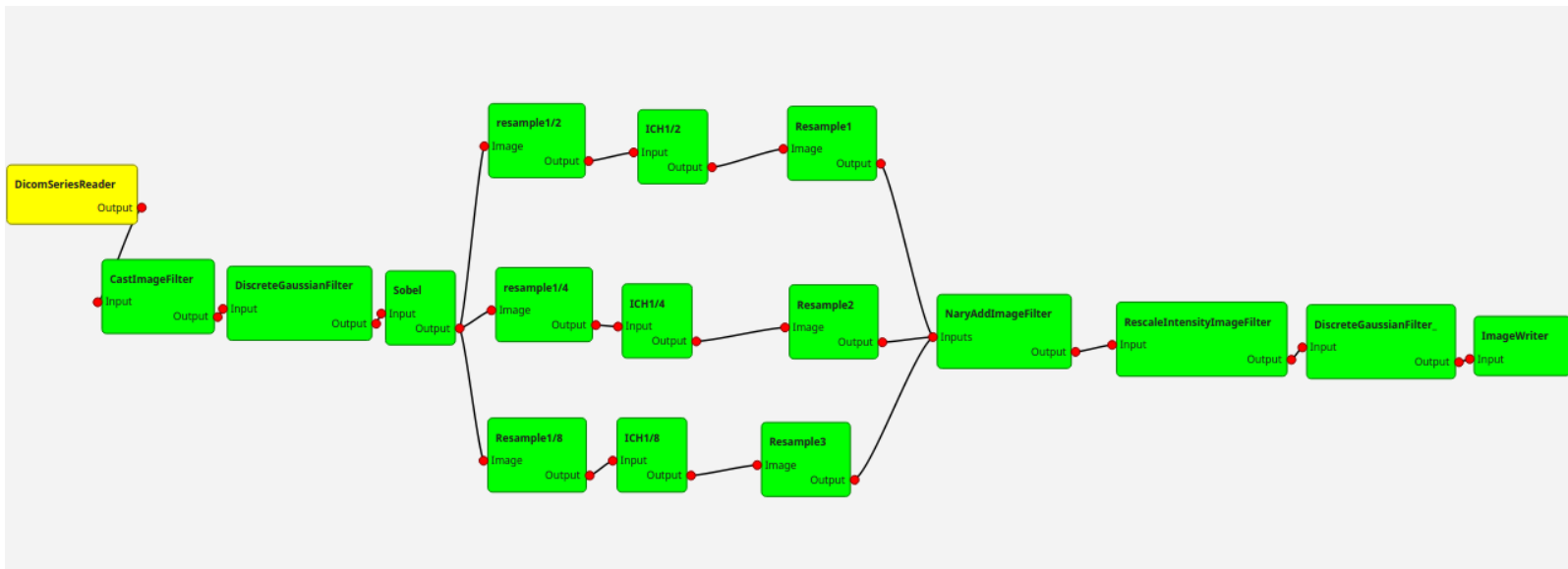


Ilustración 18: Modelo empleado para ICH

Tarea	Parametrización
CastImageFilter	Float
DiscreteGaussianFilter	0,010
Sobel	Sin parámetros
Resample ½	0,5
Resample ¼	0,25
ICH ½	NumberOfBins: 16 OutputResolution: float Radius: 2
Resample 1	2
ICH ¼	NumberOfBins: 16 OutputResolution: float Radius: 2
Resample 2	4
Resample 1/8	0,125
Resample 3	8
NaryAddImageFilter	Sin parámetros
RescaleIntensityImageFilter	OutputMaximum: 255 OutputMinimum: 0
DiscreteGaussian	1

Resultados:

Imagen de prueba: W0001				
Caso de prueba No. 1			Método: Boolean Map	
Anotaciones del médico			Resultado	Comentarios
x	y	z	Valor	
98	218	54	0,3	No
355	153	84	0,54	Si
139	366	130	0,73	Si
436	213	169	0,7	Si
372	163	239	0,87	Si
328	175	229	0,68	Si
54	224	169	0,77	Si
356	153	84	0,51	Si
139	365	130	0,67	Si
54	224	170	0,78	Si
394	190	18	0,45	No
410	229	31	0,059	No
117	189	42	0,74	Si
158	148	52	0,15	No
Encontrados			10	
No encontrados			4	

Ilustración 19: Resultados para la Imagen W0001

Imagen de prueba: W0003				
Caso de prueba No. 2			Método: Boolean Map	
Anotaciones del médico			Resultado	Comentarios
x	y	z	Valor	
158	356	80	0,12	No
95	340	130	0,37	No
390	280	100	0,53	Si
346	237	23	0,22	No
116	233	45	0,63	Si
137	148	67	0,15	No
98	306	76	0,58	Si
Encontrados			3	
No encontrados			4	

Ilustración 20: Resultados para la Imagen W0003

Imagen de prueba: W0005				
Caso de prueba No. 3 Anotaciones del médico			Método: Boolean Map Resultado	Comentarios
x	y	z	Valor	
120	247	66	0,55	Si
126	150	217	0,58	Si
431	267	98	0,36	No
85	189	113	0,51	Si
402	367	157	0,056	No
171	372	160	0,28	No
422	281	163	0,19	No
74	317	164	0,51	Si
416	342	171	0,087	No
372	149	198	0,51	Si
412	263	206	0,42	No
120	248	66	0,67	Si
385	343	104	0,66	Si
172	372	159	0,51	Si
132	290	38	0,025	No
88	255	64	0,11	No
Encontrados			8	
No encontrados			8	

Ilustración 21: Resultados para la Imagen W0005

Imagen de prueba: W0008				
Caso de prueba No. 4 Anotaciones del médico			Método: Boolean Map Resultado	Comentarios
x	y	z	Valor	
186	36	111	0,51	Si
339	88	46	0,22	No
77	279	115	0,17	No
450	155	147	0,51	Si
182	54	151	0,75	Si
105	167	49	0,11	No
Encontrados			3	
No encontrados			3	

Ilustración 22: Resultados para la Imagen W0008

Imagen de prueba: W0010					
Caso de prueba No. 5 Anotaciones del médico			Método: Boolean Map Resultado		Comentarios
x	y	z	Valor		
86	337	136	0,54		Si
202	378	152	0,65		Si
445	326	195	0,21		No
293	200	34	0,37		No
391	304	37	0,2		No
189	200	39	0,36		No
321	175	42	0,42		No
188	187	48	0,25		No
187	397	108	0,54		Si
Encontrados			3		
No encontrados			6		

Ilustración 23: Resultados para la Imagen W0010

Imagen de prueba: W0014					
Caso de prueba No. 6 Anotaciones del médico			Método: Boolean Map Resultado		Comentarios
x	y	z	Valor		
173	131	125	0,3		No
454	240	203	0,061		No
140	358	158	0,12		No
203	197	12	0,51		Si
391	206	21	0,1		No
245	196	27	0,34		No
415	197	42	0,12		No
125	182	45	0,55		Si
442	178	77	0,22		No
216	162	83	0,26		No
Encontrados			2		
No encontrados			8		

Ilustración 24: Resultados para la Imagen W0014

Consolidado:

En los resultados se puede evidenciar el uso del algoritmo Boolean Map Saliency, esto se debe a que fue el método que mejor se comportó respecto a su precisión en el procesamiento de la

imagen. Tal como se puede observar en el documento Pruebas de Validación ([Ver anexo Pruebas de Validación](#)) y en la siguiente tabla, se acertó en más del 30% de los registros de anotaciones del médico, a excepción de la imagen W0014 en la cual el resultado fue menor:

Imagen	Total	Encontrados	Porcentaje
W0001	14	10	71%
W0003	7	3	43%
W0005	16	8	50%
W0008	6	3	50%
W0010	9	3	33%
W0014	10	2	20%

Tabla 4: Consolidado pruebas de validación

VI – CONCLUSIONES

Análisis de Impacto del Desarrollo

1. Disciplinar

Desde los inicios del sistema LeFaucon, se tuvo como principio el querer plasmar un punto de vista ingenieril que se fundamentara en la idea de generar un mayor interés en temas de la bioingeniería y más específicamente en el preprocesamiento de imágenes y análisis de anomalías en las mismas mediante la aplicación de métodos de saliencia, esto con el objetivo final de apoyar en su labor diaria a los médicos radiólogos y a su vez aportar un granito de arena a la evolución de los diagnósticos de enfermedades no solo pulmonares sino también de otras patologías que pueden aparecer en cualquier parte del organismo de una persona siendo estos últimos temas de gran valor para la sociedad actual y futura y que son poco estudiados desde el punto de vista ingenieril.

2. Social

Con el sistema LeFaucon se espera brindar un apoyo para la detección temprana de anomalías pulmonares, para con esto poder generar tratamientos adecuados que salvaguarden la salud de los pacientes, evitando de esta manera el desarrollo futuro de enfermedades más complejas como lo podría ser el cáncer de pulmón.

3. Económico

El sistema LeFaucon completo permitiría que los pacientes con posibles enfermedades pulmonares no solo recibieran un diagnóstico adecuado y a tiempo, sino que

también con costos muy bajos para ellos, debido a que las tomografías axiales computarizadas o TAC, comparadas desde el punto de vista económico con otras imágenes tienen un menor costo, así mismo el hecho de que casi todo el procedimiento de diagnóstico sea realizado por un computador, reduce en gran medida los costos tanto de los pacientes como de las entidades prestadoras de salud.

Conclusiones y Trabajo Futuro

- El desarrollo del sistema LeFaucon y los algoritmos propuestos que lo componen, cumplen con el objetivo de caracterizar las necesidades y oportunidades a partir de la exploración de métodos de saliencia, debido a que se exploraron y aplicaron los filtros y métodos que se consideraron como los más relevantes como es el caso del graph-based visual saliency, saliency detection a boolean map approach y robust and efficient saliency modeling from image co-ocurrence, a pesar de esto, no se implementaron algunos algoritmos de caracterización de necesidades como el de las formas elipsoidales de Hough y métodos de saliencia como el de generación de modelos de saliencia bottom-up usando súper píxeles entre otros, por cuestiones de tiempo y debido a que sus resultados eran muy similares a algunos filtros y métodos que ya se habían implementado. Se espera para un trabajo futuro la aplicación y exploración de estos filtros de caracterización de necesidades y métodos de saliencia faltantes en el sistema LeFaucon en pro de crear resultados con mayor detalle y la generación de más herramientas de análisis que permitan detectar anomalías más claras y comprobadas.
- El procedimiento para la implementación del sistema LeFaucon se llevó a cabo sin mayores contratiempos debido a la continua supervisión y asesoría de la directora del proyecto en momentos claves como la exploración y el posterior desarrollo de los filtros y métodos que componen al sistema LeFaucon. Lo que respecta al acoplamiento de los algoritmos con cpPlugins, que sirve como base de la interfaz gráfica del sistema, generó pequeños retrasos en el cronograma sin embargo gracias a la asesoría y acompañamiento del ingeniero Leonardo Flórez en este tema se pudo terminar este proceso sin mayores contratiempos.
- El desarrollo de los algoritmos y accesibilidad que tiene el usuario para con ellos es un elemento importante en ámbitos académicos, debido que dan la opción de que el usuario que use este prototipo del sistema LeFaucon conozca detalladamente la estructura y funcionamiento de los algoritmos que lo componen. Aunque, si se tiene en cuenta la finalidad del prototipo y el contexto en el que se quiere poner en práctica, este nivel de detalle para con el usuario no tiene una gran importancia, debido a que lo que le interesa al fin y al cabo a un médico especialista o usuario es el resultado final.
- Las posibilidades que ofrece el sistema LeFaucon de interactuar al usuario con los resultados de sus algoritmos mediante la utilización de la interfaz de cpPlugins son muy útiles, debido a las 4 vistas en las cuales se muestran los resultados y a las diferentes opciones que brindan cada una de ellas, como lo es rotar la imagen, ubicar coordenadas dentro de la imagen y visualizar la imagen desde sus ejes X y Y, dándole al usuario información relevante de las estructuras de interés, contando además con que cada una de estas funciones se desarrollan de manera intuitiva y no necesitan de ninguna instrucción especial para ser utilizadas. Se espera en trabajos futuros, gracias a la rápida evolución de la tecnología día a día, que la interacción y el acceso al sistema se pudiera

realizar por medio de dispositivos móviles, así como la posibilidad de interactuar con las imágenes con periféricos diferentes a los tradicionales (pantalla, teclado y mouse).

IV- REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA

Buisán, E. (2012). Delirios y alucinaciones: la saliencia aberrante. Forumclínic programa interactivo para pacientes [versión electrónica]. Barcelona, España: Clínic Barcelona hospital universitario, <http://www.forumclinic.org/es/esquizofrenia/reportajes/delirios-y-alucinaciones-la-saliencia-aberrante>

Canadian Cancer Society (2016) . Anatomy and physiology of the lung. Recuperado de <http://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/lung/anatomy-and-physiology/?region=on>

Coptesidex (2009). ¿Qué es la imagen Médica? Coptesidex [versión electrónica]. España: Coptesidex ilustre colegio profesional de técnicos radiólogos de extremaduras, <http://www.coptesidex.es/pacientes>.

D. Erlij O, S. Michalland H, O. Neira Q, V. Wolff C, V. Jara B, y M. Meneses C. (2013). Diagnóstico diferencial de nódulos pulmonares cavitados: a propósito de un caso clínico. Revista chilena de enfermedades respiratorias [versión electrónica]. Santiago de Chile, Chile: Scielo Chile, http://www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-73482013000100006&script=sci_arttext

El Tiempo, Santillana. (1994). Enciclopedia Visual Seres Vivos. Colombia: Editorial El Tiempo

enciclopediasalud.com (2016). Definicion de tomógrafo: enciclopediasalud.com. Recuperado de: <http://www.enciclopediasalud.com/definiciones/tomografo>

Fedesoft. (2014). Estudio de Salarios del sector de Software y TI. Recuperado de http://www.cenisoft.org/download/est._2015/Estudio_de_Salarios_2014.pdf

Flores E. (2016). Metodologías Agiles proceso unificado ágil (AUP). Universidad Unión Bolivariana carrera de ingeniería de sistemas [versión electrónica]. La Paz, Bolivia: Universidad Unión Bolivariana, http://ingenieriadesoftware.mex.tl/63758_AUP.html

Free Software Foundation. (2014). Licencias Recuperado de <http://www.gnu.org/licenses/licenses.es.html>

Gutiérrez J., Gonzáles R., Soto J.(2004). Getting Started in Clinical Radiology. Stuttgart, Alemania; New York, Estados Unidos. Editorial: Thieme

Gutiérrez, J., Restrepo, R., Soto, J. (2004). Radiología e imágenes diagnósticas. Corporación para investigaciones biológicas. Medellín, Colombia: Corporación para investigaciones biológicas.

H. Bouma, J. J. Sonnemans, A. Vilanova, y F. A. Gerritsen, «Automatic detection of pulmonary embolism in CTA images», Med. Imaging IEEE Trans. On, vol. 28, n.o 8, pp. 1223–1230, 2009.

History.com. Staff (2009). German scientist discovers X-rays. Estados Unidos: A+E Networks. Recuperado de <http://www.history.com/this-day-in-history/german-scientist-discovers-x-rays>

IEEE (2013). IEEE Xplore Abstract - Identifying and measuring quality in a software requirements specification. IEEE Xplore digital library [versión electrónica]. http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=263792&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D263792 .

IMAIOS. (2016). Pulmones- ilustraciones. Recuperado de <https://www.imaios.com/es>

Itil Foundation (2016). Validación y pruebas [en línea], disponible en: http://itilv3.osiatis.es/transicion_servicios_TI/validacion_pruebas/validacion_planificacion_verificacion_tests.php recuperado: 4 de Septiembre de 2016.

ITK AdaptiveHistogramEqualizationImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1AdaptiveHistogramEqualizationImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK BinaryThinningImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1BinaryThinningImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK BinaryThresholdImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1BinaryThresholdImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK CannyEdgeDetectionImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1CannyEdgeDetectionImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK DiscreteGaussianImageFilter. [En línea], disponible en: https://translate.google.com.co/translate?hl=es-419&sl=en&u=https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1DiscreteGaussianImageFilter.html&prev=search, recuperado: 17 de octubre de 2016.

ITK GrayscaleDilateImageFilters. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GrayscaleDilateImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK GrayscaleErodeImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1GrayscaleErodeImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK HoughTransform2DCirclesImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1HoughTransform2DCirclesImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK HoughTransform2DLinesImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1HoughTransform2DLinesImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK ImagePCAShapeModelEstimator. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1ImagePCAShapeModelEstimator.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK InvertIntensityImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1InvertIntensityImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK LogImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1LogImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK MedianImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1MedianImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK RecursiveMultiResolutionPyramidImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1RecursiveMultiResolutionPyramidImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK Segmentation & Registration toolkit (2016) [en línea], Recuperado de: <http://www.itk.org/>. Accedido: 3 de Septiembre de 2016.

ITK SmoothingRecursiveGaussianImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1SmoothingRecursiveGaussianImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK SubtractImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1SubtractImageFilter.html recuperado: 16 de octubre de 2016.

ITK ThresholdImageFilter. [En línea], disponible en: https://itk.org/Doxygen/html/classitk_1_1ThresholdImageFilter.html, recuperado: 16 de octubre de 2016.

Itti L., Koch C.(2000). A saliency-based search mechanism for overt and covert shifts of visual attention

Itti L., Koch C., Niebur E. (1998). A model of saliency-based visual attention for rapid scene analysis.

Johns Hopkins Medicine (2013) Lung disorders and diseases. Health library [versión electrónica]. Estados Unidos: The Johns Hopkins University, The Johns Hopkins Hospital, and Johns Hopkins Health System, http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/conditions/adult/respiratory_disorders/lung_disorders_and_diseases_85,p01307/

Larman (2002), UML y patrones: una introducción al análisis y diseño orientado a objetos y al proceso unificado. Madrid: Prentice Hall, recuperado: 3 de Septiembre de 2016.

León, J. (2015) Sistema de ayuda para identificación y estimación de volumetría de nódulos pulmonares (tesis de pregrado). Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia.

M. N. Gurcan, B. Sahiner, N. Petrick, H. -P. Chan, E. A. Kazerooni, P. N. Cascade, y L. Hadjiiski, *Lung nodule detection on thoracic computed tomography images: preliminary evaluation of a computer-aided diagnosis system*, Med. Phys., vol.29, p. 2552, 2002.

M. Gabrielli N., S. Muñoz G., S. Passalacqua H., G. Martinez R., K. Plasencio S., P. Troncoso G., R. Carrasco A., y R. Oettinger W. (2007). Nódulo pulmonar solitario: Desafío diagnóstico y terapéutico. Cuaderno de cirugía (Valdivia) [versión electrónica]. Chile: Instituto de Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad Austral de Chile, http://mingaonline.uach.cl/scielo.php?pid=S0718-28642007000100010&script=sci_arttext

Martínez, M. (2014). Nota preliminar sobre la hispatología de las manifestaciones cutáneas de la “forma de lucio”, de la lepra. Universidad Nacional de Colombia: revista facultad de medicina, recuperado de: <http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/revfacmed/article/view/30578/30708>

Medina R, Bellera J.(1999) Bases del procesamiento de imágenes médicas. Universidad de los Andes. Mérida, Venezuela.

Ministerio de Salud. (2016). Enfermedades respiratorias. Recuperado de <http://www.msal.gov.ar/ent/index.php/informacion-para-ciudadanos/enfermedades-respiratorias>

Organización Mundial de la Salud. (2004). Enfermedades respiratorias crónicas. Recuperado de http://www.who.int/respiratory/about_topic/es/

Palacio, L., Vásquez, I. (2003). El ser humano como una totalidad. Revista Científica Salud Uninorte [versión electrónica]. Colombia: Universidad del Norte, <http://rcientificas.uninorte.edu.co/index.php/salud/article/view/4163/2562>

P.-E. Danielsson, «Euclidean distance mapping», Comput. Graph. Image Process. Vol. 14, n.o 3, pp. 227–248, 1980.

P. Kuchana (2004). Software Architecture Design Patterns in Java. Taylor & Francis, 2004.

Pressman, R. (2010). Ingeniería de software: Un enfoque práctico. Madrid, España: MCGRAW-HILL.

Pruebasdesoftware (2005). La prueba de aceptación [en línea]. Disponible en: <http://pruebasdesoftware.com/pruebadeaceptacion.htm>. Recuperado: 4 de Septiembre de 2016.

Public Lung Image Database. [En línea]. Disponible en: <http://www.via.cornell.edu/databases/lungdb.html> recuperado 15 de Octubre de 2016

QT- Developer Resources (2016), documentation, guides, forums [en línea]. Disponible en: <https://www.qt.io/developers/>, recuperado: 3 de Septiembre de 2016.

Restrepo, A. (1998). Procesamiento de imágenes médicas. Revista Universidad EAFIT [versión electrónica]. Medellín, Colombia: Universidad EAFIT, <http://publicaciones.eafit.edu.co/index.php/revista-universidad-eafit/article/view/1118/1009>

Ruiz, f. (2011). Refinamiento de software. [versión electrónica]. <http://es.calameo.com/read/000829674900c62690ce8>

S. C., Jorge Juan, *Desarrollo de un sistema de diagnostico asistido por computador para detección de nódulos pulmonares en tomografía computarizada multicorte*. Universidad Santiago de Compostela.

Shih F. (2010) Image Processing and Pattern Recognition. IEEE. USA

S. W. Ambler and M. Lines, *Disciplined Agile Delivery: A Practitioner's Guide to Agile Software Delivery in the Enterprise*. IBM Press, 2012.

Scott W. Ambler (2012) *The Agile Unified Process (AUP)*. Scott Ambler+Associates [versión electrónica]. Estados Unidos: Scott Ambler+Associates, <http://www.ambysoft.com/unifiedprocess/agileUP.html>

Sommariva, A. (2014). Pruebas Unitarias: Parte 1: Introducción y utilización de objetos simulados (Mock) [En línea], disponible en: <http://www.microgestion.com/index.php/mg-developers/articulos/74-unit-test-part1-mock>, recuperado: 4 de Septiembre de 2016.

Sommerville, I. (2005). *Ingeniería de software*. Madrid, España: Pearson Educación S.A.

Suetens P. (2009) *Fundamentals of Medical Imaging*. University of Cambridge. Cambridge, UK

Toshiba.(2016). Aquilion one. Recuperado de <https://medical.toshiba.com/resources/img/products/computed-tomography/aquilion-one/ct-aq-one-landing-hero-shot-02.png>

U.S Food and Drug Administration (2016). *Computed Tomography*. Recuperado de <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm115317.htm>.

VTK (2016), *The Visualization Toolkit* [en línea] disponible en: <http://www.vtk.org/>, recuperado: 3 de Septiembre de 2016.

Y. Sato, S. Nakajima, H. Atsumi, T. Koller, G. Gerig, S. Yoshida, y R. Kikinis, «3D multiscale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images», en *CVRMed-MRCAS'97*, 1997, pp. 213–222.

IV – ANEXOS

- [Caracterización de necesidades](#)
- [Procesamiento de Imágenes](#)
- [Obtención de requerimientos](#)
- [SRS: Especificación de Requerimientos de Software](#)
- [SDD: Documento de diseño de Software](#)
- [Manual de Usuario](#)
- Manual de Instalación
- [Pruebas unitarias y de validación](#)
- [Código fuente](#)