

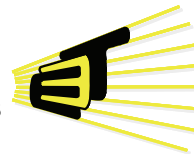
Herramienta de procesamiento de imágenes médicas de tomografía cerebral para localización y análisis de tejido afectado por ataque cerebro vascular que permita su cuantificación en 3D

Por:
Johnny Alexander García Pedraza
Gabriel Alberto Chang Vera

Universidad
Industrial de
Santander



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA
Y DE TELECOMUNICACIONES**



Bucaramanga, Septiembre de 2009

**HERRAMIENTA DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES MÉDICAS DE TOMOGRAFÍA
CEREBRAL PARA LOCALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE TEJIDO AFECTADO POR ATAQUE
CEREBRO VASCULAR QUE PERMITA SU CUANTIFICACIÓN EN 3D**

**JOHNNY ALEXANDER GARCÍA PEDRAZA
GABRIEL ALBERTO CHANG VERA**

Trabajo de Investigación presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero
Electrónico

Director

JAIME BARRERO PEREZ, M.Sc.

Profesor Titular

Co-Director

CARLOS ANDRES NIÑO, M.Sc (c).

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERIAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
DE TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA**

009

ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE TELECOMUNICACIONES (E³T)
Ciudad Universitaria, Carrera 27 – Calle 9, Edificio Ingeniería Eléctrica, IE-101
PBX: (7) 6344000 Ext. 2360 FAX: 6359622 A.A. 678 Bucaramanga, Colombia
Correo-e: e3t@uis.edu.co URL: <http://www.e3t.uis.edu.co/>



Dedicatoria:

A Dios, pues me ha permitido este importante logro, es quien me guía y siempre me sorprende con cosas aun mayores de las esperadas.

A mis padres y mi hermano, por todo su esfuerzo, apoyo y colaboración entregada en el transcurso de la carrera.

A mi familia y amigos, por su apoyo, comprensión. Por colaborar de alguna u otra forma en este logro

Johnny Alexander García Pedraza

Dedicatoria:

A Dios, que me ha permitido estar hoy en este entorno académico y tener salud para superarme.

A mi padre y a mi madre especialmente por sus esfuerzos al máximo para que todos sus hijos seamos personas de bien, estudiemos carreras profesionales y aportemos nuestros servicios a la sociedad.

A mi familia y amigos, por su apoyo, comprensión. Por colaborar de alguna u otra forma en este logro

Gabriel Alberto Chang Vera

Agradecimientos:

Especial agradecimiento a la Universidad Industrial de Santander, a los grupos de investigación CEMOS y ELECTROCARDIOGRAFIA, a nuestro Director M.Sc. Jaime Barrero por su tiempo, sus asesorías, indicaciones y por facilitarnos los medios, a nuestro Co-director M.Sc.(c) Carlos Niño por sus grandes ideas y asesoría, a todos aquellos que de una u otra forma brindaron su apoyo o colaboración para la culminación satisfactoria de este proyecto.

¡Muchas gracias!

Los autores.

RESUMEN DEL TRABAJO

Título: Herramienta de procesamiento de imágenes médicas de tomografía cerebral para la localización y análisis de tejido afectado por ataque cerebro-vascular que permita su Cuantificación en 3D¹

Autores: Johnny Alexander García Pedraza², Gabriel Alberto Chang Vera³

Palabras Clave: Ataque cerebro-vascular, Imágenes médicas, Segmentación de Imágenes, Tomografía Computarizada, Visualización tridimensional.

En este trabajo se presenta el desarrollo de una herramienta de procesamiento que permite la segmentación de tejido afectado, basado en el método de crecimiento de regiones, cuantificación de área, volumen y generación de superficies tridimensionales. La segmentación se aplica directamente sobre cada imagen digital bidimensional y su objetivo es construir la anomalía para ser observada en forma tridimensional a partir de los cortes que pueden ser axiales, sagitales, coronales. El algoritmo es simple y flexible, se trata de un proceso semiautomático, pues comienza con una selección de un punto inicial o semilla y uno o más puntos de frontera por parte del usuario, a partir de la información obtenida de estos, se inicia el proceso automático de crecimiento de la región o las regiones de interés y una posterior generación de la superficie correspondiente cuando el usuario así lo requiera. También se entrega la opción de visualizar solo el contorno superficial de la cabeza sin necesidad de una segmentación previa, con el fin de obtener una idea preliminar de la ubicación del estudio.

Los resultados obtenidos son satisfactorios, aún ante la presencia de ruido y variaciones de intensidad en la imagen, además se controla la posibilidad de desbordes por conexiones delgadas hacia otras regiones vecinas, pudiéndose repetir cada segmentación hasta que el resultado sea enteramente satisfactorio para el usuario. Igualmente se implementan ajustes manuales tanto en la visualización tridimensional (nivel de interpolación, total de cortes a visualizar), los mapas para comparar con la región afectada (se puede encontrar en forma manual y automática el mapa que mejor represente la ubicación del corte tomográfico y también la posibilidad de agregar nuevos mapas cerebrales), la cuantificación tanto de área individual como el volumen, que permite al usuario tener entero control sobre los resultados, lo cual hace más confiables los mismos.

¹ Proyecto de investigación realizado para optar al título de Ingeniero Electrónico

² y ³ Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones, Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga, Colombia, Director: M.Sc. Jaime Barrero, Codirector: M.Sc.(c) Carlos Andrés Niño.

ABSTRACT

Title: Medical image processing tool of cerebral tomography for location and analysis of strained tissue by cerebro-vascular attacks for quantification in 3D⁴

Authors: Johnny Alexander Garcia Pedraza⁵, Gabriel Alberto Chang Vera⁶

Keywords: Cerebro-vascular attack, Computed Tomography, Image segmentation, Medical imaging, three-dimensional visualization.

This paper presents a processing tool development that allows the segmentation tissue by cerebro-vascular attacks based on region grows method, area quantification, volume and generation of three-dimensional surfaces. Segmentation is applied directly on each two-dimensional digital image and its goal is to construct the anomaly to be observed in three-dimensional shape from the cuts can be axial, sagittal, coronal. The algorithm is flexible; the process is semiautomatic, because it starts with a seed selection or a starting point and one or more boundary points by the user, then based on information obtained from these, the automatic growth process of the region or regions of interest begins then and a subsequent generation of the corresponding area when the user requires is done. It also has the option of visualization the surface contour of the head without a prior segmentation, in order to obtain a preliminary idea of the study location.

The results are satisfactory, even in the presence of noise and intensity variations in the image, it also controls the possibility of flooding by thin connections to other neighboring regions and each segment can be repeated until the result is entirely satisfactory to the user. Manual settings are also implemented in the three-dimensional visualization (level interpolation, total slices to visualize), maps to compare with the strained tissue region (you can find in manual and automatic map that best represents the location of the tomographic slice also the possibility to add new maps brain), the quantification of both the individual area and the volume, which allows the user to have full control over the results, which makes them more reliable.

⁴ Research project to qualify for an Electronic Engineer

⁵ & ⁶ Physics-Mechanical Engineering Faculty, Electrical, Electronics and Telecommunications Engineerings School, Industrial University of Santander, Bucaramanga, Colombia, Director: M.Sc. Jaime Barrero, Co-director: M.Sc.(c) Carlos Andrés Niño

Contenido

INTRODUCCIÓN..... 1

1. MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL..... 2

1.1. FUNDAMENTOS DEL PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES. 2

 1.1.1. *Procesamiento Digital de Imágenes.* 2

 1.1.2. *Representación de Imágenes Digitales.* 3

 1.1.3. *Muestreo y Cuantización* 4

 1.1.4. *Tipos de Imágenes Digitales.* 5

 1.1.5. *Relaciones entre pixeles* 5

 1.1.6. *Contraste e Histograma* 6

 1.1.7. *Operaciones aritméticas en imágenes digitales.* 7

 1.1.8. *Transformaciones geométricas* 9

 1.1.9. *Formatos de imágenes medicas DICOM y Analyze*..... 11

1.2. ADQUISICIÓN DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS 13

 1.2.1. *El Tomógrafo* 13

 1.2.2. *Tipos de Tomógrafos* 15

 1.2.3. *Escala de Hounsfield* 18

 1.2.4. *Visualización de la imagen tomográfica (Percepción humana)*..... 19

1.3. ADECUACIÓN DE LAS IMÁGENES TOMOGRÁFICAS 20

 1.3.1. *Procesamiento del histograma*..... 20

1.4. SEGMENTACIÓN 22

 1.4.1. *Clasificación de técnicas básicas de Segmentación*..... 23

 1.4.2. *Técnicas de Segmentación de Imágenes Médicas* 23

 1.4.3. *Técnica de segmentación: Crecimiento de Regiones* 24

 1.4.4. *Algoritmos de segmentación para aplicaciones médicas* 24

1.5. VISUALIZACIÓN 3D..... 25

 1.5.1. *Reducción de puntos de mallado* 26

 1.5.2. *Construcción de la malla*..... 26

 1.5.3. *Suavizado.* 30

1.6. CUANTIFICACIÓN MENTAL POR EL MÉDICO RADÍOLOGO..... 32



2.	IMPLEMENTACIÓN DE LA SOLUCIÓN SOFTWARE	33
2.1.	RECOPIACIÓN DE TC	33
2.2.	PRE-AJUSTE DE TC	35
2.3.	SOLUCIÓN SOFTWARE PROPUESTA	36
2.3.1.	<i>Cargado de Datos.</i>	38
2.3.2.	<i>Segmentación De Región:</i>	41
2.3.3.	<i>Visualización 3D:</i>	42
2.3.4.	<i>Comparación entre Tomografía y Mapa</i>	43
2.3.5.	<i>Cuantificación.</i>	44
2.3.6.	<i>Guardado y Cargado del estudio.</i>	44
2.4.	ALGORITMOS DE LAS FUNCIONES Y SUB-FUNCIONES	45
2.4.1.	<i>Crecimiento de Regiones.</i>	45
2.4.2.	<i>Visualización 3D</i>	48
2.4.3.	<i>Cuantificación</i>	50
2.4.4.	<i>Comparación Mapa-Tomografía.</i>	52
2.5.	IMPLEMENTACIÓN DE LOS ALGORITMOS EN UN ENTORNO GRAFICO	53
2.5.1.	<i>Entorno agradable al usuario:</i>	53
2.5.2.	<i>Menú de opciones:</i>	55
2.5.3.	<i>Ayudas del programa</i>	55
2.5.4.	<i>Posibilidad crear un programa auto-ejecutable portable.</i>	55
2.6.	PRUEBAS REALIZADAS A LA HERRAMIENTA.....	56
2.6.1.	<i>Comprobación de las medidas de área y volumen</i>	56
2.6.2.	<i>Encontrar y comparar TC con el mapa adecuado</i>	57
2.6.3.	<i>Mejorar la calidad en la reconstrucción de la región de interés</i>	57
2.6.4.	<i>Como tener mayor exactitud en los cálculos de volumen</i>	58
2.6.5.	<i>Técnica para colocar los puntos por fuera del contorno</i>	58
2.6.6.	<i>Pruebas de segmentación con más de 2 regiones contiguas</i>	58
2.6.7.	<i>Pruebas de segmentación en diferentes pacientes y tejidos</i>	59
2.7.	LIMITACIONES	64
3	CONCLUSIONES.	65
4	RECOMENDACIONES.....	66
5	REFERENCIAS.....	67
ANEXOS.....	69	
A.1	<i>FORMATOS DE IMÁGENES DIGITALES SOPORTADOS POR MATLAB</i>	69
A.2	<i>SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN PARA TC</i>	69
A.3	<i>CLASES DE IMÁGENES DIGITALES (DATOS DE INTENSIDAD EN MATLAB)</i>	72
A.4	<i>MODIFICACIÓN DEL HISTOGRAMA DE UNA IMAGEN CON MATLAB</i>	73
A.5	<i>PROGRAMA</i>	73

Figuras

FIGURA 1. CLASIFICACIÓN DE LAS IMÁGENES DIGITALES SEGÚN SUS FUENTES (NO USALES A LOS HUMANOS).....	2
FIGURA 2. CONVENCION DE COORDENADAS EN IMÁGENES DIGITALES.	3
FIGURA 3. REPRESENTACIÓN DE LA PROYECCIÓN DE UNA ESCENA EN EL PLANO DE LA IMAGEN.	4
FIGURA 4. DIGITALIZACIÓN DE UNA IMAGEN EN UNA MATRIZ 7x7 CON CUATRO NIVELES DE GRIS.	4
FIGURA 5. TIPOS DE IMÁGENES DIGITALES.....	5
FIGURA 6. VECINDAD $N_4(P)$	5
FIGURA 7. VECINDAD $N_D(P)$	6
FIGURA 8. FUNCIÓN DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD Y DISTRIBUCIÓN ACUMULADA	7
FIGURA 9. FUNCIÓN DENSIDAD DE PROBABILIDAD DISCRETA (HISTOGRAMA).	7
FIGURA 10. SUMA DE DOS IMÁGENES.....	7
FIGURA 11. RESTA DE DOS IMÁGENES	8
FIGURA 12. MULTIPLICACIÓN DE UNA IMAGEN POR SI MISMA.....	8
FIGURA 13. DIVISIÓN DE UNA IMAGEN POR SU BACKGROUND	8
FIGURA 14. PRINCIPALES TRANSFORMACIONES GEOMÉTRICAS.....	9
FIGURA 15. ROTACIÓN DE UNA IMAGEN DIGITAL EN 45°.....	10
FIGURA 16. COLOCACIÓN DE PUNTOS PARA LA ROTACIÓN	10
FIGURA 17. INTERIOR DE UN TOMÓGRAFO GRANTY.....	14
FIGURA 18. ORDENAMIENTO DE DETECTORES EN UN TOMÓGRAFO	14
FIGURA 19. SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE DATOS DE UN TOMÓGRAFO.....	15
FIGURA 20. TC CONVENCIONAL.....	15
FIGURA 21. TC HELICOIDAL	16
FIGURA 22. VARIACIÓN DEL ESPIRAL AL CAMBIO DEL PITCH.....	17
FIGURA 23. LOS APARATOS TC INCORPORAN COLIMADOR PRE-PACIENTE Y RE-DETECTOR	17
FIGURA 24. TC UTILIZADA PARA PLANIFICAR LA SECUENCIA DE CORTES TOMOGRÁFICOS.	18
FIGURA 25. TOMOGRAFÍA EN TODA SU ESCALA DE GRISES Y LA MISMA TOMOGRAFÍA AJUSTADA EN VENTANA DE CEREBRO.....	19
FIGURA 26. ALGUNAS TRANSFORMACIONES DE INTENSIDAD.....	21
FIGURA 27. IMAGEN ORIGINAL Y SU NEGATIVO OBTENIDO USANDO LA TRASFORMACIÓN NEGATIVO	21
FIGURA 28. GRÁFICAS DE LA EXPRESIÓN [1.3.4A.] PARA VARIOS VALORES DE Γ CON $C=1$ EN TODOS LOS CASOS.....	22
FIGURA 29. SEGMENTACIÓN DE UNA REGIÓN EN UNA TC	23
FIGURA 30. CLASIFICACIÓN DE TÉCNICAS BÁSICAS DE SEGMENTACIÓN.....	23
FIGURA 31. ALGORITMOS DE SEGMENTACIÓN PARA APLICACIONES MÉDICAS.....	24
FIGURA 32. PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN 3D A PARTIR DE TOMOGRAFÍAS BIDIMENSIONALES	25
FIGURA 33. PROCESO PARA VISUALIZACIÓN TRIDIMENSIONAL.....	25
FIGURA 34. TIPOS DE MALLAS SEGÚN LA FORMA EN QUE SE GENERAN.	27
FIGURA 35. TRIANGULACIONES DE UNA MISMA NUBE DE PUNTOS	28
FIGURA 36. PROPIEDAD 1 (TRIANGULACIÓN DE DELAUNAY).	28
FIGURA 37. PROPIEDAD 2 (TRIANGULACIÓN DE DELAUNAY).	29
FIGURA 38. INTERCAMBIO DE ARISTAS O FLIP (MEJORA ÁNGULOS).....	29
FIGURA 39. TRIANGULACIÓN DE DELAUNAY T DE UN CONJUNTO DE PUNTOS.	30
FIGURA 40. CONJUNTO DE CORTES TRANSVERSALES ARROJADOS POR UN TOMÓGRAFO.....	32
FIGURA 41. ETAPAS NECESARIAS PARA LOGRAR IMPLEMENTACIÓN.....	33
FIGURA 42. PROCEDIMIENTO PARA LA ADQUISIÓN DE LAS TOMOGRAFÍAS	34
FIGURA 43. PREAJUSTE DE TOMOGRAFÍAS	35
FIGURA 44. ALGORITMO GENERAL DE LA HERRAMIENTA DE PROCESAMIENTO IMPLEMENTADA	37
FIGURA 45. PROCESOS QUE CONFORMAN LA HERRAMIENTA IMPLEMENTADA.....	38
FIGURA 46. FUNCIÓN DE CARGADO DE DATOS	38
FIGURA 47. ILUSTRACIÓN GRÁFICA DE UNA HIPERMATRIZ.....	39
FIGURA 48. FUNCIÓN DE SEGMENTACIÓN	41

FIGURA 49. FUNCIÓN DE VISUALIZACIÓN 3D.....	42
FIGURA 50. FUNCIÓN DE COMPARACIÓN MAPA-TOMOGRAFÍA.....	43
FIGURA 51. FUNCIÓN DE CUANTIFICACIÓN.....	44
FIGURA 52. FUNCIÓN DE ALMACENAMIENTO DE ESTUDIO.....	44
FIGURA 53. DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÉTODO DE SEGMENTACIÓN DE CRECIMIENTO DE REGIÓN.....	46
FIGURA 54. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN DE AJUSTE VISUAL.....	47
FIGURA 55. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN PARA VISUALIZACIÓN 3D.....	48
FIGURA 56. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN VISUA3D.....	49
FIGURA 57. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN ISOSURFACE DE MATLAB.....	50
FIGURA 58. DIAGRAMA DEL ALGORITMO DE CUANTIFICACIÓN IMPLEMENTADO.....	51
FIGURA 59. DIAGRAMA DEL ALGORITMO DE LA FUNCIÓN ZOOM.....	52
FIGURA 60. ENTORNO GRÁFICO DE LA HERRAMIENTA SOFTWARE IMPLEMENTADA.....	53
FIGURA 61. COMPARACIÓN MAPA REGIÓN SEGMENTADA (A, B).....	57
FIGURA 62. PROCESO DE UBICACIÓN DE LOS PUNTOS EN SEGMENTACIÓN (A, B, C).....	58
FIGURA 63. SEGMENTAR DOS REGIONES EN UNA MISMA TOMOGRAFÍA (A, B).....	58
FIGURA 64. SEGMENTAR DE CRÁNEO (A, B).....	59
FIGURA 65. SEGMENTAR DE CEREBRO (A, B, C).....	59
FIGURA 66. SEGMENTACIÓN DE UN OJO (A, B).....	59
FIGURA 67. SEGMENTACIÓN DE LA MEDULA (A, B).....	60
FIGURA 68. SEGMENTACIÓN DE UNA REGIÓN DIFUSA (A, B, C).....	60
FIGURA 69. SEGMENTACIÓN EN TC (A) Y BINARIZADA (B).....	60
FIGURA 70. MODIFICACIÓN EN LA VISUALIZACIÓN 3D CAMBIANDO EL LÍMITE DE TC (A, B) Y UBICACIÓN 3D (C).....	61
FIGURA 71. MODIFICANDO EL NIVEL DE INTERPOLACIÓN (A, B) Y SE UBICA LIMITANDO EL RANGO DE CORTES (C).....	61
FIGURA 72. PROCESO DE UBICACIÓN DE (A, B, C).....	61
FIGURA 73. PROCESO DE SEGMENTACIÓN DE TRES CORTES TOMOGRÁFICOS (A- C, D-F, G-I).....	62
FIGURA 74. PROCESO DE SEGMENTACIÓN DE TRES CORTES TOMOGRÁFICOS (A- C, D-F, G-I).....	62
FIGURA 75. VISUALIZACIÓN 3D DE SEIS CORTES SEGMENTADOS (A, B, C).....	63
FIGURA 76. UBICACIÓN DE LA ZONA AFECTADA EN EL CRÁNEO (A, B).....	63
FIGURA 77. CUANTIFICACIÓN TANTO DE LAS ÁREAS SEGMENTADAS COMO DEL VOLUMEN ESTIMADO.....	63
FIGURA 78. CONJUNTO DE CORRECCIONES DEL PARÁMETRO GAMMA EN IMADJUST.....	73

Tablas

TABLA 1. ESCALA DE INTENSIDADES DE HOUNSFIELD EN TC	18
TABLA 2. VENTANAS DE CONTRASTE TC	20
TABLA 3. COMPARACIÓN DE LAS PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LAS MALLAS ESTRUCTURADAS Y NO ESTRUCTURADAS.	27
TABLA 4. RESULTADOS DE LA MEDICIÓN DE DIMENSIONES CON ACROBAT	56
TABLA 5. RESULTADOS DE LA MEDICIÓN DE AÉREAS CON ACROBAT EN TC CONTIGUAS.....	56
TABLA 6. PORCENTAJES DE ERROR EN LA CUANTIFICACIÓN DEL ÁREA.....	57
TABLA 7. FORMATOS DE IMÁGENES DIGITALES SOPORTADOS POR MATLAB.	69
TABLA 8. CLASE DE DATOS EN IMÁGENES DIGITALES.....	72



INTRODUCCIÓN

Desde hace algunos años se ha observado un gran auge en el procesamiento digital de imágenes, en parte por el aumento continuo y sostenido que se ha dado en la capacidad de cómputo que en forma simultánea ha sido apoyado con amplios estudios realizados a nivel teórico. Dichos estudios han proporcionado las herramientas necesarias para alcanzar importantes avances en software. Estos sucesos posibilitan el análisis de imágenes a un nivel nunca antes pensado, facultando por ejemplo la extracción de información de imágenes digitales procedentes de fuentes no usuales para los seres humanos en una manera muy eficiente y además suministrando fundamentación para el análisis de imágenes procedentes de fuentes convencionales que en muchas ocasiones son laboriosos de efectuar para el ojo humano.

A su vez el procesamiento digital de imágenes ha logrado expandirse a un gran número de aplicaciones como la localización de fallas o la detección de patrones, que han permitido que se encuentre gran utilidad en medicina, al punto de hacerse necesaria la introducción de la imagenología o imagen médica, que plantea los lineamientos necesarios para crear imágenes del cuerpo humano o partes del mismo con propósitos clínicos o médicos.

Dentro de las técnicas de imágenes médicas, vale la pena mencionar la resonancia magnética, las imágenes radiológicas, imágenes foto-acústicas, imágenes de ultrasonido, imágenes nucleares, termografía y tomografía computarizada, esta es la técnica que profundiza el presente trabajo de investigación.

La tomografía computarizada ha exhibido progresos como la estandarización de la información suministrada gracias al desarrollo del estándar DICOM, el cual es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, teniendo en cuenta su manejo, almacenamiento, compresión, impresión y transmisión.

Por otra parte, es necesario resaltar la amplia expansión del análisis tridimensional en medicina, debido a que este facilita el diagnóstico de enfermedades, la planeación de cirugías y la enseñanza de anatomía y fisiología. Recientemente, han sido desarrolladas diversas técnicas que permiten producir imágenes tridimensionales a partir de resonancia magnética, escaneo por ultrasonido o tomografía computarizada, que normalmente elaboran salidas estáticas bidimensionales, pero cuando se realiza una serie de exploraciones en combinación con procesamiento por ordenador entregan visualizaciones tridimensionales, que son más fáciles de manipular y proporcionan resultados más precisos que las reconstrucciones mentales realizadas por los especialistas que pueden ser subjetivas.

Este trabajo de investigación, se enfoca en una aplicación específica, el procesamiento de imágenes tomográficas de pacientes con tejido cerebral muerto causado por ataque cerebrovascular, se hace una segmentación o separación del tejido afectado para finalmente realizar una cuantificación en 3D y visualización de las regiones afectadas en el cerebro del paciente, partiendo de una serie de imágenes tomográficas bidimensionales.

1. MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL.

1.1. FUNDAMENTOS DEL PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES.

1.1.1. Procesamiento Digital de Imágenes.

El Procesamiento Digital de Imágenes es un campo del Procesamiento Digital de Señales, que abarca un conjunto de técnicas que se aprovechan en las imágenes digitales.

Dichas técnicas se pueden aplicar en las siguientes áreas de procesamiento digital de imágenes:

- ✓ Clasificación
- ✓ Extracción de características
- ✓ Reconocimiento de Patrones
- ✓ Restauración.

La visión, es el más avanzado de los sentidos, por tanto, no es sorprendente que las imágenes jueguen un papel singular en la percepción humana, aunque esta se limita a un pequeño rango del espectro electromagnético, el cual se denomina espectro visible.

En la actualidad es posible encontrar una gama de máquinas diseñadas para cubrir completamente el espectro electromagnético, la mayoría puede operar sobre imágenes generadas por fuentes que los humanos no acostumbran a asociar con estas. A manera de ejemplo, se pueden mencionar, ultrasonido, microscopia electrónica, e imágenes generadas por computadora. Para mayor detalle, la figura 1 presenta un breve resumen de algunas de las fuentes que los humanos no asocian con imágenes [26].

Las imágenes elaboradas por un tomógrafo computarizado TC, se obtienen a partir de una computadora que realiza algunos cálculos con base a una cantidad de energía (rayos X) detectada en sus sensores después de atravesar un determinado tejido. Se profundizará más adelante al respecto.

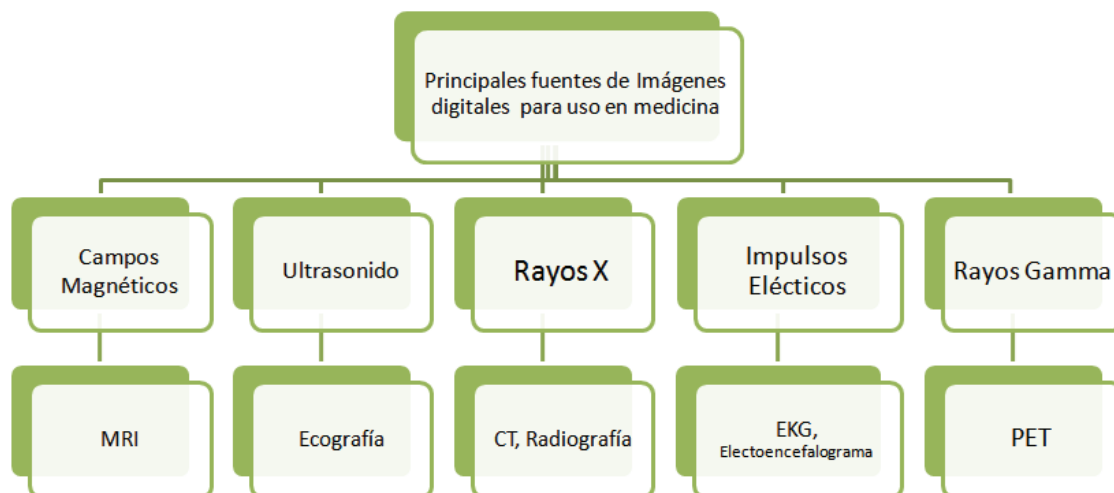


Figura 1. Clasificación de las imágenes digitales según sus fuentes (No usales a los humanos)

Fuente: http://www.lcc.uma.es/~munozp/PresTema1pi_05.ppt

MRI: Imagen de Resonancia Magnética
 TC: Tomografía Computarizada
 EKG: Electrocardiograma
 PET: Tomografía por Emisión de Positrones



1.1.2. Representación de Imágenes Digitales.

Una imagen puede ser definida como una función bidimensional, $f(x,y)$, donde x e y son coordenadas espaciales y la amplitud de f en un par de coordenadas (x,y) es el valor de intensidad de la imagen en ese punto.

El término escala de grises, es usado para referirse a imágenes monocromáticas de intensidad. Las imágenes en color son formadas por una combinación de imágenes individuales bidimensionales.

Una imagen puede ser continua con respecto a su amplitud y a las coordenadas x e y . Digitalizar una imagen, requiere que tanto sus coordenadas como su amplitud sean discretizadas, o definidas en posiciones discretas [6]. Al digitalizar los valores de coordenadas se realiza un proceso de muestreo. Realizar este proceso en la amplitud se llama cuantizar. De esta manera, cuando x , y junto con $f(x,y)$, son finitos, discretos y cuantizados, se puede llamar a la imagen digital.

Una imagen digital usualmente se representa como en la figura 2 en esta se ilustra una representación matricial, la cual es la forma en la que generalmente es interpretada por algunos softwares especializados en el procesamiento digital de imágenes como Matlab.

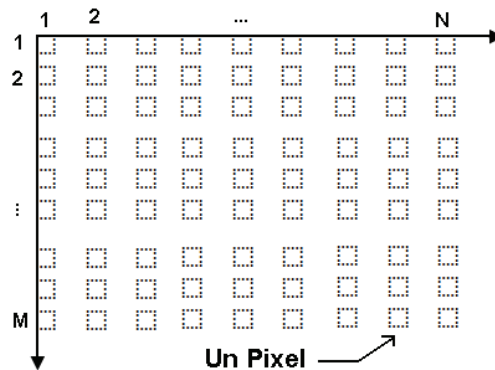


Figura 2. Convención de Coordenadas en Imágenes Digitales.

Fuente: Gonzalez, Woods, Eddins. Digital Image Processing Using Matlab.

Una imagen 2D es el resultado de una proyección de una escena 3D. Un punto de la escena 3D viene representado por su proyección en el plano imagen. Así, el punto $P=(x,y,z)$ se proyecta en el punto $P'=(x',y',z')$ cuyas coordenadas vienen dadas por las expresiones 1.1.1a y 1.1.1b, que se obtienen directamente del teorema de Tales⁷ [26].

$$[1.1.1a.] x' = \frac{x f}{z}, \quad [1.1.1b.] y' = \frac{y f}{z}$$

Como una ayuda visual a lo expresado anteriormente, se muestra la figura 3.

⁷ <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/589798/Thales-of-Miletus>



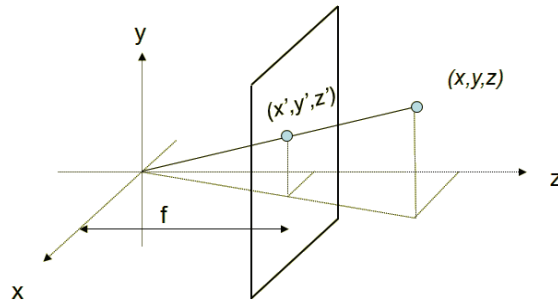


Figura 3. Representación de la proyección de una escena en el plano de la imagen.

Fuente: http://www.lcc.uma.es/~munozp/PresTema1pi_05.ppt

1.1.3. Muestreo y Cuantización

El resultado de muestrear y cuantizar una imagen, es una matriz de números reales [27]. Usualmente, se asume que la imagen muestreada resulta en una matriz de M filas y N columnas, de esta forma se dice que es una imagen de tamaño $M \times N$, y este producto indica el número de elementos de la imagen o píxeles⁸ que la componen [6].

Para expresar muestreo y cuantización de manera formal, se requiere denotar Z como el conjunto de los enteros y R como el conjunto de los reales respectivamente. El proceso de muestreo puede ser visto como partir el plano x - y a manera de una cuadrícula en la que el centro de cada celda corresponde a un par de elementos de la forma cartesiana Z^2 , el cual es el conjunto de todos los pares ordenados (z_i, z_j) , a manera de la figura 2 Por tanto, $f(x, y)$ es una imagen digital si (x, y) son enteros de Z^2 , y si f , asigna un valor de intensidad que pertenece al conjunto de los reales a cada par de coordenadas (x, y) .

El proceso de digitalización, requiere la decisión de estimar los valores para M , N y además el número L de niveles discretos de intensidad, que típicamente son enteros potencia de 2, según la expresión 1.1.2.

$$[1.1.2.] L = 2^k$$

Se asume que los niveles discretos están igualmente espaciados y que son enteros en el intervalo $[0, L-1]$, el cual es informalmente llamado “**rango dinámico**”.

El número b , o bits requeridos para almacenar una imagen digital esta dado por la expresión 1.1.3.

$$[1.1.3.] b = M \times N \times k$$

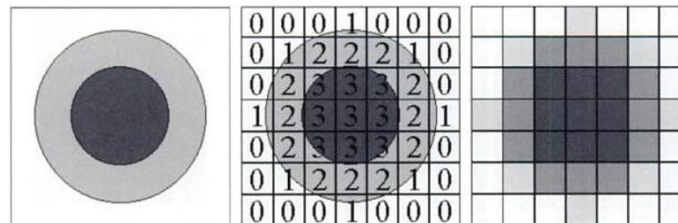


Figura 4. Digitalización de una imagen en una matriz 7x7 con cuatro niveles de gris.

Fuente: Cabrero, Imagen radiológica: Principios físicos e instrumentación.

⁸ Pixel: contracción del inglés picture element.

1.1.4. Tipos de Imágenes Digitales.

Según la forma en que se representa la información contenida en una imagen, se puede clasificar según el tipo visual o colores suministrados, se tienen tres grandes tipos de imágenes digitales, imágenes de intensidad, mencionadas en la sección 1.1.3, las imágenes en color que pueden ser en color real o indexado y las imágenes binarias que solo contiene blanco (1) o negro (0), para observarlo con mayor claridad, se agrea la figura 5.

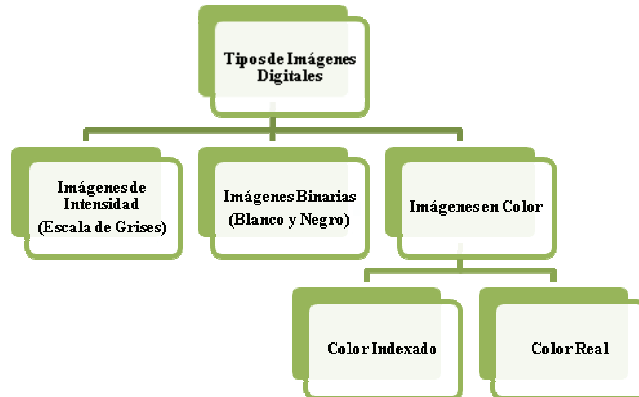


Figura 5. Tipos de imágenes digitales

Fuente: Autores.

1.1.5. Relaciones entre píxeles

Un píxel p con coordenadas (x,y) tiene cuatro vecinos, cuyas coordenadas son: $(x+1,y)$, $(x-1,y)$, $(x,y-1)$, $(x,y+1)$. A este conjunto de píxeles se llama vecindad 4 o 4 vecinos de p y se denota por $N_4(p)$, tal como se puede apreciar en la figura 6, es importante resaltar que para cada uno de estos píxeles hay una distancia de 1 de p y que en los bordes de la imagen algunos de estos píxeles quedarán fuera de la imagen [10].

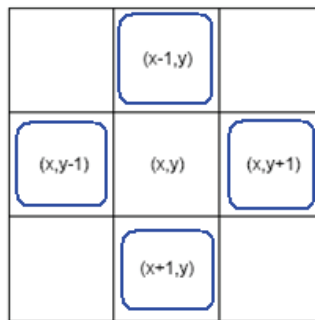


Figura 6. Vecindad $N_4(p)$

Fuente: Esqueda José, Fundamentos de Procesamiento de Imágenes

Además existen 4 vecinos diagonales de p con coordenadas: $(x+1,y+1)$, $(x+1,y-1)$, $(x-1,y-1)$, $(x-1,y+1)$ y se les denota por $N_D(p)$, como se puede observar en la figura 7. $N_4(p)$ y $N_D(p)$ juntos forman la vecindad 8 denotada por $N_8(p)$.



Figura 7. Vecindad $N_0(p)$

Fuente: Esqueda José, Fundamentos de Procesamiento de Imágenes

➤ **Conectividad**

Es un concepto importante utilizado para establecer los límites de objetos en regiones dentro de una imagen. Para determinar si dos píxeles están conectados se determina si son adyacentes en algún sentido ($N_D(p)$, $N_4(p)$ o $N_8(p)$ por ejemplo) y si sus niveles de gris satisfacen un criterio de similitud por ejemplo si son iguales, o si sus tonos de gris se encuentran espaciados en intensidad por una pequeña diferencia llamada umbral. Este concepto es ampliamente utilizado en las técnicas de segmentación basadas en propiedades de región, también llamadas técnicas locales de segmentación [10].

1.1.6. Contraste e Histograma

Con base a los valores de intensidad, se dan las siguientes definiciones:

➤ **Contraste.**

Es una medida global, que permite determinar el rango dinámico [min, máx] de los niveles de gris de una imagen. Se suele expresar el contraste en términos de la expresión 1.1.4.

$$[1.14.] C = \frac{G_{\text{máx}} - G_{\text{mín}}}{G_{\text{máx}}}$$

$G_{\text{máx}}$ indica el nivel máximo de gris, $G_{\text{mín}}$, el nivel mínimo. Idealmente $C \rightarrow 0$.

El contraste puede mejorarse por medio de transformaciones de contraste, que en principio solo mejoran los niveles de gris en una imagen, logrando una apariencia de contraste superior. Estas transformaciones no añaden información pero si pueden suprimir. Por esto es necesario tener en cuenta esto para no confundir los valores numéricos con la mejora visual. Se continuará con este tema más adelante.

➤ **Histograma.**

Es una representación gráfica de la gama de tonos de una imagen, desde las zonas más oscuras a las más claras. La altura de cada barra es proporcional a la frecuencia de los valores representados. En el eje vertical se representan las frecuencias, y en el eje horizontal los valores de las variables.

El histograma de una imagen representa la frecuencia relativa de los niveles de gris de la imagen. Proporciona información espacial y colectiva, por tanto, se puede considerar una forma de análisis global. Pretende aproximar una función de densidad de probabilidad, que se encuentra asociada a una función de probabilidad acumulada. Como se puede apreciar en la figura 8, este es un principio que se aplica a cantidades continuas, pero es posible aplicarlo a funciones discretas (como en el caso de las imágenes digitales).

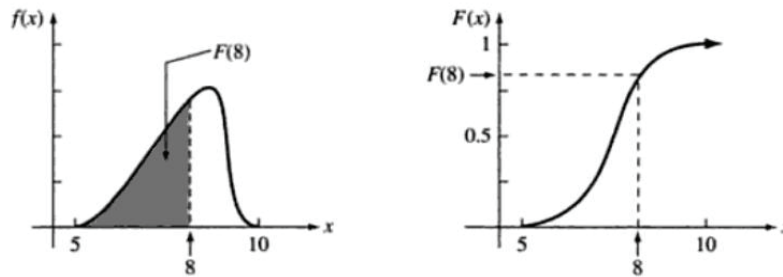


Figura 8. Función de densidad de probabilidad y distribución acumulada

Fuente: Devore, Probabilidad y estadística para Ingeniería y Ciencias. Sexta edición Thomson Paraninfo, S.A.

Para aplicarlo a variables discretas, es necesario realizar un muestreo a un determinado número de niveles de gris (o color), asociados al número de bits de calidad que se proporciona a la imagen, que son una medida del nivel de tonos discretos, que es precisamente el proceso realizado al digitalizar la imagen. A manera de ejemplo, se puede observar la figura 9, la cual permite ver gráficamente la función de densidad de probabilidad asociada a su forma discreta, la cual se llama histograma.



Figura 9. Función densidad de probabilidad discreta (histograma).

Fuente: Walpole, Myers. Probabilidad y estadística para ingenieros, sexta edición Person Education

1.1.7. Operaciones aritméticas en imágenes digitales.

Las operaciones aritméticas más usadas en procesamiento de imágenes son; suma, resta, multiplicación y división. Para que se pueda llevar a cabo una operación aritmética, ambas imágenes deben ser del mismo tamaño. [10]

- **Suma de imágenes:** En la figura 10, se muestra la suma de dos imágenes, la cual se realiza de la forma [1.1.5.] $C(x,y) = A(x,y) + B(x,y)$. También es posible aumentar el brillo a una imagen sumándole un valor constante a cada píxel, esta operación se realiza de la forma [1.1.6.] $B(x,y) = A(x,y) + \alpha$.

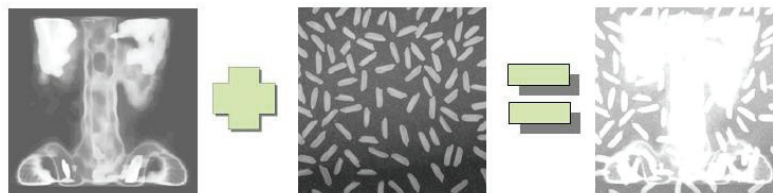


Figura 10. Suma de dos imágenes

Fuente: Autores

- **Resta de imágenes:** consiste en restar de una imagen el valor correspondiente de otra imagen. Esta operación es un paso intermedio en algunos procesamientos más complejos, como la detección de movimiento, etc. La resta, al igual que la **suma de imágenes** requiere que ambas imágenes sean de igual tamaño. En la figura 11, se muestra el efecto de restar una imagen de otra, la operación es de la forma [10]

$$[1.1.7.] C(x,y) = A(x,y) - B(x,y)$$

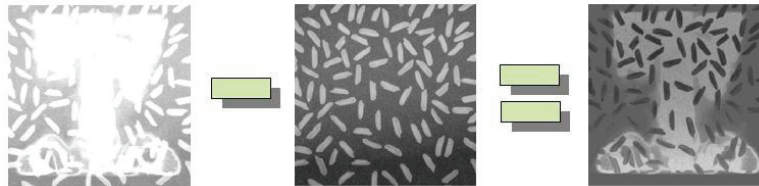


Figura 11. Resta de dos Imágenes

Fuente: Autores

- **Multiplicación de imágenes:** se puede llevar a cabo, entre dos imágenes del mismo tamaño, multiplicando elemento a elemento cada uno de los píxeles de la imagen, de la forma [1.1.8.] $C(x,y) = A(x,y) \cdot B(x,y)$. En la figura 12 se muestra la multiplicación de una imagen por sí misma. Cuando se multiplica cada uno de los píxeles de una imagen por un escalar, se le conoce como escalamiento, el cual se realiza de la siguiente forma [1.1.9.] $B(x,y) = a \cdot A(x,y)$. Cuando el escalar o constante es menor a 1, se oscurece la imagen y si es mayor a uno aumenta el brillo de la imagen.

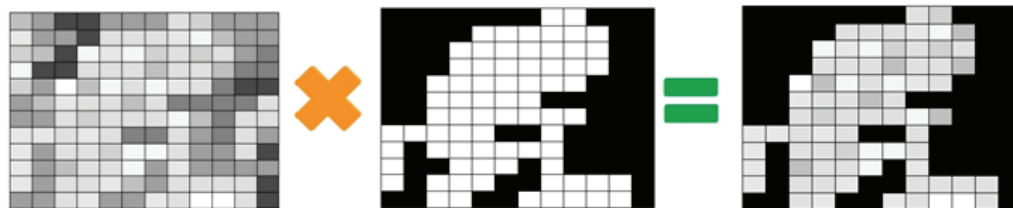


Figura 12. Multiplicación de una imagen por si misma

Fuente: Autores

- **División de imágenes:** consiste en una división de elemento a elemento, como las demás operaciones vistas anteriormente. La división entre imágenes puede utilizarse para detectar cambios en dos imágenes, sin embargo, en lugar de dar el cambio absoluto de cada píxel, la división da el cambio fraccional o razón de cambio entre los valores de dos píxeles correspondientes. A la división de imágenes también se le conoce como racionalización [10]. En la figura 13, se presenta la división entre imágenes, la cual se realiza de la forma

$$[1.1.10.] C(x,y) = A(x,y) \div B(x,y)$$



Figura 13. División de una imagen por su background

Fuente: Esqueda José, Fundamentos de Procesamiento de Imágenes

1.1.8. Transformaciones geométricas

Las transformaciones geométricas modifican las relaciones espaciales entre píxeles; en la figura 14, se presentan algunas.

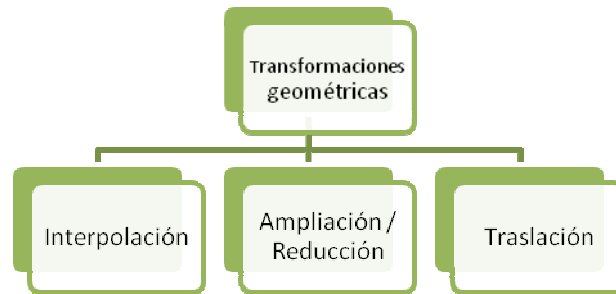


Figura 14. Principales transformaciones geométricas

Fuente: Esqueda José, Fundamentos de Procesamiento de Imágenes

- **La interpolación:** Es el proceso en el cual se estiman los valores de una imagen en una sección específica, cuando por ejemplo, se cambia el tamaño de una imagen y en la nueva imagen existen más píxeles que en la imagen original. De forma general, la interpolación de una imagen se presenta como:

$$[1.1.11.] f(x,y) = \sum g(t,u)h(x - t,y - u)$$

donde: $g(x,y)$ es la imagen original, $f(x,y)$ representa la imagen procesada y $h(x,y)$ es la interpolación (máscara). Los métodos de interpolación más usados son: interpolación por el vecino más próximo, interpolación bilineal e interpolación bicúbica. Dichos métodos se explicarán más adelante de forma breve. Los tres métodos de interpolación funcionan de forma similar, en cada caso para determinar el valor para un píxel interpolado, se encuentra el punto en la imagen original que corresponde a la imagen interpolada. Se asigna el valor del píxel interpolado calculando el promedio ponderado del conjunto de píxeles hallados en la vecindad de dicho punto. Los tres métodos difieren en el conjunto de píxeles que consideran:

- ✓ **Vecino más próximo:** al píxel interpolado se le asigna el valor del píxel que corresponde
- ✓ **Interpolación bilineal:** el valor del píxel interpolado es el promedio ponderado de los píxeles en la vecindad 2x2 más cercana.
- ✓ **Interpolación bicúbica:** el valor del píxel interpolado es el promedio ponderado de los píxeles presentes en la vecindad 4x4 más cercana. Este es el método de interpolación considerado estándar.

Nótese que el número de píxeles considerado aumenta la complejidad del cálculo, es por eso que la interpolación bilineal es más lenta que el método del vecino más próximo y el método bicúbico es más lento que el método bilineal. Además se debe resaltar que si se considera un mayor número de píxeles, se tendrán mejores resultados. El método más utilizado por sencillez y menor costo computacional es el de vecino más próximo. Este método produce resultados aceptables para todos los tipos de imágenes y es el único método apropiado para imágenes indexadas. Sin embargo, para imágenes de intensidad y RGB generalmente se especifica la interpolación bilineal o bicúbica porque estos métodos proporcionan mejores resultados. Para imágenes RGB, la interpolación se ejecuta en los planos de color rojo, verde y azul de forma individual. [10]

- **Ampliación/Reducción de imágenes digitales:**

Es un proceso en el que se modifica las dimensiones de la imagen (cambiar el número de píxeles tanto a lo largo como a lo ancho), o su relación dimensional (relación de aspecto). Para este fin, se requiere emplear un método de interpolación y un filtro para evitar el efecto alias. El efecto

alias se presenta al reducir el tamaño de una imagen. Esto es debido a que se presenta una pérdida de información cuando se reduce el tamaño de una imagen [10]

➤ **Traslación**

Si se requiere trasladar el origen de una imagen se aplican las expresiones:

$$\begin{aligned} [1.1.12.] \quad x_f &= x_i + x_o \\ [1.1.13.] \quad y_f &= y_i + y_o \end{aligned}$$

Expresada en forma matricial:

$$[1.1.14.] \quad \begin{bmatrix} x_f \\ y_f \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & x_o \\ 0 & 1 & y_o \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ 1 \end{bmatrix}$$

➤ **Rotación respecto al origen:**

$$[1.1.15.] \quad \begin{bmatrix} x_f \\ y_f \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\text{sen}\theta & 0 \\ \text{sen}\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ 1 \end{bmatrix}$$

➤ **Rotación respecto a un punto cualquiera:**

$$[1.1.16.] \quad \begin{bmatrix} x_f \\ y_f \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & x_o \\ 0 & 1 & y_o \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & -\text{sen}\theta & 0 \\ \text{sen}\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -x_o \\ 0 & 1 & -y_o \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ 1 \end{bmatrix}$$

La figura 15, enseña un ejemplo de rotación de una imagen digital en 45°, empleando una interpolación bilineal. [10]

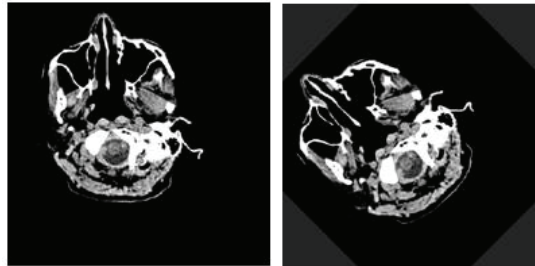


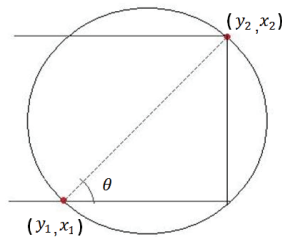
Figura 15. Rotación de una imagen digital en 45°

Fuente: Autores

➤ **Algoritmo para la rotación de la tomografía**

La forma en que se realiza la rotación es la siguiente:

Se requiere el ingreso de dos puntos que representen una línea vertical dentro de la imagen rotada. A continuación, se toma el ángulo de inclinación de dicha recta por medio de la expresión 1.1.17, en la figura 16, se enseña el concepto en forma gráfica.



$$[1.1.17.] \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \right)$$

La imagen en su nueva posición debe rotarse $-\theta$ para que se pueda corregir el ángulo de rotación con que ha sido adquirida.

Figura 16. Colocación de puntos para la rotación

Fuente: Autores.

Este proceso se puede realizar en Matlab con la ayuda de la función **imrotate**.



1.1.9. Formatos de imágenes medicas DICOM y Analyze

El formato de imágenes **DICOM** (Digital Image Communications in Medicine) formato de imágenes digitales para comunicación en medicina, es un estándar global para información y tecnología que es usado en todos los hospitales en lo ancho del mundo. Su estructura actual fue creada en 1.993 y fue diseñada para asegurar la interoperatividad de sistemas usados en producción, almacenamiento, visualización, procesamiento, envío, recuperación e impresión de imágenes médicas y documentos derivados de administración de flujo de trabajo.

Gracias a este estándar, los médicos tienen mejor acceso a imágenes y reportes, indudablemente, esto permite a su vez que ellos realicen diagnósticos más rápidos desde prácticamente cualquier parte del mundo. Los pacientes pueden recibir cuidado pronto y efectivo cuando se usa el estándar DICOM en el envío de su información a cualquier entidad médica, además de que este logra una disminución considerable de los costos debido a que el proceso se hace más eficientemente.

DICOM, es un producto del comité de estandarización de DICOM y muchos grupos de trabajo alrededor del mundo. Día a día, las operaciones son administradas por la Asociación Nacional de Manufactureros Eléctricos NEMA (Por sus siglas en inglés), los cuales mantienen los derechos del estándar. [12]

Un archivo *.dcm, contiene una cabecera que almacena la información del paciente (su nombre, edad, sexo, fecha de realización del examen, tipo de exploración realizada, entre otros.)

Estos datos se pueden obtener en Matlab con la instrucción:

```
info=dicominfo('Im00001.dcm')
```

Esta instrucción responde:

info =

Filename: 'IM00001.dcm'	ScanOptions: 'HELICAL_CT'
FileModDate: '18-Nov-2008 17:25:32'	SliceThickness: 1
FileSize: 526608	KVP: 120
Format: 'DICOM'	DataCollectionDiameter: 240
FormatVersion: 3	DeviceSerialNumber: 'ICA0812135'
Width: 512	SoftwareVersion: 'V3.20ER005'
Height: 512	ProtocolName: 'CEREBRAL RUTINA'
BitDepth: 16	ReconstructionDiameter: 202.5000
ColorType: 'grayscale'	GantryDetectorTilt: 9.5000
FileMetaInformationGroupLength: 198	TableHeight: 1
SourceApplicationEntityTitle: 'Vitrea1'	RotationDirection: 'CW'
ImageType: 'ORIGINALPRIMARYAXIAL'	ExposureTime: 500
StudyDate: '20081118'	XrayTubeCurrent: 300
SeriesDate: '20081118'	Exposure: 150
AcquisitionDate: '20081118'	GeneratorPower: 36
StudyTime: '131716.000'	ConvolutionKernel: 'FC67'
SeriesTime: '132048.812'	PatientPosition: 'HFS'
AcquisitionTime: '132004.600'	CTDIvol: 36.4000
ContentTime: '132005.192'	StudyID: '2927'
AccessionNumber: '2927'	SeriesNumber: 4
Modality: 'CT'	PatientOrientation: 'LIP'
Manufacturer: 'TOSHIBA'	SliceLocation: -282.5000
InstitutionName: 'E.S.E H.U.S BUCARAMANGA'	SamplesPerPixel: 1
StationName: 'ID_STATION'	PhotometricInterpretation: 'MONOCHROME2'
SeriesDescription: 'Head 1.0'	PixelRepresentation: 1
ManufacturerModelName: 'Aquilion'	WindowCenter: 40
PatientID: '27930909'	WindowWidth: 120
PatientBirthDate: ''	RescaleIntercept: 0
PatientSex: 'F'	RescaleSlope: 1
PatientAge: '086Y'	Private_7005_10xx_Creator: 'TOSHIBA_MEC_CT3'

DICOM requiere un preámbulo de 128 bytes (128 bytes por lo general todos se ponen a cero), seguido por las letras "D I C M". Esto es seguido por la información de cabecera, que está



organizado en grupos. La ausencia de esta información en una imagen es una violación del estándar DICOM. En la práctica, la mayoría de los visores del formato DICOM (Ver anexo A.3) no comprueban la presencia de la mayoría de estos elementos, extraen sólo la información del encabezado que describe el tamaño de la imagen.

Después del encabezado, viene la imagen radiológica. Esta consiste de un mapa de densidades obtenidas a través del barrido axial sobre el paciente. La densidad o intensidad de un punto en una tomografía depende del tejido en esta área, de la cantidad de medio de contraste absorbido y la intensidad de los rayos X utilizados durante el estudio. Esta información puede interpretarse como una imagen en escala de grises sobre la escala de densidades (Escala de Hounsfield), de la cual se comentará más adelante.

Otro formato popular para las imágenes tomográficas es **Analyze**. Este almacena el encabezado en un archivo (*.hdr) y la imagen en otro (*.img).

El archivo de encabezado es representado como una estructura C, la cual describe las dimensiones y la historia de cada dato de pixel. La estructura del encabezado consiste de tres sub-estructuras:

header_key	Describe el encabezado
image_dimension	Describe los tamaños de la imagen
data_history	Opcional

El formato del encabezado es flexible y puede ser extendido para nuevos tipos de datos definidos por el usuario. Las estructuras esenciales del encabezado son header_key e image_dimension. [11]

Los elementos requeridos en la estructura **header_key** son:

int sizeof_header	Debe indicar el tamaño en bytes del archivo de encabezado
int extents	Debe ser 16384, el archivo de imagen es creado como contiguo con un tamaño mínimo.
char regular	Debe ser 'r' para indicar que todas las imágenes y volúmenes son del mismo tamaño.

La subestructura image_dimension describe la organización y el tamaño de las imágenes. Estos elementos habilitan la base de datos para referenciar imágenes por volumen y número de corte. Explicación de cada uno de los elementos siguientes:

short int dim[];	Arreglo de las dimensiones de la imagen
dim[0]	Número de dimensiones en base de datos
dim[1]	Dimensión X de la imagen; número de pixeles en fila de la imagen
dim[2]	Dimensión Y de la imagen; número de pixeles fila en corte
dim[3]	Dimensión Z de volumen; número de cortes en un volumen
dim[4]	número de puntos en base de datos
char vox_units[4]	Especifica las unidades espaciales de medida para un voxel
char cal_units[4]	Especifica el nombre de las unidades de calibración
short int datatype	Tipo de datos para este conjunto de imágenes
	0 Tipo de datos desconocido
	1 Binario, (1 bit por voxel)
	2 Caracter sin signo, (8 bit por voxel)
	4 Corto con signo, (16 bits por voxel)
	8 Entero con signo, (32 bits por voxel)
	16 Punto flotante, (32 bits por voxel)
	32 Complejo, (64 bits por voxel; 2 números en coma flotante)



	64 Doble precisión (64 bits por voxel)
short int bitpix;	Número de bits por pixel; 1, 8, 16, 32 ó 64
short int dim_un0;	Sin uso
float pixdim[];	Arreglo paralelo a dim[0], dando una medición real en mm.
pixdim[1];	Ancho de voxel en mm
pixdim[2];	Altura de voxel en mm
pixdim[3];	Espesor de corte en mm
float vox_offset;	Byte no configurado en el archivo *.img en el que el voxel inicia. Este valor puede ser negativo para especificar que el valor absoluto es aplicado para cada imagen en el archivo.
float calibrated Max, Min	Especifica el rango de valores de calibración
int glmax, glmin;	Los valores de pixel máximo y mínimo para toda la base de datos

El archivo de imagen es muy simple, contiene usualmente datos en pixeles sin compresión en uno de los posibles formatos de pixeles. [11]

1 bit	Paquete binario (Cortes deben comenzar en los bytes de los bordes)
8 bits	8 bits por pixel (Char sin signo)
16 bits	16 bits por pixel (Corto sin signo)
32 bits	32 bits por pixel. Enteros con signo o coma flotante
64 bits	64 bits por pixel. Doble precisión, coma flotante o complejo
24 bits	RGB, 8 bits por canal. Rojo, verde y azul.

Una gran diferencia entre estos formatos es que una imagen DICOM puede ser **comprimida** para reducir su tamaño. Archivos *.dcm se pueden comprimir sin pérdida o con pérdida utilizando variantes del formato JPEG, así como una compresión sin pérdida en formato de codificación Run-Length⁹ (que es idéntica a la compresión de bits empaquetados que se encuentra en algunos formatos de imágenes TIFF).

1.2. ADQUISICIÓN DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

1.2.1. El Tomógrafo

Los aparatos de TC modernos [25] están constituidos por dos secciones principales:

➤ **El tomografo Granty¹⁰.**

Es un cubo de 1.8 m de alto, 2 m de ancho y 1 m de profundidad. Tiene un orificio al centro por donde se introduce al paciente recostado en una camilla. Este cubo contiene el tubo de rayos X móvil y un sistema de detección. En la figura 17, se muestra el interior de un granty.

⁹ Es una forma de compresión de datos en la que se ejecutan secuencias en las que el mismo valor de intensidad ocurre en varios elementos de datos consecutivos.

¹⁰ **Gantry:** Pórtico, o cuerpo vertical de la unidad que se encarga de la exploración del paciente



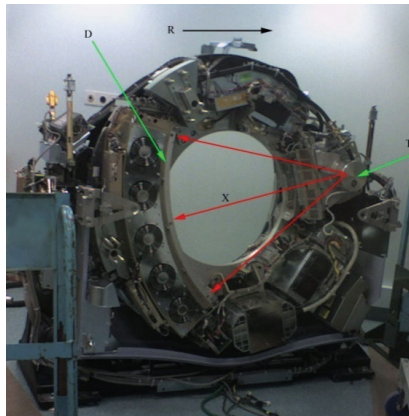


Figura 17. Interior de un tomógrafo Granty.

Fuente: http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/imagen/junho-07_tomografo-aberto.html

- T: Tubo de rayos X
- D: Banco de Detectores
- R: Sentido de Rotación
- X: Proyección de los rayos X del tubo al Banco de Detectores.

Este dispositivo explora al paciente. La figura 17 contiene se enseña el granty, dentro, se encuentra un generador de alta tensión, que suministra la energía necesaria para el tubo de rayos X (T). Al realizarse el reconocimiento del paciente, un haz colimado¹¹ de radiación se emite desde dicho tubo en dirección al paciente atravesándolo, y estos rayos son recibidos por el banco de detectores (D) del cual se da un mayor detalle en la figura 18, este contiene una serie de transductores que convierten los fotones que obtiene en señales eléctricas que son transmitidas al sistema de procesamiento de datos. [3]

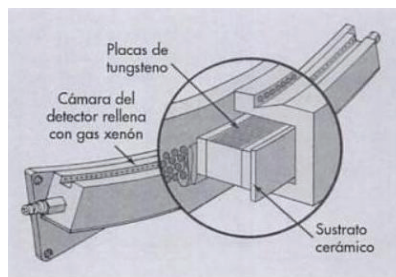


Figura 18. Ordenamiento de Detectores en un Tomógrafo

Fuente: Bushong. Manual de radiología para técnicos

➤ Sistema de Procesamiento de Datos

Está constituido por un pre-amplificador de la señal eléctrica, un convertidor analógico-digital (ADC) que se encarga de transformar dicha señal en datos comprensibles a un procesador de señal digital (DSP). En este punto se inicia la reconstrucción de las imágenes por medio del principio de tubería, que cuenta con los siguientes pasos.

- ✓ **Pre-procesado:** Incluye todas las correcciones llevadas a cabo para preparar las mediciones del rastreo para hacer la reconstrucción. Las rectificaciones, se realizan para reducir al máximo las pequeñas variaciones inherentes a los componentes de la cadena de imagen que se encuentra en el tubo de detectores.

¹¹ **Colimar:** Obtener un haz de rayos paralelos a partir de un foco.

- ✓ **Convolución:** Consiste en el uso de valores negativos para corregir la borrosidad inherente a la retroproyección simple.
- ✓ **Retroproyección:** Implica la reasignación de los datos del rastreo convolucionado con una matriz de imagen 2D que representa la sección del paciente que está siendo explorado. Se realiza perfil a perfil durante todo el proceso de reconstrucción de la imagen. Este proceso, permite asignar una densidad exacta a cada uno de los píxeles, que son entonces representados con una gama de grises. La escala de densidades o escala de Hounsfield.
- ✓ **Reconstrucción:** se efectúa en la imagen bidimensional aplicando la transformada de Radon¹². Finalmente se configura la matriz de la imagen cuyo estándar actual es de 512x512 cuadros o 262144 píxeles. En la figura 19, se muestra un sistema de procesamiento de datos para un TC Toshiba Aquilion-LB. [35]



Figura 19. Sistema de procesamiento de Datos de un tomógrafo

Fuente: <http://www.toshiba-medical.eu/en/Our-Product-Range/CT/Systems/Aquilion-LB/>

1.2.2. Tipos de Tomógrafos

➤ Tomógrafo Convencional.

Realiza adquisiciones secuencialmente de una serie de imágenes, separadas por espacios iguales, a través de una región específica [4].

Tras cada corte se realiza una pausa breve para que avance la mesa del paciente hasta la siguiente posición preestablecida. El grosor del corte y el intervalo de solapamiento, se seleccionan al principio del estudio.

La exploración puede durar varios minutos según la región corporal y el tamaño del paciente

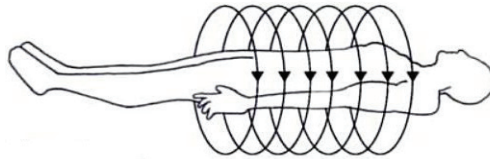


Figura 20. TC convencional

Fuente: Cabrero, Imagen radiológica: Principios físicos e instrumentación.

¹² Para un estudio de la transformada de Radon se remite al lector a [17] págs. 368-374

➤ **Tomografía Helicoidal o Espiral.**

Los datos se adquieren de forma continua mientras avanza la mesa a través del granty. El tubo de rayos X describe una trayectoria helicoidal alrededor del paciente [4]. Si el avance de la mesa se coordina con el tiempo requerido para una rotación de 360°, la adquisición de datos será completa e ininterrumpida

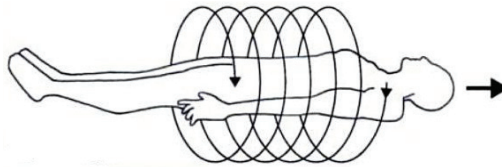


Figura 21. TC Helicoidal

Fuente: Cabrero, Imagen radiológica: Principios físicos e instrumentación.

➤ **Ventajas de la TC Helicoidal o Espiral**

1. Eliminación del tiempo de espera entre corte y corte, propio de la TC convencional:
 - ✓ Dicho tiempo es un inconveniente en zonas donde los movimientos respiratorios pueden producir cambios en la posición de un mismo órgano, por ingreso de diferente cantidad de aire cada vez que se le pide una nueva apnea, perdiéndose zonas de ser visualizadas.
 - ✓ Otra ventaja añadida es en casos especiales (ancianos, niños traumatismos severos), es más fácil un buen examen y reducir la necesidad de sedación o anestesia.
 - ✓ Aprovechamiento de los bolos de contraste, incluso reducir su volumen.
 - ✓ Ventajas en la patología renal, reno-vascular y reno-uretral

2. Capacidad de adquirir un volumen. Se adquiere por los datos de cada secuencia helicoidal. Se guardan como datos crudos, permitiendo post-procesar si fuera necesario.
 - ✓ Se puede reconstruir una imagen en una posición deseada, a diferencia de la convencional, de esta forma pueden ser perdidas si están próximas al margen de un corte o por el efecto de volumen parcial. Se pueden ver mejor los detalles, aún de aquellos más pequeños que el espesor del corte.
 - ✓ Se consigue una excelente continuidad de imágenes en el plano axial y obtener gran cantidad de imágenes en planos intermedios a los originales, esto facilita al haber más cantidad de datos, la reconstrucción MPR¹³ y tridimensional.

➤ **Datos importantes para configuración de TC**

- ✓ **Campo de visión (FOV, Field of view)**
Determina el diámetro del corte y depende de la zona de estudio. Cuanto más amplio sea el FOV más pequeña se verá la imagen en la pantalla, que al ampliarla perderá resolución. [19]

- ✓ **Factor de desplazamiento. (Pitch)**
Describe la relación entre el desplazamiento de la mesa (en mm) por cada rotación del tubo de rayos X y el grosor del corte.
La definición más común del Pitch se basa en la relación entre el espacio de la mesa [mm] por rotación y la colimación seleccionada [mm]. De aquí se tiene que el Pitch es una variable adimensional. [19]

¹³ Abreviatura para multiplanar reformatting o reconstrucción multiplanar

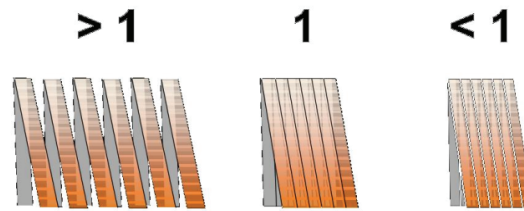


Figura 22. Variación del espiral al cambio del Pitch

Fuente: www.dfmf.uned.es/actividades/no_reglada/imagen_medica/CT_IMD2002.pdf

➤ Colimación de la sección (Resolución en el eje z)

Es el ajuste que permite modificar la resolución a lo largo del cuerpo. Describe el grosor preseleccionado para las secciones que se adquieren a lo largo del eje longitudinal del cuerpo del paciente. El operador puede limitar la corriente de rayos X a modo de abanico desde el tubo de rayos X a través del colimador. Este puede dejar pasar un haz ancho que se recoge detrás de paciente con cámaras detectoras, o también puede hacer más estrecho dicho haz para obtener secciones más finas. Normalmente, un tomógrafo cuenta con un colimador pre-paciente y un colimador pre-detector, como se aprecia en la figura 23.

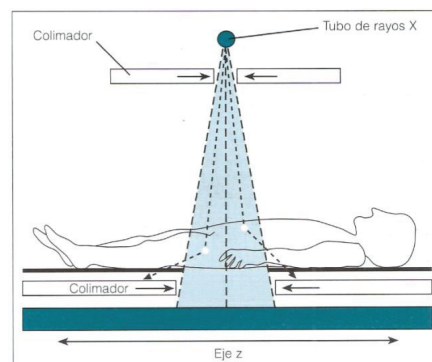


Figura 23. Los aparatos TC incorporan colimador pre-paciente y re-detector

Fuente: Hofer. Manual práctico de TC.

El colimador pre-paciente, determina la dosis al paciente, debido a que limita el área del mismo que intercepta el haz útil.

El colimador pre-detector, restringe el haz de rayos X visto desde el conjunto de detectores. Reduce la radiación dispersa incidente en el conjunto de detectores y cuando esta adecuadamente configurado con el colimador pre-paciente, define el grosor de la sección, que también es conocida como perfil de sensibilidad. Además reduce la radiación dispersa que llega a los detectores y por tanto mejora la calidad de la imagen [3].

Los aparatos más modernos ofrecen a los usuarios la posibilidad de fijar la extensión cráneo-caudal (eje z) en la región deseada sobre una topología de planificación (ver figura 24.) y predefinir el tiempo de rotación, la colimación de la sección (fina o gruesa) y el tiempo deseado de exploración. Los aparatos automáticos, adaptan el Pitch más idóneo que suele estar comprendido entre 0.5 y 2. [19]

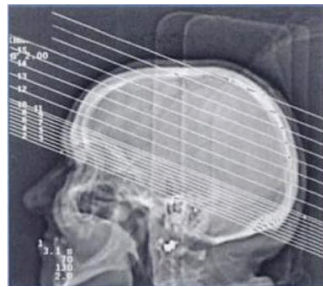


Figura 24. TC utilizada para planificar la secuencia de cortes tomográficos.

Fuente: Cabrero, Imagen Radiológica, Principios Físicos e Instrumentación

1.2.3. Escala de Hounsfield

Los tonos de gris asignados por la computadora, no son asignados de una manera aleatoria. Los valores numéricos de la imagen de TC están relacionados con los coeficientes de atenuación, debido a que la disminución que sufre el haz de rayos X al atravesar un objeto [34], depende de los coeficientes de atenuación lineales locales del objeto. La expresión 1.2.1. relaciona los números TC (Escala de grises) con los coeficientes de atenuación.

$$[1.2.1.] TC = \frac{(\mu_{material} - \mu_{agua})}{K} E$$

Donde E representa la energía efectiva del haz de rayos X, $\mu_{material}$ y μ_{agua} son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo. Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield, que se resume en la tabla 1.

Tabla 1. Escala de Intensidades de Hounsfield en TC

Escala Hounsfield	
Material o sustancia	Número TC
Hueso compacto	1000
	800
	600
	400
	200
Sangre coagulada	56-76
Sustancia cerebral gris	36-46
Sustancia cerebral blanca	22-32
Sangre	12
Agua	0
Grasa	-100
	-200
	-400
	-600
	-800
Aire	-1000

Fuente: <http://www.bioingenieros.com/biomaquinas/tomografia/index.htm>

1.2.4. Visualización de la imagen tomográfica (Percepción humana)

La vista humana aunque puede distinguir miles de colores, solo es capaz de distinguir unas pocas decenas de tonos de grises (inferior a 64 tonos de grises que es uno de los estándares usados). Sin embargo un dispositivo TC, genera imágenes con un rango de tonos de grises que va desde alrededor de -32.000, hasta un poco mas de 32.000. En tomografía las imágenes procesadas se muestran en una escala de grises, llamada Escala de Hounsfield¹⁴, en honor al inventor del TC.

Esta es en realidad toda una colección de tonos que el ojo no puede captar, esto provoca un conflicto entre lo que el TC captura y puede mostrar en pantalla, y lo que nuestro ojo-cerebro puede ver y comprender. Se debe seleccionar, una forma correcta para lograr interpretar correctamente la información suministrada con base a esos 65.000 tonos para que se tengan solo 64 tonos de grises. Este es el principal motivo para pre-procesar las imágenes que genera un TC.

Con esta finalidad, se emplea una función llamada ventana de contraste para la visualización de la imagen en pantalla, esta da la posibilidad de seleccionar un pequeño rango de números TC (Valores de intensidad), para ser representados en toda la escala de grises. Esta función, permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia de números TC, ya que al asignar toda la escala de grises a un estrecho rango de números, se logra un gran contraste entre ellos.

Esta ventaja, puede ser observada claramente en la figura 25, en la que se ve cuando se ajusta el cerebro en su ventana indicada y cuando se muestra todo el rango de grises de TC. Se nota gran detalle en la imagen TC ajustada.

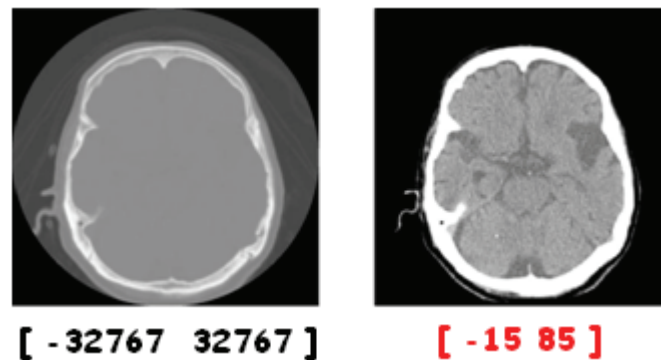


Figura 25. Tomografía en toda su escala de grises y la misma tomografía ajustada en ventana de cerebro.

Fuente: Autores.

➤ Ventanas de Contraste en TC

Los valores de las ventanas de contraste, se encuentran establecidos [19] para la correcta visualización de determinadas zonas del cuerpo, estas se enumeran en la tabla 2

¹⁴<http://www.bioingenieros.com/biomaquinas/tomografia/index.htm>

Tabla 2. Ventanas de contraste TC

Ventanas de Contraste en TC			
	Centro (C)	Ancho (W)	Intervalo
Partes Blandas	50	350	[125, 225]
Pulmón	-200	2000	[-1200, 800]
Cerebro	35	80-100	[-15, 85]
Hueso	300	1500	[-450, 1050]

Fuente: Hofer. Manual Práctico de TC.

❖ **Centro y Anchura de la Ventana:** (También conocido como el brillo y el contraste)

Las personas familiarizadas con imágenes médicas suelen hablar de "centro de ventana" y "anchura de ventana" de una imagen. Esto es simplemente una manera de describir el "brillo" y "contraste" de la imagen. Estos valores son especialmente importantes para escáneres de rayos X, TC y PET¹⁵ que generan intensidades calibradas para que se pueda utilizar un determinado par C:W¹⁶ para cada imagen que se desee visualizar. (Por ejemplo, 400:2000 puede ser bueno para visualizar los huesos).

1.3. ADECUACIÓN DE LAS IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

Tiene propósito específico, no tiene teoría general. Su finalidad es "limpiar" al máximo la imagen con el fin de que su procesamiento se haga con menor requerimiento computacional o complejidad en la programación, suprimiendo información innecesaria contenida en la imagen.

1.3.1. Procesamiento del histograma

Las técnicas de modificación del histograma de una imagen digital son útiles para aumentar el contraste de imágenes con histogramas muy concentrados [17].

Las transformaciones de intensidad, están entre las técnicas de procesamiento de imágenes más simples. Los valores de los píxeles, antes y después del procesamiento se denotan por r y s respectivamente. Estos valores corresponden a la expresión 1.3.1.

$$[1.3.1.] \quad s = T(r)$$

Donde T , es una transformación que mapea¹⁷ un píxel de valor r a un píxel de valor s .

Algunas transformaciones se grafican en la figura 26, la cual se muestra a continuación. [17]

¹⁵ Positron Emission Tomography

¹⁶ Center:Width o centro y ancho de ventana

¹⁷ Es una función tal que para cada elemento de un conjunto hay un elemento único de otro conjunto

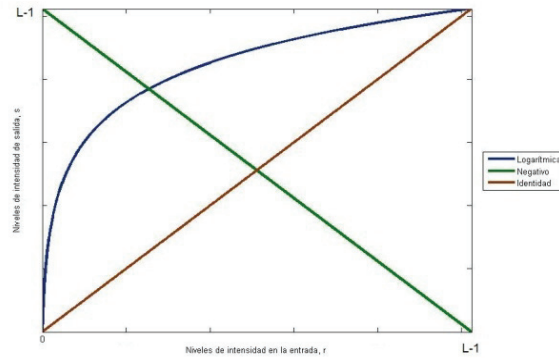


Figura 26. Algunas transformaciones de Intensidad.

Fuente: Gonzalez, Woods. Digital Image processing

➤ **Transformación al negativo de la imagen.**

El negativo de una imagen con niveles de intensidad en el rango $[0, L-1]$, se obtiene usando la transformación negativo, la cual es dada por la expresión 1.3.2.

$$[1.3.2.] \quad s = L - 1 - r$$

Esta transformación reversa los niveles de intensidad en la imagen [18], de forma equivalente al negativo fotográfico. Este tipo de procesamiento es particularmente adecuado para aumentar los detalles de blanco o negro arraigados en regiones oscuras de una imagen, especialmente cuando las áreas negras son dominantes en tamaño. La figura 27, da un ejemplo. La imagen original es una mamografía digital, que muestra una lesión pequeña. Se puede notar que es más fácil de identificar la herida en el negativo en este caso particular.

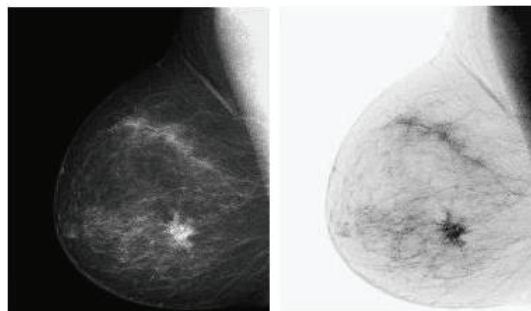


Figura 27. Imagen original y su negativo obtenido usando la transformación negativo

Fuente: Gonzalez, Woods. Digital Image Processing.

➤ **Transformación Logarítmica.**

La forma general de la transformación logarítmica está dada por la expresión 1.3.3.

$$[1.3.3] \quad s = c \log(1 + r)$$

Donde c es una constante y se asume que $r \geq 0$.

Esta transformación, expande los niveles oscuros mientras se comprimen los niveles altos. Por tanto comprime y expande según el caso los niveles de intensidad en una imagen. [17]

➤ Transformación de Potencia o Gamma.

Tiene la forma básica dada por la expresión 1.3.4a. o la expresión alternativa 1.3.4b.: [17]

$$[1.3.4a.] s = cr^\gamma \quad [1.3.4b.] s = (r + \epsilon)^\gamma$$

Donde c y γ son constantes positivas. La expresión 1.3.4b. presenta un pequeño offset que es medible en la salida cuando la entrada es cero. La gráfica de s vs. r para varios valores de gamma es mostrada en la figura 29. Esta transformación es mucho más versátil que la transformación logarítmica, en la expansión o compresión selectiva de niveles de gris en una imagen. [17]

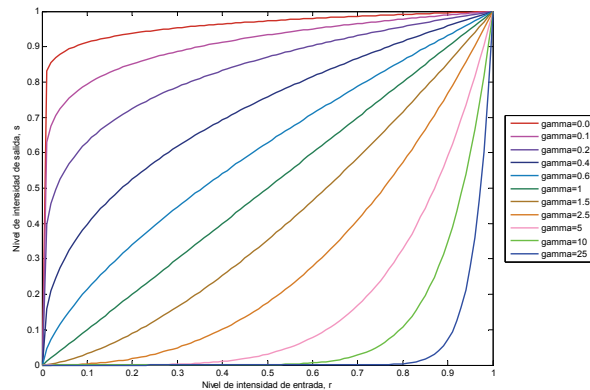


Figura 28. Gráficas de la expresión [1.3.4a.] para varios valores de γ con $c=1$ en todos los casos

Fuente: Gonzales, Wood, Digital Image Processing Using Matlab

Como es de esperarse, en la figura 28, se observa que las curvas generadas con $\gamma > 1$ tienen exactamente el efecto opuesto que las generadas con $\gamma < 1$. Con $\gamma > 1$ se tiene una disminución en el contraste, haciendo que la imagen se haga más oscura. Mientras que con $\gamma < 1$ hay un incremento del contraste, haciendo que la imagen se haga más clara [18].

1.4. SEGMENTACIÓN

Es un gran paso en el procesamiento de imágenes que permite que al ingresar imágenes digitales se obtengan atributos de las imágenes procesadas.

La segmentación consiste en extraer objetos o regiones de interés a partir de las imágenes en tonos de gris o en color [17]. En esta se subdivide una imagen en sus regiones u objetos constituyentes. Es importante considerar que el nivel al cual se lleva a cabo esta división depende del problema que se requiere resolver, además la necesidad que el proceso se detenga cuando el objeto de interés haya sido encontrado. A manera de ejemplo, la figura 29 enseña una TC con un tejido afectado por ACV, a su derecha, se muestra la misma TC en la que la región afectada ha sido separada o segmentada.

La segmentación automática es una tarea compleja en el procesamiento de imágenes, esta puede separar los diferentes tejidos en un estudio tomográfico sin necesidad de que el usuario ajuste ningún parámetro, por otra parte la segmentación es uno de los procesos clave en el procesamiento de imágenes, pues este puede determinar que el análisis computarizado sea satisfactorio o presente fallas, por esta razón es necesario ser muy cuidadoso pues de hacerse en forma incorrecta se tendrán errores considerables en la cuantificación.

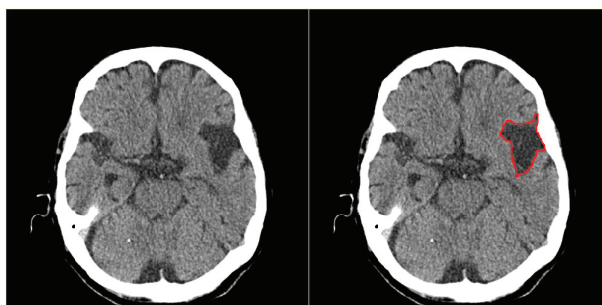


Figura 29. Segmentación de una región en una TC

Fuente: Autores

Básicamente existen dos formas de dividir la imagen en regiones, mediante contornos o mediante regiones uniformes [18]. Ambas son complementarias. En una imagen “ideal” bastaría con una, ya que la otra proporcionaría la misma información. Sin embargo en imágenes “reales”, en las que hay ruido, atributos faltantes, etc., utilizar estas técnicas de manera combinada puede dar gran robustez al sistema dando resultados más precisos. De esta manera se obtiene, a partir de imágenes digitales, objetos que tienen una semántica y significado propio.

1.4.1. Clasificación de técnicas básicas de Segmentación

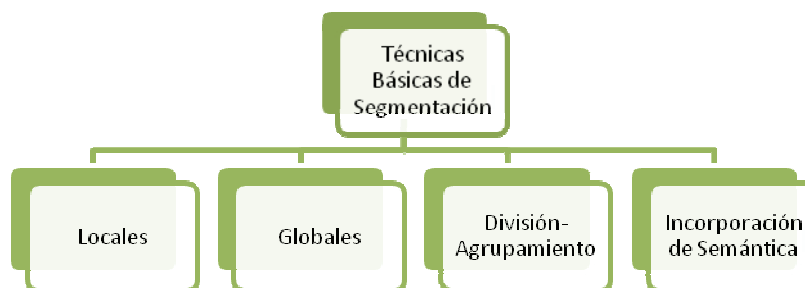


Figura 30. Clasificación de técnicas básicas de Segmentación

Fuente: Autores

- ✓ **Locales:** Se agrupan *pixeles* en base a sus atributos
- ✓ **Globales:** Se divide la imagen en base a propiedades globales
- ✓ **División-Agrupamiento:** Se combinan propiedades locales y globales
- ✓ **Incorporación de Semántica:** Se consideran las posibles interpretaciones para cada región en base a atributos como: dimensión, forma, posición, color, regiones vecinas.

1.4.2. Técnicas de Segmentación de Imágenes Médicas

Para las imágenes médicas, son preferibles las técnicas locales de crecimiento por regiones, usando una semilla inicial. Se deben considerar dos alternativas básicas, la primera consiste en encontrar bordes (contornos) y la segunda es determinar las regiones

Las regiones se determinan con base a criterios de “homogeneidad”, en atributos como intensidad, color, textura, profundidad. Se considera que *pixeles* de un mismo objeto comparten propiedades similares. Se deben considerar las variaciones de intensidad (u otro atributo) por la naturaleza de los objetos y condiciones de iluminación, además de una posible confusión de objetos similares, por características propias de las imágenes como sombras, oclusiones, etc.

1.4.3. Técnica de segmentación: Crecimiento de Regiones

Como su nombre lo indica, región-grow es un procedimiento que agrupa píxeles o subregiones dentro de una gran región, basándose en un criterio de crecimiento. El enfoque básico consiste en iniciar con uno o más *píxeles* “semilla”, que añaden sus píxeles vecinos hasta que se encuentren cambios significativos en el contraste, con respecto a una característica de la imagen. Se requiere la selección de uno o más puntos iniciales o semillas y la determinación de un criterio de similitud u homogeneidad y la regla o criterio de parada [17].

La selección del criterio de homogeneidad en intensidad depende no solo del problema bajo consideración, sino también del tipo de datos de los que dispone la imagen. Cuando las imágenes son monocromáticas, el análisis de región debe tener un conjunto de descriptores basados en niveles de intensidad, tales como momentos o texturas y propiedades espaciales.

Pero los descriptores sin información de conectividad (adyacencia) pueden producir resultados equivocados. Por otra parte, es necesario solucionar otro problema en este método, el cual es el criterio de parada. Básicamente, el crecimiento de una región puede parar cuando no se encuentren más píxeles que cumplan con el criterio de homogeneidad en intensidad para ser incluidos en la región segmentada.

Criterios tales como valores de intensidad, textura, color, son de carácter local y no tienen en cuenta la historia del crecimiento de dicha región.

Por esta razón, se pueden adicionar criterios que incrementen el poder del algoritmo de crecimiento de regiones, utilizando el concepto de tamaño, comparando entre un píxel candidato y el píxel de crecimiento, realizando una comparación entre la intensidad del píxel candidato y el promedio de intensidades de la región de crecimiento, o la forma de la región que crece.

1.4.4. Algoritmos de segmentación para aplicaciones médicas

Los mejores métodos para segmentar imágenes tomográficas, se basan en técnicas locales de crecimiento por regiones y los más importantes son:

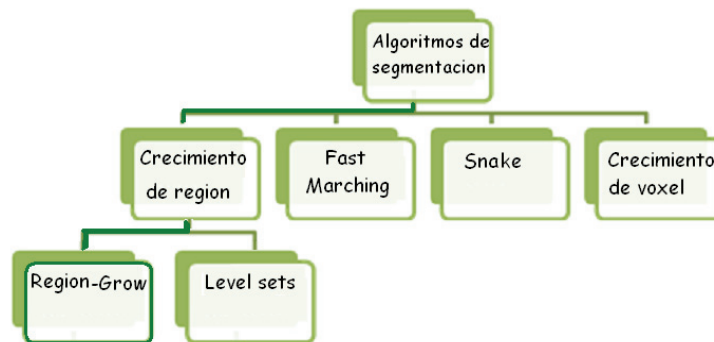


Figura 31. Algoritmos de segmentación para aplicaciones médicas

Fuente: Autores

- **Level sets:** Usa la técnica del camino mínimo (*Algoritmo de Dijkstra*.)
- **Fast Marching:** El algoritmo de Fast Marching elige en cada iteración un punto de prueba con el menor valor de potencial posible en esa iteración

- **Snake (contornos activos):** Se realiza el seguimiento de una zona determinada. A esto se añade la aparición de regiones con las mismas características que la zona a seguir, pero que no se encuentran conectadas inicialmente a ella.
- **Voxel¹⁸ Grow (Crecimiento de voxel):** consiste en buscar las regiones uniformes directamente sobre la imagen basándose en características locales.

1.5. VISUALIZACIÓN 3D

Los gráficos tridimensionales son una herramienta útil en aplicaciones científicas que requieren visualización de datos. La medicina no es la excepción, pues tiene gran aplicabilidad en procedimientos médicos (como la planificación de cirugías), en el diagnóstico o estudio de enfermedades, en estudios de anatomía y en fisiología.

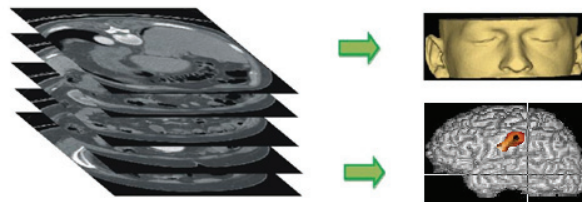


Figura 32. Proceso de reconstrucción 3D a partir de tomografías bidimensionales

Fuente: <http://www.icneuronic.com/Productos/Neuroimagenes.aspx>

La representación tridimensional de los datos, implica la reconstrucción de una superficie aproximada que une los contornos de secciones contiguas. Existen diferencias de forma en las secciones a estudiar debido a la naturaleza discreta de los datos a tratar, pues entre cada par de secciones contiguas se halla una distancia de separación que usualmente es constante, y por tanto implica el desconocimiento de la información intermedia.

El proceso necesario para realizar una representación tridimensional por computador se resume en la figura 33, en esta se puede observar una serie de pasos requeridos como la conformación de una nube de puntos, eliminación de puntos redundantes, enmallado, suavizado y el proceso de visualización bidimensional del respectivo modelo 3D reconstruido.



Figura 33. Proceso para visualización tridimensional.

Fuente: Autores

¹⁸ Voxel: Contracción de «volume element». Es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es el equivalente, en un objeto 3D, del píxel.

Para la generación de un modelo digital de las secciones a estudiar es importante tener en cuenta la adquisición de datos que como se ha mencionado se hizo por medio de un tomógrafo, el cual produce una serie de cortes separados entre ellos por una pequeña distancia, que al fin y al cabo termina conformando una nube de puntos con coordenadas tridimensionales (x, y, z), cuya principal característica es que deben constituir de manera fiel la superficie a representar. Esta nube de puntos con distribución totalmente irregular, conforma los datos de partida, cuyo procesamiento mediante algoritmos de cálculo permitirá la formación del modelo digital de la superficie. De esta forma, la superficie real se puede aproximar a una superficie matemática discreta formada por superficies elementales planas triangulares, y que se definen a partir de los puntos de coordenadas tridimensionales.

1.5.1. Reducción de puntos de mallado

La reconstrucción tridimensional, parte por lo general de un conjunto de puntos demasiado grande, en el cual, una gran proporción de los puntos no ofrecen ninguna información y deben ser eliminados.

Para reducir el número de puntos, se debe implementar un algoritmo de simplificación que elimina puntos repetidos, puntos ruidosos que se encuentran fuera de las dimensiones reales de la pieza.

Por otra parte es necesario además implementar una simplificación de contornos. Este debe trabajar con la información contenida en planos paralelos al XY, sobre los cuales se aplica la simplificación. El algoritmo debe ser bastante versátil con parámetros como la tolerancia y el número de puntos por sección, entre otros.

- ✓ A tratar cada celda por separado pueden crearse vértices y aristas duplicados en los límites comunes
- ✓ Se eliminan empleando una técnica de fusión de puntos coincidentes
- ✓ La interpolación en cada arista debe realizarse en la misma dirección
Si no se cumple, pueden generarse puntos que no coincidan exactamente debido al redondeo numérico, y no serán fusionados correctamente

1.5.2. Construcción de la malla

El siguiente paso de la reconstrucción después de la conformación de la nube de puntos y de una reducción de la misma suprimiendo puntos redundantes o aquellos que no proporcionan información adicional, es la construcción de la malla.

Este término es usualmente empleado en la literatura en inglés como mesh, el cual es una superficie tridimensional conformada por un conjunto de vértices, filos y caras que definen la forma de un objeto en 3D modelado por computador. En la figura 34, se puede observar una clasificación de las mallas según su forma de generación. [32]

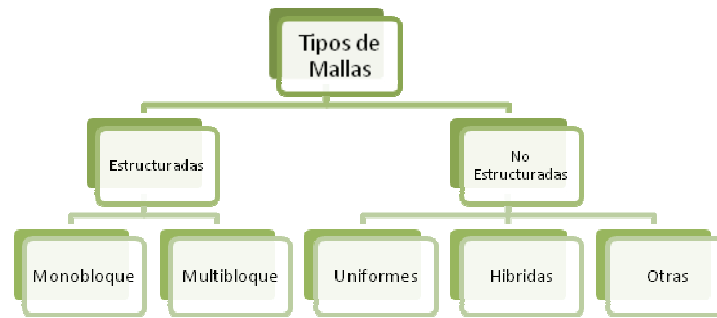


Figura 34. Tipos de mallas según la forma en que se generan.

Fuente: http://webserver.dmt.upm.es/zope/DMT/Members/jmtizon/libre-eleccion/30_Mallas.pdf

De estos tipos de mallas se prefiere las no estructuradas, por su flexibilidad, adaptabilidad y porque permiten la generación automática de mallas lo cual es algo deseado, pues implica que es un método que puede ser aplicado en forma general. La tabla 3 presenta una pequeña comparación de las principales características de las mallas estructuradas y no estructuradas.

Tabla 3. Comparación de las principales características de las mallas estructuradas y no estructuradas.

Tipos de Mallas	
Estructurada	No Estructuradas
Generación Semiautomática	Generación automática
Alineación en contornos	Adaptabilidad
Alta precisión	Precisión intermedia
Requerimientos de memoria no muy altos	Requerimientos de memoria altos
Tiempos de ejecución no muy altos	Tiempos de ejecución altos

Fuente: http://webserver.dmt.upm.es/zope/DMT/Members/jmtizon/libre-eleccion/30_Mallas.pdf

La generación automática de mallas no estructuradas se puede realizar por medio de triangulación de Delaunay, método de frente de avance (AFM) y por algoritmos tipo Steiner (R&R). La técnica más popular y con mayor aceptación es la triangulación de Delaunay, debido a su excelente desempeño. En adelante se profundizará solo en esta.

Con el fin de comprender el procedimiento requerido por esta técnica, se proporciona a continuación unas definiciones fundamentales. [20]

➤ Triangulación de Delaunay.

- ❖ **Definición de triangulación:** Una triangulación es una subdivisión de un área en triángulos. Una triangulación de una nube de puntos del plano es una familia maximal de triángulos de interiores disjuntos cuyos vértices son puntos de la nube y en cuyo interior no hay ningún punto de la nube.

Puede obtenerse una triangulación añadiendo, mientras sea posible, segmentos rectilíneos que unan puntos de la nube que no atraviesen a los segmentos considerados anteriormente.

Sea $P=\{p_1, p_2, \dots, p_n\}$, un conjunto de puntos en el plano.

Se define una subdivisión maximal S , tal que ningún lado conectado a dos vértices pueda ser añadido a S sin perder su estado plano, es decir, ningún lado de S se intercepta con otro lado existente.

Con esto, se define una subdivisión maximal planar cuyo conjunto de vértices es P . Dicha subdivisión está formada por triángulos. Existen muchas posibilidades para triangular una nube de puntos.

Surge entonces una pregunta, ¿cómo triangular ese conjunto de puntos? Existen muchas formas de triangular conjuntos de puntos, la figura 35 permite observarlo, pero, ¿cuál es la triangulación que más se aproxima a una superficie. Al no tener información sobre otros puntos, en principio, cualquier triangulación podría ser igualmente válida, aunque a simple vista unas parecen más naturales que otras. Parece más lógica la triangulación que forme los "triángulos más regulares", que aparentemente proporcionará una imagen más fiel de la superficie real. [20]

- ✓ De esta forma se llegará a la Triangulación de Delaunay que se caracteriza por su gran eficiencia.

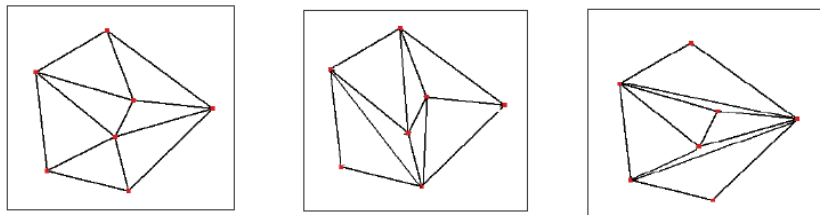


Figura 35. Triangulaciones de una misma nube de puntos

Fuente: http://www.escet.urjc.es/~matemati/tq/delaunay_blancoynegro.pdf

La triangulación de Delaunay, determina una triangulación a partir de una nube de puntos en el plano, en la que los puntos más próximos entre sí están conectados por una arista, o igualmente, sus triángulos resultantes son lo más regular posible. [20]

➤ **Propiedades:**

Sea $P = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$ un conjunto de puntos en el plano, una triangulación de Delaunay cumple con las siguientes propiedades:

- ✓ Dados tres puntos p_i, p_j, p_k , pertenecientes a P , son vértices de la misma cara de la triangulación de Delaunay de P si y solo si, el círculo que pasa por los puntos p_i, p_j, p_k , no contienen puntos de P en su interior

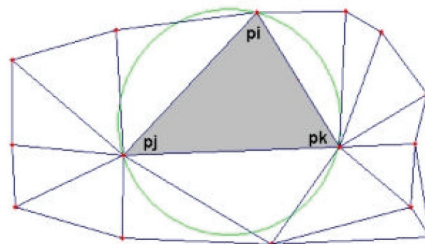


Figura 36. Propiedad 1 (triangulación de Delaunay).

Fuente: www.ieg.csic.es/age/metodos/docs/doc1_8.pdf

- ✓ Dos puntos p_i, p_j , perteneciente a P , forman un lado de la triangulación de Delaunay de P , si y solo si existe un círculo que contiene a p_i, p_j en su circunferencia y no contiene en su interior ningún punto de P . [20]

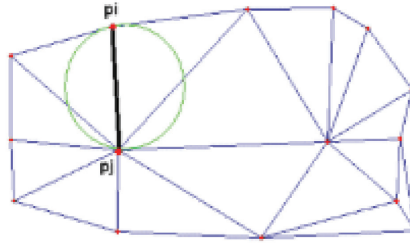


Figura 37. Propiedad 2 (triangulación de Delaunay).

Fuente: www.ieg.csic.es/age/metodos/docs/doc1_8.pdf

Con estas dos propiedades caracterizan la triangulación de Delaunay de la siguiente manera:

Sea $P=\{p_1, p_2, \dots, p_n\}$ un conjunto de puntos en el plano y T una triangulación de P . T es una triangulación de Delaunay de P si y solo si, la circunferencia circunscrita de cualquier triángulo de T no contiene puntos de P .

La triangulación de Delaunay se trata de una estructura computacional, que permite la construcción de una triangulación óptima para la representación de un modelo. Este algoritmo, cumple las condicionantes computacionales y geométricos que permiten afirmar que los triángulos formados son lo más regulares posibles, la longitud de los lados de los triángulos es mínima, y la triangulación formada es única, dando lugar a la red irregular de triángulos que aparentemente ofrece una imagen más fiel del terreno real, y que permite una interpolación coherente entre los valores de altitud de cada uno de los puntos o vértices.

Una arista de un triángulo de una triangulación es incorrecta, si al cambiarla, aumenta el ángulo mínimo de los triángulos adyacentes. A esta arista se la denomina **arista ilegal**. La circunferencia definida por los vértices de un triángulo contiene a otro punto de la triangulación, si y sólo si, el triángulo tiene una arista ilegal o no válida.

Se llama arista no válida o ilegal, a toda arista de una triangulación que pertenece a dos triángulos tales que forman un cuadrilátero convexo y tal que si se intercambia dicha arista por la otra diagonal del cuadrilátero mejora el vector de ángulos. Las aristas no válidas son aquellas para las que es posible hacer un *flip*.

A la operación que consiste en sustituir una diagonal por la otra en un cuadrilátero se le denomina **intercambio de aristas**. Se dice que es un "*flip*" cuando mejora el vector de ángulos. [20]

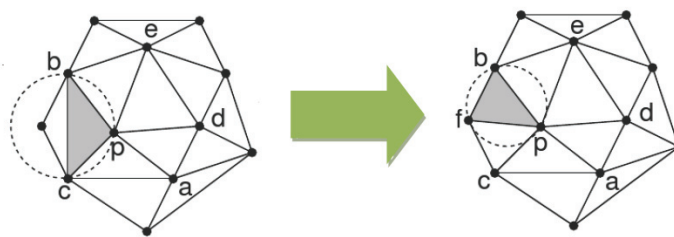


Figura 38. Intercambio de aristas o flip (mejora ángulos)

Fuente: www.tamps.cinvestav.mx/~ertello/gc/sesion23.pdf

Una arista de un triángulo de una triangulación es incorrecta, si al cambiarla, aumenta el ángulo mínimo de los triángulos adyacentes. A esta arista se la denomina arista ilegal. La circunferencia definida por los vértices de un triángulo contiene a otro punto de la triangulación, si y sólo si, el triángulo tiene una arista ilegal o no válida.

Se llama arista no válida o ilegal, a toda arista de una triangulación que pertenece a dos triángulos tales que forman un cuadrilátero convexo y tal que si se intercambia dicha arista por la otra diagonal del cuadrilátero mejora el vector de ángulos. En este caso es necesario aplicar un flip o intercambio de aristas para que los ángulos de los triángulos involucrados sean lo menor posible. [20]

Finalmente, el proceso de triangulación de Delaunay proporcionará una superficie tridimensional como la enseñada en la figura 39.

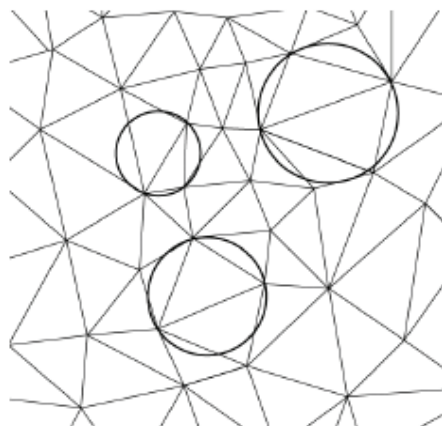


Figura 39. Triangulación de Delaunay T de un conjunto de puntos.

Fuente: https://www.u-cursos.cl/ingenieria/2009/1/CC50D/1/material_alumnos/objeto/31483

1.5.3. Suavizado.

➤ Deformación de Superficies.

Las deformaciones de superficies 3D han sido exploradas en los últimos 20 años, en aplicaciones tales como la animación computarizada, el modelamiento de materiales y el análisis de estructuras anatómicas en imágenes medicas. La primera referencia a este tipo de problemas la constituye el obtener una representación plana de una superficie curva, como por ejemplo una esfera. Este problema fue estudiado por Gauss hacia 1828, quien mostró que, debido a la diferencia entre las curvaturas Gaussianas de la superficie curvada y su representación en el plano, no era posible solucionarlo de manera totalmente exacta. Los estudios en esta área inician hacia 1988 con los modelos deformables, aquellos en los que un contorno bidimensional o una superficie tridimensional se hacen evolucionar hasta que toman la forma de otro contorno o superficie objetivo. Este tipo de modelos fueron introducidos por Kass y extendidos al caso 3D por Terzopoulos. Los campos de acción en los cuales se aplican los modelos deformables cubren desde el reconocimiento de patrones, animación computarizada, simulación de cirugías, y la segmentación de imágenes, entre otras. También se utilizan diferentes representaciones para generar desde líneas 3D deformables hasta volúmenes deformables [30].

Los modelos para deformar superficies reseñados en la literatura más reciente pueden clasificarse en tres tipos primordiales:

Modelos que aplanan una superficie, los cuales buscan obtener una representación en el plano euclidiano de la superficie 3D, insertando si es necesario líneas de corte que mejoren la proyección; modelos que suavizan la geometría de la superficie, con los que se obtiene una representación alisada, que conserva la forma 3D pero elimina los picos y valles demasiados



pronunciados; y métodos de mapeo de superficies, donde se busca proyectar los puntos de la superficie 3D en otra de geometría más simple y con una topología similar (como una esfera).

➤ **Suavizado de superficies.**

Una vez realizada la reconstrucción, se tienen triángulos dentro de la malla dispuestos en forma ortogonales entre sí. En una malla con estas características, es difícil percibir las formas de las diferentes estructuras o tejidos reconstruidos. Una de las alternativas para mejorar la calidad visual es aplicar un suavizado que se encarga de eliminar las irregularidades. [30]

Sin embargo, es muy importante que la malla conserve la **topología** original, ya que si esta es deformada, se perderán detalles que pueden representar información muy valiosa que no puede perderse, teniendo en cuenta que se procesan imágenes médicas.

Existen modelos que suavizan la geometría de la superficie, con los que se obtiene una representación alisada, que conserva la forma 3D pero elimina los picos y valles demasiados pronunciados. El proceso de suavizado puede generar una superficie, algunos puntos se cambian de ubicación (extrapolación), dependiendo de la forma suave a obtener, en general la cantidad de puntos se reduce con lo que se reduce el espacio en disco que ocupa la representación y el tiempo de procesamiento de la misma. Algunas de las aproximaciones más relevantes en este campo se presentan a continuación:

- ✓ **Parametrizaciones:** Un método de suavizado utilizando parametrizaciones relacionadas con multiresolución de mallas, este método fue presentado por Lee. La idea básica es simplificar la malla de triangulación de forma iterativa utilizando mapas conformes, de forma que se establezca una jerarquía, y luego cada punto de la malla inicial se asocia con cada una de las diferentes resoluciones. Es una solución rápida y no restringe la topología de la malla.

Sheffer se concentró en una parametrización que únicamente tiene en cuenta la preservación de los ángulos. Su argumento es que para preservar las características métricas únicamente se necesita que se mantenga el valor de los ángulos en cada iteración de la evolución de la superficie. Planteó un problema de minimización en término de los ángulos con restricciones que se van modificando si se observa que se generan intersecciones en la frontera. También puede aplicarse para generar múltiples resoluciones de la malla inicial.

Un tercer ejemplo de parametrización fue introducido por Khodakovsky. El proceso se basa en dividir la superficie en regiones triangulares y luego, para cada una de éstas, calcular el mapeo en el dominio de parámetros, cuya base es generada con la simplificación de la malla original por eliminación de vértices. El proceso considera la calidad de los triángulos y la distorsión métrica. [30]

- ✓ **Level sets:** Hermosillo presentó una aproximación al problema de suavizado empleando level sets. Se consideran las características que gobiernan el movimiento de la superficie de acuerdo a su curvatura media, en los casos de la preservación del área y la preservación del volumen; las cuales se integran a la formulación de level sets que aproxima estos movimientos. Adicionalmente, se determinan las condiciones que permiten mantener la correspondencia entre los puntos a lo largo de la evolución de la superficie.

La combinación de los modelos de level sets y la técnica de difusión anisotrópica¹⁹ para el suavizado de superficies fue presentada por Tasdizen. Se empleó level sets con flujos de cuarto nivel, uno de los cuales es la difusión anisotrópica, representado con ecuaciones diferenciales parciales. El proceso consiste en resolver la difusión anisotrópica en el mapa

¹⁹ No uniforme en todas las direcciones en que es examinado.

normal de la superficie, y luego la superficie se deforma aplicando level sets hasta que se ajusta a las normales suavizadas. Se aplican conceptos de minimización del mapa normal de energía y reajuste de la superficie. [30]

- ✓ **Estimación de la velocidad:** Pons se enfocó en la preservación del área al suavizar una superficie. Su enfoque se basa en tomar un movimiento normal, dado por el usuario y el cual generalmente se basa en la curvatura media, y construir a partir de él una velocidad tangencial apropiada que preserve el área a medida que evoluciona la superficie. El método puede aplicarse en superficies de triangulación y en level sets, pero únicamente se presentan resultados con la implementación en level sets. [30]
- ✓ **Líneas de cresta:** Stylianou presentó la utilización de líneas de cresta para suavizar una superficie. El objetivo de establecer las líneas de cresta es que permiten particionar la superficie creando un diagrama geodésico de Voronoi, con el cual se puede implementar un algoritmo rápido de alisar superficies, el cual combina el mapeo baricéntrico de Tutte y las coordenadas de valor medio de Floater. Las líneas de cresta se calculan de acuerdo a una aproximación de la curvatura y a una esqueletización. La distorsión métrica introducida por este método parece ser mínima. [30]

1.6. CUANTIFICACIÓN MENTAL POR EL MÉDICO RADIÓLOGO.

El médico genera la representación en forma mental. Se requiere un gran esfuerzo intelectual en el análisis y mucha experiencia por parte del especialista. No es objetivo, sólo existe temporalmente en la mente del médico que la elabora, por tanto puede ser subjetiva.

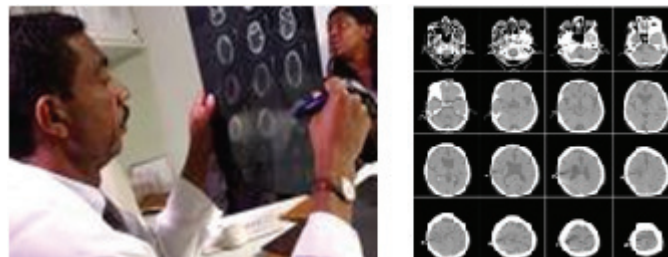


Figura 40. Conjunto de cortes transversales arrojados por un tomógrafo.

Fuente: Autores

Además se requiere de mucha práctica y destrezas para lograr visualizar, determinar o identificar anomalías existentes, teniendo en cuenta que se parte de un conjunto de imágenes de secciones transversales (bidimensionales) en blanco y negro, de un área específica de la cabeza, como las que se observan en la figura 41, lo cual hace que esta tarea sea muy laboriosa.

Sin embargo, la forma tradicional con que se ha estado diagnosticando, en la que se realiza un análisis manual de tomografías, puede ser complementado por una herramienta software que sea capaz de tomar la información contenida en las imágenes tomográficas y con esta representar volúmenes de estructuras anatómicas de forma muy rápida y con mayor precisión y objetividad que el análisis convencional.

2. IMPLEMENTACIÓN DE LA SOLUCIÓN SOFTWARE

Para la elaboración de la solución software, fue necesario realizar una serie de etapas. La revisión bibliográfica que se abordó en el capítulo 1, la recopilación de estudios TC, el pre-ajuste de tomografías y los detalles de algoritmos usados e implementados. Este capítulo se encarga de dar a conocer la información más relevante en el proceso que hizo posible la creación del software.



Figura 41. Etapas necesarias para lograr implementación

Fuente: Autores

2.1. RECOPIACIÓN DE TC

El proceso de recopilación de TC, se realizó según el diagrama de la figura 42. Las personas que ingresaron al servicio de urgencias del Hospital Universitario de Santander (HUS) con síntomas de ataque cerebro-vascular, y posteriormente fueron confirmados con un estudio tomográfico, se incluyeron en una base de datos. Este trabajo fue realizado por estudiantes de medicina UIS, que pertenecen al grupo de investigación EKG adscrito a la escuela de medicina UIS. Después, se procedió a pedir a las enfermeras encargadas del tomógrafo que almacenaran los estudios TC de los pacientes incluidos. Para la extracción de los estudios TC almacenados, se concurrió al centro asistencial en un horario con poca afluencia de pacientes, como por ejemplo al medio día o en horas de la noche.

Debido a que mientras se realizó la recopilación, el HUS adquirió un nuevo tomógrafo, se tuvieron dos tipos de tomografías según el formato, (Se remite al lector a la sección 1.1.9. donde de una manera breve, se explica el estándar DICOM y el formato Analyze) teniéndose tomografías DICOM y Analyze, lo cual genera una primera dificultad.

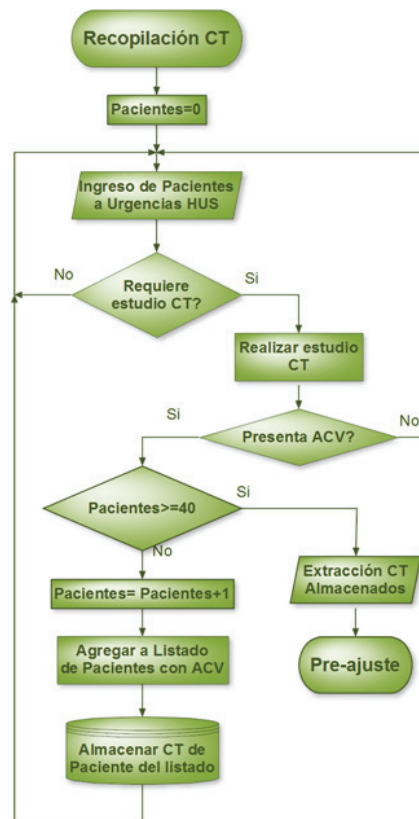


Figura 42. Procedimiento para la adquisición de las tomografías

Fuente: Autores

El formato Analyze, no es soportado por Matlab. Por esta razón, se hace necesario convertir estas imágenes a un formato que sea admitido por dicho software. Una opción, es convertirlas a DICOM (*.dcm), el cual es el estándar actual en imágenes médicas. La otra es llevarlas a cualquiera de los formatos de la tabla A1 (Anexo 1), entre los que se encuentran *.jpg, *.bmp, *.tiff. No es conveniente llevarlo a un formato de color real como el *.jpg, pues este proporcionaría la imagen en una hipermatriz (dos dimensiones en el espacio y una dimensión por cada espacio de color), lo cual es innecesario ya que las imágenes DICOM o Analyze solo contienen información en escala de grises, por tanto se tendría información redundante. Por esta razón, las opciones más convenientes son convertir dichas TC a DICOM o bmp.

Otra consideración, es que el tomógrafo Toshiba convencional, entrega las TC en disquete (floppy disk 3 1/2”), esto hace la labor de extracción repetitiva, pues en este tipo de dispositivo de almacenamiento solo se pueden almacenar dos imágenes TC a la vez, y considerando que dicho tomógrafo genera por defecto un conjunto de 17 cortes TC por paciente, hizo muy largo dicho proceso.

El nuevo tomógrafo, el cual es un Toshiba Aquilion 32L, facilita esta labor, pues permite la extracción de TC en DVD²⁰, el cual cuenta con una capacidad superior de almacenamiento, pero entrega las imágenes TC sin extensión (*.dcm), generándose una labor adicional, Matlab, requiere que los archivos con los que va a trabajar tengan una extensión.

²⁰ Digital Versatil Disk

2.2. PRE-AJUSTE DE TC

Para simplificar la explicación del proceso de pre-ajuste de TC, se anexa la figura 43. El criterio para el pre-ajuste de las TC previamente recopiladas y almacenadas es el siguiente. Como se mencionó anteriormente, se tuvieron dos tipos de tomógrafos a lo largo del estudio, por eso se evaluó el tipo de imagen TC que cada uno de ellos entregaba y lo que era necesario para que estas imágenes pudieran ser utilizadas efectivamente en la herramienta software. Por esta razón, se clasificaron las TC como “TC Analyze” o “TC DICOM”.

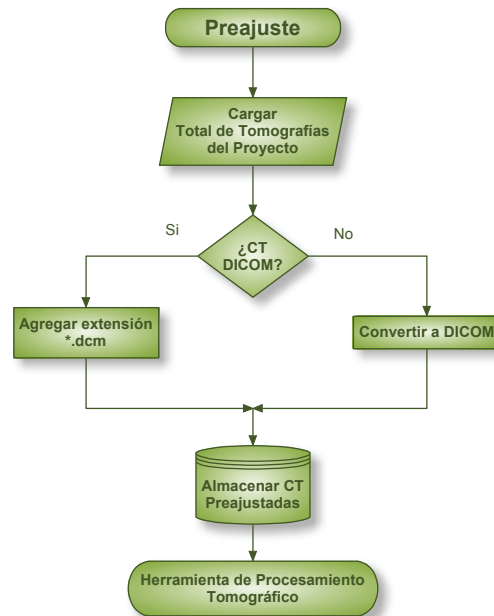


Figura 43. Preajuste de tomografías

Fuente: Autores

Las primeras se convirtieron al formato DICOM. Las tomografías obtenidas no se ajustan al estándar, ya que el rango de grises que se lograron obtener en la transformación no se encuentra entre $[-32.768 \ 32.767]$, sino entre $[0 \ 65.535]$. Esto se podría convertir en una dificultad pues los tonos de grises no se ajustan a la escala de Hounsfield (Ver sección 1.2.4).

La conversión se realizó con Osiris 4.19²¹, el cual puede ser descargado gratuitamente desde internet, permite convertir estudios completos en forma muy simple, es el visor DICOM gratuito más ampliamente difundido y aceptado por radiólogos. Un listado de los principales visores DICOM gratuitos y sus características se encuentra en el anexo A2

Después de observar detalladamente el conjunto de imágenes Analyze con que se contó, se verificó que las imágenes TC generadas por el tomógrafo Toshiba convencional siempre tienen un desplazamiento de 2048 a la derecha en todos sus tonos de grises al convertirlos a DICOM, esto facilitó el procedimiento del software que se encarga del ajuste para este tipo de imágenes TC, ya que solo realiza dicho desplazamiento en los grises de la imagen. La corrección se realizó restando 2048 a cada valor de intensidad en la imagen TC.

Otra consideración necesaria es que la imagen DICOM obtenida por la conversión no cuenta con la información del estudio o el paciente (Ver sección 1.1.9.), lo cual hace que se pierdan algunas

²¹http://www.sim.hcuge.ch/osiris/01_Osiris_Presentation_EN.htm



funciones del software que toman estos datos para suministrarlos al usuario o para simplificar el procesamiento realizado internamente.

Esto es algo que puede afectar el estudio del proyecto de investigación general que busca la correlación entre los datos tomográficos y la señal cardiaca, pues este abarca la recopilación de información del paciente, aunque esta información puede ser incluida a la tomografía convertida con la ayuda de Matlab haciendo que se aproxime al estándar DICOM, no se realizó, ya que para este proyecto no es algo indispensable.

Para las "TC DICOM", se requirió agregarles una extensión (*.dcm), esta tarea se realizó con Rename Master²², software gratuito que simplificó esta tarea.

2.3. SOLUCIÓN SOFTWARE PROPUESTA

Las imágenes TC de prueba fueron recopiladas como material de pruebas por estudiantes de medicina que apoyan el proyecto de maestría "***Sistema de Procesamiento y Análisis de la Señal Cardíaca como Indicador del Balance del Sistema Nervioso Autónomo y su Correlación con Datos Tomográficos en Pacientes con Accidente Cerebro-vascular***" a cargo de M.Sc.(c), ing. Carlos Andrés Niño, este software tiene como finalidad principal apoyar dicho proyecto en la cuantificación y ubicación de la región afectada por ACV en las tomografías.

Este ha sido creado pensando en que sea intuitivo, fácil de configurar, de manera que el usuario no ingrese datos en forma equivocada.

Puede trabajar con imágenes DICOM, las convertidas del formato Analyze con Osiris, y *.jpg, pero con imágenes DICOM originales están habilitadas todas sus funciones, no siendo así con los demás tipos de imágenes debido a que no cuentan con la información del estudio y paciente, mencionada en la sección 1.1.9, que es usada por ejemplo en el ajuste de la tomografía adecuada para segmentación con tomografía.

Un esquema general del software implementado se entrega en la figura 44.

²² <http://www.snapfiles.com/download/dlrenamemaster.html>



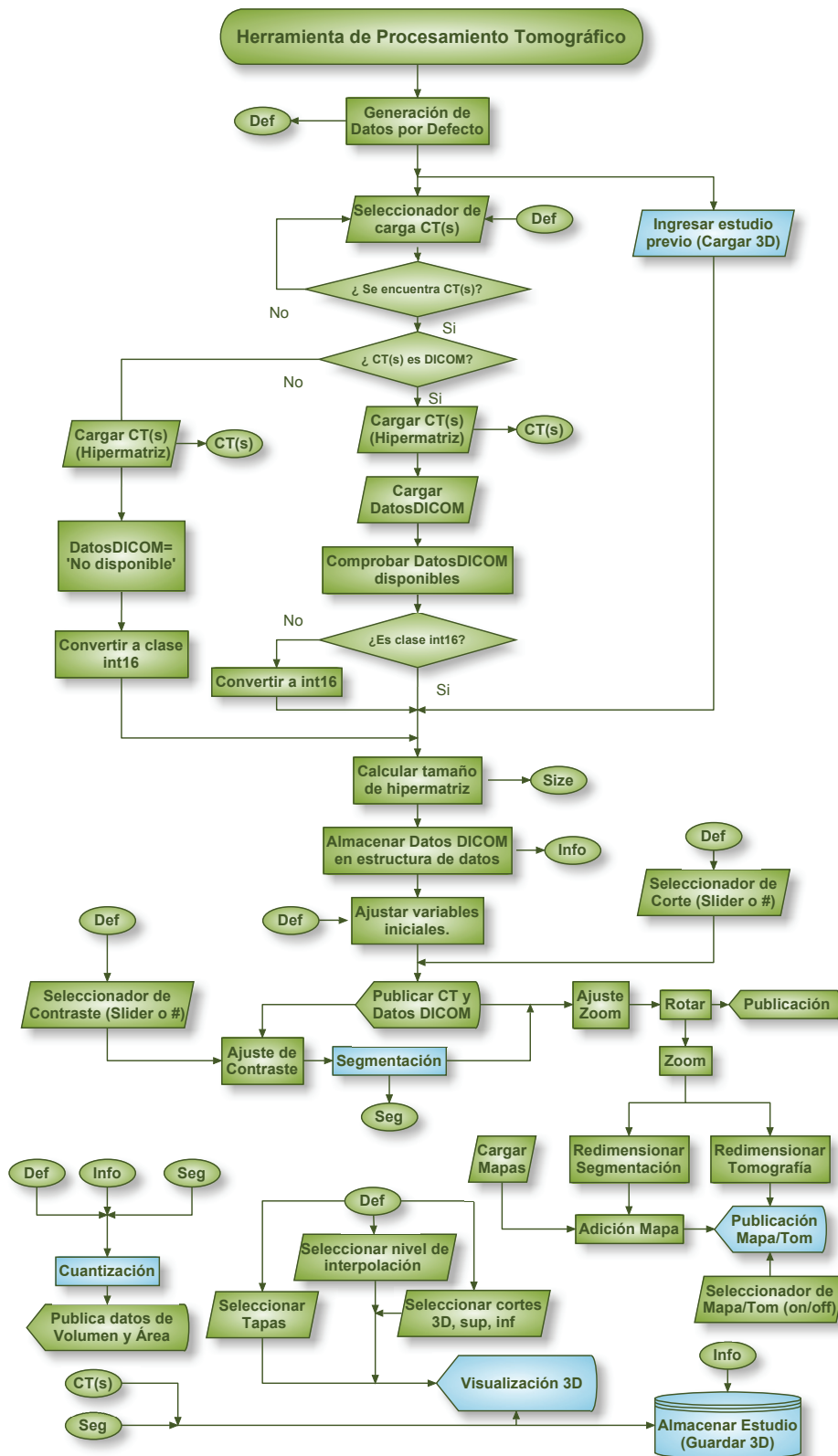


Figura 44. Algoritmo general de la herramienta de procesamiento implementada

Fuente: Autores

➤ **HERRAMIENTA DE PROCESAMIENTO**

Se ha concebido en cinco procesos principales y uno complementario, Almacenar Resultados. Se explicarán a continuación:



Figura 45. Procesos que conforman la herramienta implementada.

Fuente: Autores

2.3.1. Cargado de Datos.

Primer proceso que se realiza al iniciar el programa o al cambiar de estudio tomográfico. Comprende las siguientes funciones:

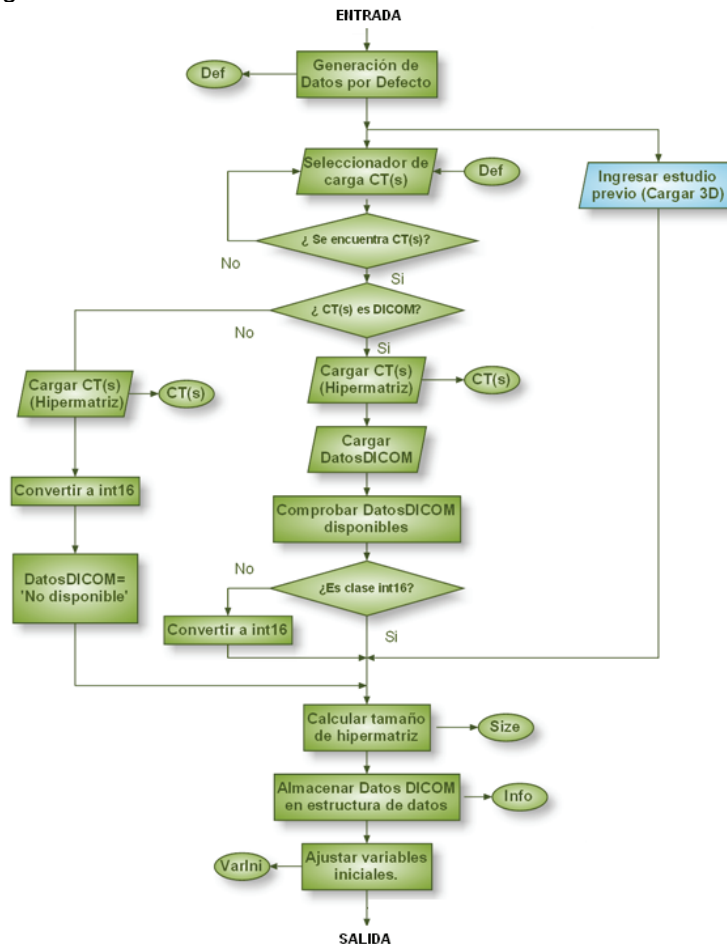


Figura 46. Función de cargado de datos

Fuente: Autores

➤ **Seleccionador de carga**

En la función de seleccionador de carga, se pueden tomar las opciones de cargado automático o cargado manual.

- ❖ **Cargado automático:** Si el usuario selecciona cargar las tomografías en forma automática, la función hace una exploración de la carpeta con el fin de determinar la tomografía inicial, final, calcula el número de tomografías que se encuentran en ese directorio y selecciona un paso o separación para no cargar mas de cien cortes tomográficos.
Se limito el número máximo de cortes tomográficos a cargar a cien, debido a que un computador personal en la actualidad trabajaría muy lento con un número superior de cortes, debido principalmente a sus limitaciones de procesador y memoria. Este problema se acentuándose principalmente en la visualización tridimensional.
- ❖ **Cargado manual:** Si el usuario selecciona cargar las tomografías manualmente, debe ajustar la tomografía inicial, la tomografía final y el paso o separación. Esta función, es útil para observar una zona específica con mayor detalle o calidad de reconstrucción tridimensional, cuando se cuenta con más de cien cortes tomográficos de un paciente. Esto permite realizar cálculos con mayor exactitud del volumen del tejido afectado.

El seleccionador de carga explora el directorio o carpeta seleccionado por el usuario, a continuación se cerciora que las tomografías efectivamente se encuentran, de no ser así, le pide al usuario que ingrese nuevamente la dirección de la carpeta que se requiere acceder.

A continuación, se verifica que las tomografías ingresadas sean DICOM generadas directamente con el tomógrafo, esto lo hace debido a que estas cuentan con información del estudio y paciente, que las tomografías que se convirtieron a este formato no, como posteriormente esta información es solicitada por el programa, es necesario ingresarle información DICOM a las tomografías convertidas para que el software pueda funcionar.

En ambos casos, tanto para las convertidas como para las generadas directamente por el tomógrafo, se cargan las tomografías en forma de hipermatriz, la cual es un arreglo tridimensional en la que el ancho y profundidad corresponden con una tomografía y la altura con el respectivo corte tomográfico organizado según su ubicación en el cerebro. La figura 47 ilustra este concepto.



Figura 47. Ilustración gráfica de una Hipermatriz

Fuente: Autores

La herramienta genera algunos datos por defecto. Estos datos son valores numéricos fijos necesarios para que las funciones internas puedan funcionar correctamente.

- **Cargador de datos por defecto.** Ha sido definido en el código del programa, se encarga de ajustar los parámetros necesarios para el funcionamiento adecuado de la herramienta.

- ❖ **Cargado manual del seleccionador de carga:** Ajusta el valor inicial, valor final, separación o paso. Por defecto se configuró su valor inicial en uno, valor final diecisiete y un paso de uno.
- ❖ **Visualización 3D:** Se debió configurar en forma diferente para cada tomógrafo. Para las tomografías convertidas del tomógrafo antiguo, la visualización se inicia desde la segunda debido a que este generaba la primera como exploración para la planificación del estudio. Para el tomógrafo nuevo, se configuró su valor inicial en uno, valor final diecisiete y un paso de uno.
- ❖ **Visualización de la imagen tomográfica:** Valor inicial y valor final de intensidad o límite de ventana de visualización, que para el caso de tomografías se rigen por la escala de Hounsfield. Debido a que este programa ha sido concebido principalmente para procesamiento de tomografías cerebrales, se ajustó por defecto la ventana de cerebro [-15, 85], pero este valor puede ser cambiado por el usuario para que pueda visualizar correctamente cualquier tipo de tomografía conociendo la ventana adecuada de visualización.
- ❖ **Seleccionar el nivel de interpolación:** Por defecto se ha configurado para que se encuentre a mitad de escala. Su finalidad se explica posteriormente.
- **Ajuste de variable iniciales:** Se configura en la ejecución de acuerdo a los datos ingresados, de forma automática.
- ❖ **Definición de hipermatrices:** se definen las 3 hipermatrices de trabajo (1.TAC, 2.Segmentada, 3.Segmentada para 3D). Se calculan las dimensiones de las hipermatrices de acuerdo al total y dimensiones de los cortes del estudio. Se ajustan en cero los valores de coordenada (intensidades) de las hipermatrices mencionadas.
- **Carga y comprobación de los datos DICOM:** Posteriormente se cargan y comprueban los datos DICOM, los más relevantes se almacenan en un arreglo. En las tomografías convertidas este arreglo de datos se llena con los caracteres 'no disponible', su finalidad es una subsiguiente visualización en pantalla en un cuadro de texto, además de ser requerido para procesamiento. Este proceso implica la intervención de las funciones:
 - ❖ **Verificación de datos cargados:** Como función de carga o ingreso de datos, debe asegurarse de contar efectivamente con los datos requeridos para su correcto funcionamiento. Hasta que este proceso no se haya completado satisfactoriamente, no permitirá al usuario continuar. Cuando este ingresa datos erróneos, le informa que no se pudo cargar.
 - ❖ **Adecuación de datos a estándar de procesamiento:** Debido a que se cuenta con dos tipos de tomografías en el proyecto, se debió definir un estándar de datos para procesamiento. Por ejemplo se deben procesar imágenes DICOM en profundidad de 16 bits en la escala de grises, con algunos datos suministrados en el estándar DICOM. Cuando las tomografías no cumplen estos requisitos, se ajustan para que se encuentren dentro de estos requerimientos.
 - ❖ **Seleccionador de datos DICOM relevantes:** El estándar DICOM suministra una gran cantidad de datos, y no todos estos son relevantes para el procesamiento. Por esta razón se toman solo los datos más importantes como Width, Height, BitDepth, ImagePositionPatient, SliceLocation, WindowCenter, WindowWidth, ReconstructionDiameter, etc.

- **Conversión de las tomografías:** a la clase int16 o entero de 16 bits de profundidad en la escala de grises, con la finalidad de asegurar que se ajuste completamente a la escala de Hounsfield que trabaja con valores bilaterales. Además, al tener la hipermatriz de tomografías en int16 se calcula su tamaño, y se prepara para que pueda ser visualizada en pantalla con ayuda de la función **ver cargadas**, que permite visualizar una presentación secuencial de las tomografías del estudio que se cargaron.
- **Seleccionador de la tomografía actual:** Otra forma de visualizar cada corte es mover una **Barra deslizante** que selecciona la tomografía a publicar en el visor central y sus datos DICOM son mostrados en un cuadro de texto.

A partir de este paso se puede segmentar la tomografía empleando la función **Segmentación de Región**, comparar la tomografía con un mapa cerebral para ubicar el tejido afectado con la ayuda de las funciones **acercamiento** (Zoom) y el seleccionador **Mapa o Tomografía**, observar los cortes en forma tridimensional con la función **ubicación 3D**, según lo requiera el usuario.

2.3.2. Segmentación De Región:

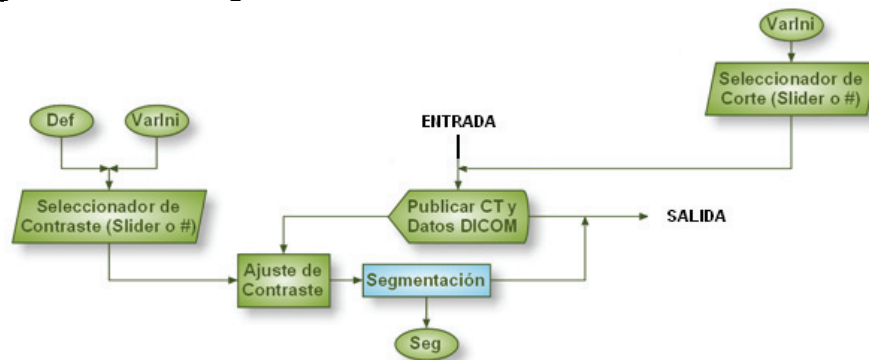


Figura 48. Función de segmentación

Fuente: Autores

En caso de que los resultados de segmentación no sean satisfactorios con los valores configurados por defecto se suministra la opción de modificar el contraste. Para tal finalidad se proporcionan dos barras deslizantes que permiten configurarlo fácilmente. Si el usuario así lo desea, puede emplear la opción de visualizar el histograma con el fin de observar la distribución de los valores de gris.

Se puede seleccionar la función **Mantener Rango** (contraste), con el propósito mantener el ancho de ventana al desplazarse sobre las barras.

La segmentación se realiza con el método de crecimiento de regiones, se debe ingresar un punto que seleccione la región de interés y uno o más puntos que formen una línea de contorno de dicha región con el botón izquierdo del mouse sobre la tomografía y luego presionando el botón derecho para indicar que ha terminado de ingresar los puntos. Debido a que es posible que se presente más de una región afectada, se ofrece la posibilidad de segmentar más de una región en una misma tomografía seleccionando la función **Varias Regiones**. Si el usuario desea, puede obtener de inmediato el valor del área segmentada usando la función **cuantificar**, le indicará el valor del área en píxeles y centímetros cuadrados. El usuario también puede hacer una visualización del tejido en forma tridimensional presionando el botón **visualizar 3D**, aunque se recomienda cerciorarse de segmentar todos los tejidos contiguos para obtener un detalle más preciso. Además puede emplear la función **ubicación 3D** para ver la región de interés dentro del contorno de piel en el que se hizo el estudio, para tener una correcta ubicación de la misma.

2.3.3. Visualización 3D:

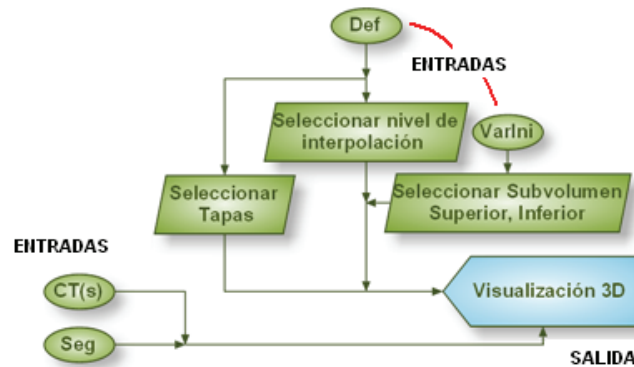


Figura 49. Función de Visualización 3D

Fuente: Autores

Internamente, esta función redimensiona las hipermatrices con las que trabaja.

- **Redimensionar:** Debido a las limitaciones de recursos en un computador personal, como su restricción de memoria y procesador, se hace necesario redimensionar tanto la hipermatriz de las tomografías como la hipermatriz de las tomografías segmentadas para lograr realizar una reconstrucción en una buena relación tiempo-detalle. Siempre se conserva la relación de aspecto de la tomografía original pero en todo caso se limitan dimensiones a un máximo de 128 píxeles.

Se debe ejecutar después de la segmentación de cortes contiguos, esta función tiene tres modos, **visualizar**, **ubicar** y hacer **cortes 3D**. Para aprovechar al máximo esta función, se debe configurar qué se desea ver en el panel dedicado a visualización de cortes, se ofrecen las siguientes opciones como **ajustes previos**:

1. **Nivel de Interpolación:** Al deslizar esta barra se ajusta el nivel de precisión en la reconstrucción, si se selecciona en su límite inferior, se tendrá una visualización con una cantidad superior a los puntos suministrados, si por el contrario se configura en el límite superior, es posible que la visualización de la reconstrucción tenga muy pocos puntos. Si no se ajusta, se ubica automáticamente en el intermedio de la escala, como se mencionó en los datos por defecto.
2. **Quitar región segmentada/ Solo región segmentada:** Estas funciones de selección configuran si se va a visualizar solo la interpolación estimada o los cortes sin reconstrucción respectivamente. Si no se selecciona, por defecto se publicarán las regiones segmentadas y reconstrucción 3D simultáneamente.
3. **Seleccionar cortes:** Configura desde cual corte se inicia, al corte que finaliza la visualización 3D. Permite una mejor observación de la región de interés.

2.3.4. Comparación entre Tomografía y Mapa

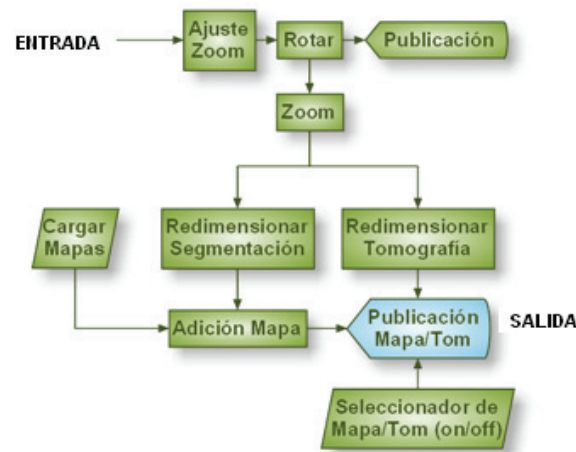


Figura 50. Función de comparación Mapa-Tomografía

Fuente: Autores

Para realizar el proceso es necesario ejecutar las siguientes funciones:

➤ **Publicación Mapa o Tomografía.**

Este proceso tiene como finalidad ayudar al usuario a ubicar cada una de las regiones segmentadas en un mapa adecuado según el tipo de estudio realizado. Se incluyeron diecisiete mapas transversales del cerebro [19]. Si el usuario lo requiere, puede ingresar nuevos mapas, que se ajusten al estudio que se encuentre realizando, por ejemplo mapas axiales o sagitales del cerebro.

- ❖ **Seleccinador de Mapa o Tomografía:** Es una función que permite la comparación directa de la tomografía segmentada con un mapa cerebral. Se añadió un efecto de transparencia para facilitar la comparación y posterior ubicación del tejido segmentado en las regiones del mapa, esta labor es realizada por la función **Adición de Tomografía y Mapa**. Para ser usado por primera vez, se requiere efectuar un acercamiento de la tomografía segmentada.
- ❖ **Adición de Tomografía y Mapa:** Es la función interna encargada de crear el efecto de transparencia en la superposición de la tomografía sobre el mapa, la operación es una suma entre la tomografía y el mapa, tal como se mencionó en la sección 1.1.7. Previamente se debió dimensionar la tomografía al mismo tamaño del mapa para que la suma sea posible.
- ❖ **Rotar:** Las imágenes generadas con el tomógrafo que trabaja en formato Analyze, en su mayoría tienen una leve rotación que impide la correcta comparación del tejido segmentado con los mapas, por esta razón se creyó conveniente incluir una función que permitiera corregir esta imperfección.
La función de selección **Rotar**, se debe seleccionar simultáneamente con la función del seleccionador **Mapa o Tomografía** para lograrlo. Se pedirá al usuario que ingrese dos puntos uno en la parte superior y otro en la parte inferior procurando que la línea formada sea lo más vertical posible con respecto al plano correcto de la tomografía.
- ❖ **Cargar Mapas:** como se había mencionado anteriormente, se permite al usuario ingresar nuevos mapas que se encuentren acordes al estudio y número de cortes del mismo. Los mapas deben estar en *.jpg y para que el programa pueda sugerir el mapa más adecuado

al usuario, este deberá ingresarle un archivo *.txt que proporcione en una tabla, las **coordenadas** de los mapas y otro archivo *.txt que suministre la **información del mapa** que se despliega en el cuadro de texto indicando el nombre de cada región.

- ❖ **Información de los mapas:** para los mapas suministrados en la herramienta esta información se encuentra incluida [19] y aparece en el cuadro de texto dedicado a información. Se añadió en un archivo *.txt que la aplicación carga y publica en dicho cuadro.

2.3.5. Cuantificación.



Figura 51. Función de cuantificación

Fuente: Autores

Este proceso se encarga en principio de contar el número de píxeles del área o región previamente segmentada y en forma posterior realiza la conversión a centímetros cuadrados. Cuando se efectúa segmentación de cortes contiguos calcula el volumen entre estos inicialmente en voxels y después hace una conversión a centímetros cúbicos.

Debido a que no siempre se tendrá la misma relación entre píxeles y tamaño real, se proporciona la opción de ingresar esta relación, en los parámetros configurados por defecto el valor ingresado es 1.35. Este valor es una proporción

Este valor es el empleado para la conversión de píxeles y voxels a centímetros cuadrados y cúbicos respectivamente.

2.3.6. Guardado y Cargado del estudio.



Figura 52. Función de Almacenamiento de Estudio

Fuente: Autores

Es una función adicional que se incluyó debido a que es muy útil cuando se desea terminar un trabajo pero se requiere consultarlo o continuarlo en forma posterior.

Algunas características se mencionan a continuación:

- ✓ Carga más rápidamente estudios con gran cantidad de tomografías
- ✓ Permite almacenar el estudio en un archivo sólido y que ocupa menor espacio en memoria, pues Matlab implementa un algoritmo de compresión en el almacenaje.

2.4. ALGORITMOS DE LAS FUNCIONES Y SUB-FUNCIONES

Para una mejor comprensión de la herramienta implementada, se comentan los algoritmos de las principales funciones:

2.4.1. Crecimiento de Regiones.

Esta técnica de segmentación inicia a partir de la selección de las coordenadas de un pixel inicial, las cuales se convierten en las coordenadas de trabajo iniciales y además es el primer pixel de la imagen segmentada, a este se le calcula su valor de intensidad y se compara con la de sus pixeles vecinos según el criterio de conectividad seleccionado (4 u 8). Si la diferencia es inferior que un umbral establecido, las coordenadas del pixel se agregan a la imagen segmentada tomando el valor de uno. Si la diferencia es superior al umbral, las coordenadas del pixel son descartadas de la imagen segmentada. Cuando finaliza la evaluación de los pixeles conectivos, se procede a buscar un nuevo pixel de trabajo entre los pixeles conectivos que superen el umbral siguiendo un criterio específico, como por ejemplo el sentido de las manecillas del reloj.

Las coordenadas de búsqueda, se obtienen por medio de dos bucles anidados. La nueva iteración asigna un pixel conectivo, que ha superado el umbral establecido como pixel de trabajo, y continúa nuevamente con el proceso que se mencionó antes. Las coordenadas de cada pixel que se ha asignado como pixel de trabajo deben registrarse con el fin de no ser iterado más de una vez.



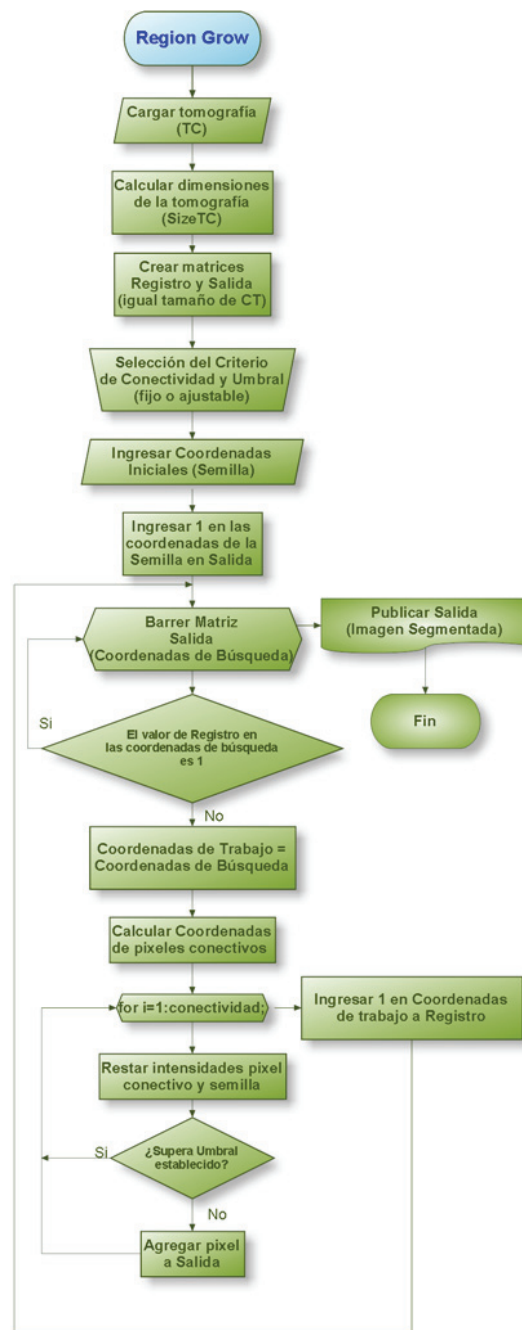


Figura 53. Diagrama de flujo del método de segmentación de crecimiento de región

Fuente: Autores

➤ Ajuste de Contraste

Inicialmente se deben calcular o cargar las variables iniciales, estas son: Intensidad máxima de la imagen, Intensidad mínima de la imagen, Intensidad máxima actual dada por la expresión 2.4.1, y la Intensidad mínima actual según la expresión 2.4.2.

En su interior, la función cuenta con unos seleccionadores:

- ❖ **Seleccionador de nivel superior:** Para esta función se utiliza una barra deslizadora, que permite cambiar el límite superior de intensidad, recorriendo sus posibles posiciones.
- ❖ **Seleccionador de nivel inferior:** Para esta función se utiliza una barra deslizadora, que permite cambiar el límite inferior de intensidad, recorriendo sus posibles posiciones.
- ❖ **Indicador o ajustador de nivel superior:** Para este se usa una función de visualización a la que se le puede ingresar un valor numérico.
- ❖ **Indicador o ajustador de nivel inferior:** Para este se usa una casilla que puede ser modificada.

$$[2.4.1] \text{Umbral}_{\max} = \text{Slider}_{\max} (\max - \min) + \min$$

$$[2.4.2] \text{Umbral}_{\min} = \text{Slider}_{\min} (\max - \min) + \min$$

Los valores se ajustan con una función de ajuste de umbral. Esta función cambia los valores de intensidad que sean superiores a umbral_{\max} por umbral_{\max} y los valores de intensidad que sean inferiores a umbral_{\min} por umbral_{\min} , tal como se aprecia en el diagrama de flujo de la figura 54.

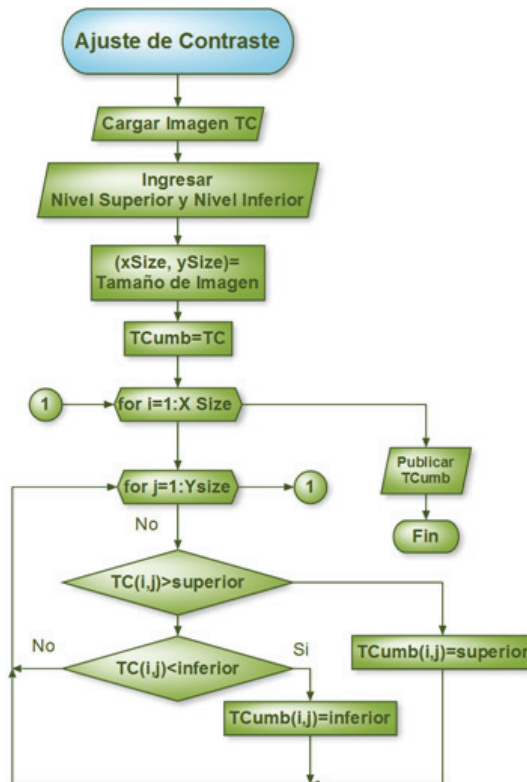


Figura 54. Diagrama de flujo de la función de ajuste visual

Fuente: Autores

2.4.2. Visualización 3D

Esta función tiene tres modos de ejecución,

a). Visualización región segmentada en 3D, b). Ubicación de la región segmentada dentro del contorno de piel y c). Cortes en el contorno de piel para ver internamente

Para la correcta ejecución, se requieren tres ajustes previos:

- **Solo Región segmentada:** Permite visualizar solo las regiones segmentadas o **Solo interpolación:** Permite visualizar solo la reconstrucción realizada por la herramienta sin incluir las regiones segmentadas.
- **Nivel de interpolación:** Permite ajustar la calidad y cantidad de puntos en la reconstrucción.
- **Cantidad de tomografías a visualizar 3D:** Permite seleccionar la tomografía inicial, la tomografía final que se visualizará en 3D.

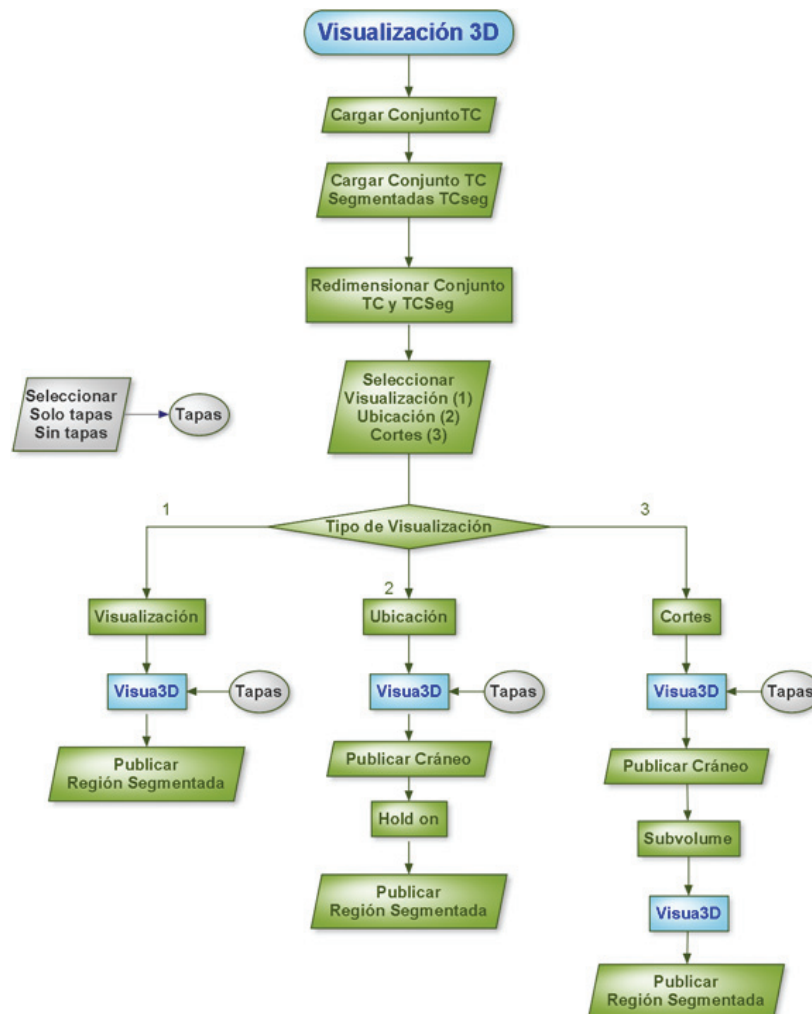


Figura 55. Diagrama de flujo de la función para visualización 3D

Fuente: Autores

➤ **Visua3D.**

Esta función es utilizada por la función principal **visualización**. Inicialmente se encarga de cargar las tomografías y las tomografías segmentadas, además de las propiedades necesarias para configurar la visualización.

Entre estas se encuentran, nivel de suavizado, nivel de transparencia, color de la superficie, tomografía superior e inferior a delimitar la visualización y un selector de tapas, que se encarga de enseñar las regiones que han sido segmentadas.

Los datos pasan a una función llamada **subvolumen**. Esta función selecciona un volumen interno específico dentro de la hipermatriz. A continuación se procede a graficar el contorno de piel (cabeza), si se ha seleccionado la opción de tapas, se superponen las tapas a la gráfica realizada anteriormente y por último se superpone un nivel de transparencia para contorno de piel.

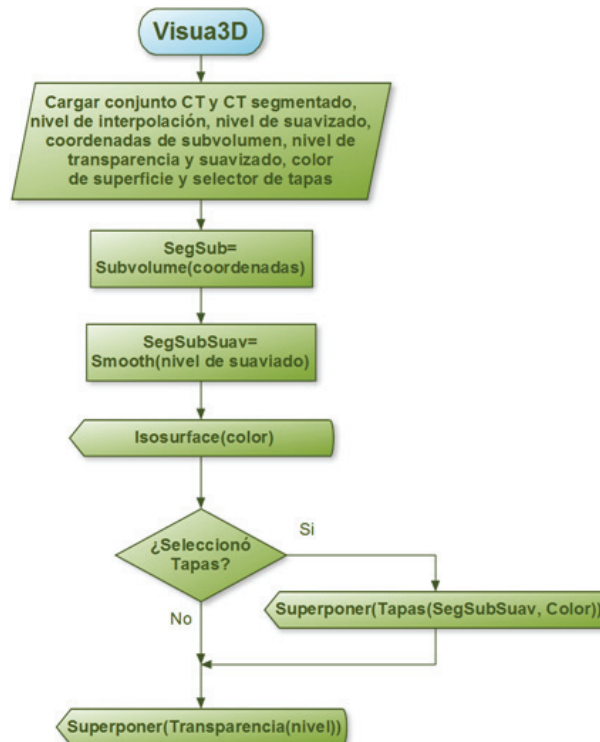


Figura 56. Diagrama de flujo de la función Visua3D

Fuente: Autores

❖ **Isosurface:** Esta función es propia de Matlab y es utilizada por la función suplementaria **visua3D**. Este algoritmo contiene tres rutinas principales que se explican brevemente a continuación:

- Reducción de puntos redundantes:** Eliminación de puntos muy cercanos que sobran en una interpolación y que no son significativos en los cálculos. Entre mayor sea el número de puntos mayor nivel de detalle, pero implica incrementos en el costo computacional.
- Generación de mallado (Función principal):** Lo realiza por medio de la técnica de Delaunay. Es una técnica para generación de mallas superficiales y mallas volumétrica. La técnica une puntos cercanos con el triángulo más pequeño posible. Su algoritmo aprovecha sus dos propiedades que le permite ser muy eficiente en costo computacional, dichas propiedades se mencionaron en la sección 1.5.2.

- c. **Suavizado:** Se encarga de eliminar las irregularidades visuales después de la generación de malla, formando líneas curvas que conserven un contorno continuo. Para esto requiere extrapolar los puntos iniciales con la condición que estos no modifiquen la estructura o forma fundamental de la malla.

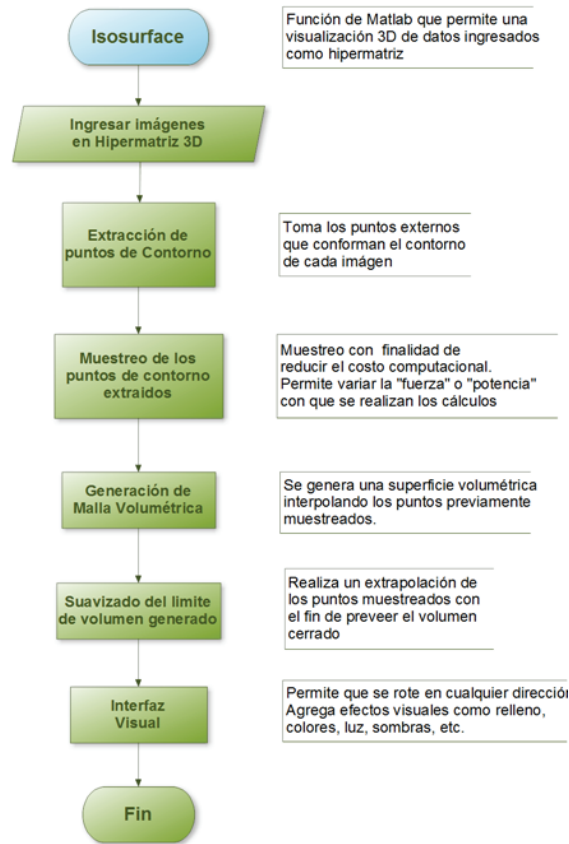


Figura 57. Diagrama de flujo de la función Isosurface de Matlab

Fuente: Autores

2.4.3. Cuantificación

Se carga la separación entre cortes y la hipermatriz de tomografías segmentadas, se calcula el tamaño de la misma. A continuación se explora dicha hipermatriz con el fin de contar los pixeles de las regiones segmentadas de cada corte, almacenando el área encontrada en un elemento del vector de áreas. Ese vector es multiplicado por un escalar que representa el **factor de conversión de pixeles a centímetros cuadrados**. De inmediato se publican las áreas segmentadas tanto en centímetros como en pixeles, relacionándolas con el corte segmentado al cual pertenecen.

Prosigue explorando el vector de áreas identificando las que sean contiguas. Con estas se calcula el volumen entre dichas áreas y se almacena en un elemento de vector. Al finalizar la exploración, se suman los elementos del vector de volumen y el resultado se multiplica por un escalar que representa la conversión de voxel a centímetro cúbico.

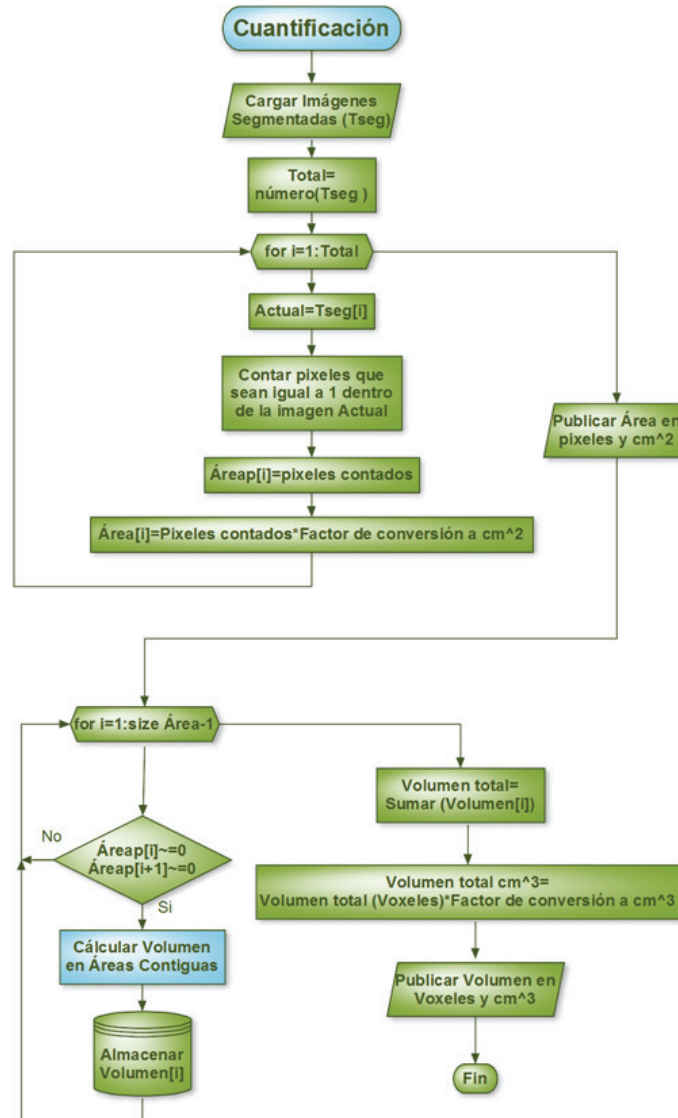


Figura 58. Diagrama del algoritmo de cuantificación implementado

Fuente: Autores

➤ **Factor de conversión**

- ❖ **Pixel a centímetro cuadrado:** Para determinar el valor de este factor, se hizo corresponder 17 cm del tamaño de la imagen visualizada con los 512 pixeles con que se cuentan en una tomografía. A su vez se multiplica por un segundo factor el cual es la relación entre el tamaño real de la imagen y el tamaño de la imagen visual. El procedimiento completo se enseña en la expresión [2.4.3.]

$$[2.4.3.] \text{ pixel a cm}^2 = \left(\frac{\text{tamaño en pantalla [cm]}}{\text{número de pixeles de imagen}} * \frac{\text{tamaño real [cm]}}{\text{tamaño en pantalla [cm]}} \right)^2$$

El tamaño real de la imagen tomográfica, se refirió a las dimensiones del eje menor del contorno de la cabeza, la cual se puede aproximar a una elipse. Su valor promedio en un hombre adulto es 17 [cm] y en una mujer es de 16 [cm]

Si se desea mayor exactitud en el factor de conversión, se debe calcular el tamaño en pantalla vertical y horizontal.

❖ **Voxel a centímetro cúbico:**

$$[2.4.4.] \text{ voxel a cm}^3 = (\text{pixel a cm}^2) * \text{Separación entre cortes}$$

2.4.4. Comparación Mapa-Tomografía.

➤ **Acercamiento**

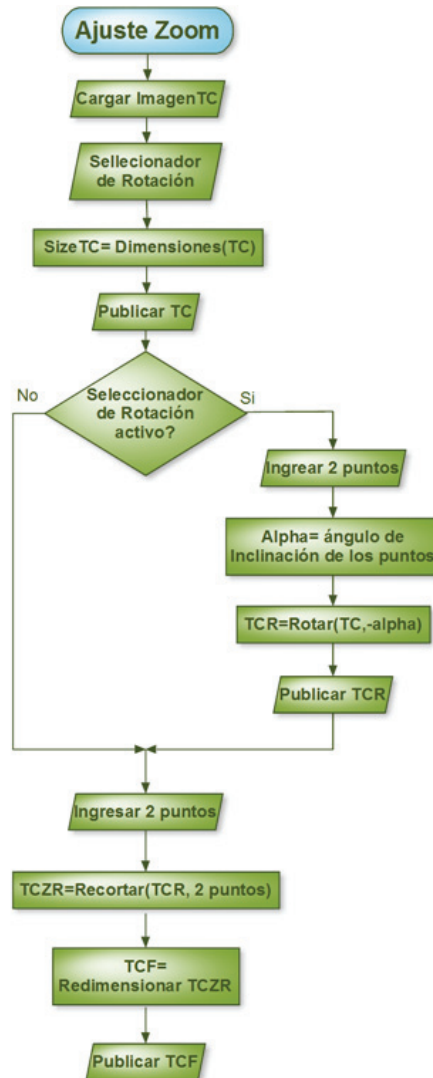


Figura 59. Diagrama del algoritmo de la función Zoom

Fuente: Autores

Esta función se encarga de apoyar el proceso de comparación Tomografía-Mapa. Inicialmente, carga la imagen tomográfica y un seleccionador de rotación. A la tomografía ingresada, se le calcula el tamaño y se publica en pantalla.

Si el seleccionador de rotación se encuentra activo, se pedirá al usuario que ingrese dos puntos que se encuentren en dirección vertical en el plano de la imagen. El algoritmo calcula el ángulo de inclinación de estos puntos respecto a la vertical y la gira un ángulo opuesto para corregirla, posteriormente publica la nueva imagen en pantalla.

A continuación el programa pedirá dos puntos para recortar la imagen, el primero se debe ubicarse en la esquina superior izquierda. El otro punto que debe ubicarse en la parte inferior derecha. Los dos puntos deben delimitar el contorno de piel. Con las coordenadas de estos puntos se recorta la imagen actual y se publica nuevamente en pantalla. De esta manera se ajusta la tomografía a las dimensiones del mapa permitiendo hacer comparación e identificar la ubicación de la región segmentada en el mapa.

2.5. IMPLEMENTACIÓN DE LOS ALGORITMOS EN UN ENTORNO GRAFICO

Algunas de las ventajas que ofrece el trabajar este programa en un entorno grafico son las siguientes:

2.5.1. Entorno agradable al usuario:

Fácil manejo, observación de las funciones de la herramienta

Permite recordar la ubicación de las funciones, el orden en que se deben ejecutar, el procedimiento que se debe seguir, la acción que está ejecutando el programa, los créditos del programa.

➤ Funciones de los botones

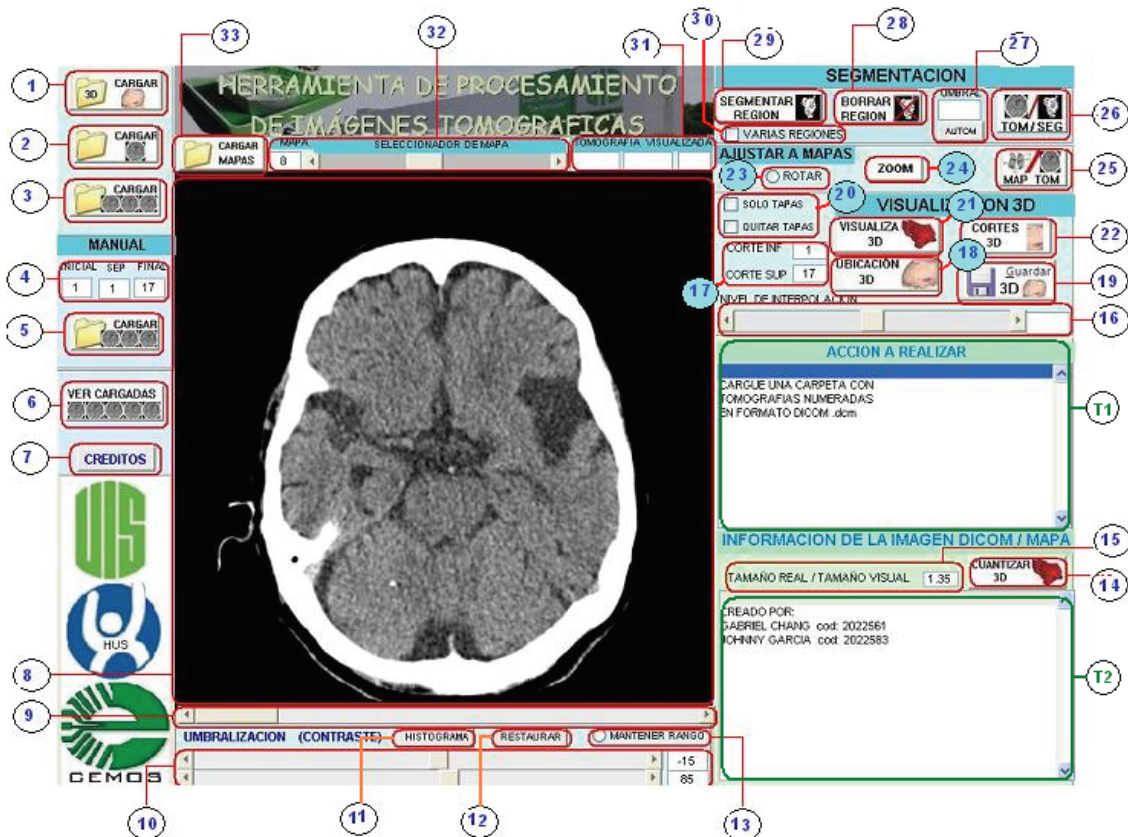


Figura 60. Entorno gráfico de la Herramienta Software implementada

Fuente: Autores

1. Cargar estudio tomográfico
2. Cargar una sola tomografía
3. Cargar todo el conjunto de tomografías numeradas en una carpeta
4. Ajuste de tomografía inicial, separación y tomografía final
5. Carga manual de tomografías seleccionadas
6. Visualizar en secuencia todas las tomografías cargadas
7. Credititos
8. Panel visor de tomografías
9. Seleccionador de tomografía actual
10. Seleccionadores de contraste
11. Ver histograma de la tomografía actual
12. Restaurar el umbral de visualización por defecto
13. Mantener el ancho de la ventana de contraste
14. Cuantificar 3D
15. Proporción entre el tamaño real y el tamaño visual
16. Seleccionador de nivel de interpolación
17. Ajuste previo de cortes superior e inferior para visualizar en 3d
18. Ubicación 3D
19. Guardar estudio tomográfico
20. Ajuste previo : solo región segmentada o solo interpolación
21. Visualizar en 3D
22. Realizar cortes a la visualización 3D
23. Rotar la imagen antes de realizar acercamiento con la función zoom
24. Zoom función de acercamiento para igualar la tomografía al tamaño de mapa
25. Seleccionador de visor mapa o tomografía
26. Seleccionador de visor tomografía o segmentación
27. Nivel de fuerza de la segmentación
28. Borrar región segmentada en la tomografía actual
29. Segmentar región en la tomografía actual
30. Permite segmentar más de una región en la misma tomografía
31. Indicadores de tomografía actual, coordenadas del corte , nombre del archivo
32. Seleccionador de mapa para comparar
33. Carga de mapas
- T1. Caja de texto acción a realizar, acción realizada
- T2. Caja de texto información de la imagen DICOM y del mapa

➤ **Procedimiento para ejecutar correctamente el programa:**

Al ejecutar la herramienta de procesamiento tomográfico en (T1) se publica el procedimiento a seguir:

1. **Cargar los datos** para procesar esto se puede hacer con los botones (1), (2), (3) , (5) el botón (3) carga todas las tomografías numeradas que encuentre en la carpeta y el (5) carga las tomografías según los ajustes previos que se seleccionaron en (4).
2. **Revisar y seleccionar la tomografía actual:** se debe buscar una tomografía con una región de interés para segmentar esto se puede hacer la barra de selección (9), el programa indicara la tomografía actual en (31) y los datos DICOM de la tomografía en (T2).
3. **Segmentar región:** utilizando el botón (29) se procede a segmentar la región de interés ubicando un punto dentro esta zona y dos o más puntos para formar una línea de frontera la región a segmentar el programa buscara un nivel de fuerza para llegar a la mejor segmentación, seguido debe revisarse los cortes tomográficos contiguos en busca de la misma región de interés y proceder a segmentarlos, si se desea verificar la segmentación se presiona el botón (26) (tom/seg) para alternar entre la tomografía y la región segmentada binarizada, también se puede cambiar la ventana de contraste con las barra seleccionadoras (10) y volver a segmentar.



4. **Cuantificación de área y volumen de las regiones segmentadas:** presionando el botón (14) se calcula el área segmentada en cada cortes y el volumen entre cortes contiguos segmentados, antes es posible ajustar la proporción entre el tamaño real y el tamaño visual de la cabeza para convertir las dimensiones de pixeles a cm^2 y de voxels a cm^3
5. **Visualizar 3D:** después de segmentar más de 2 cortes contiguos se puede visualizar en 3D la región de interés con el botón (21), ubicar la región dentro del contorno de piel (la cabeza) botón (18), o revisar por dentro del contorno de piel haciendo cortes con el botón (22).
6. **Ajustar la tomografía a los mapas:** si se presenta rotación en la tomografía, se debe seleccionarse la casilla rotación (23) luego se hace un acercamiento de la tomografía para que la cabeza quede del mismo tamaño que los mapas con el botón (24) (zoom), seguido se puede presionar el botón (25) (mapa/tom) para alternar entre el mapa resaltando la región segmentada y la tomografía, si el mapa recomendado no corresponde con la tomografía se puede seleccionar un nuevo mapa con la barra seleccionadora (32) o cargar nuevos mapas con el botón (33)
7. **Guardar estudio tomográfico:** presionando el botón (19) se guardaran las tomografías cargadas, las tomografías segmentadas y la información DICOM en una archivo solido de extensión *.3D.mat que puede ser cargado posteriormente con el botón (1) para revisarlo o continuar con el procesamiento

2.5.2. Menú de opciones:

Posibilidad de seleccionar ajustes previos y las funciones a ejecutar

2.5.3. Ayudas del programa

- **Información:** Publicación de los siguientes casos: Acción a realizar, espera en la ejecución, acción correcta, acción realizada, información de los mapas, información de las imágenes DICOM
- **Autocorrección de errores en los datos de entrada:** Si el usuario ingresa un valor erróneo el programa lo identifica, no lo procesa y publica el valor que se encontraba en el campo
- **Iconos en los botones:** Permiten fácilmente reconocer una función
- **Desplegar texto al ubicarse en un botón:** Le ofrece al usuario información corta de la función que ejecuta este botón
- **Tutorial en video:** El entorno grafico ofrece la posibilidad de grabar un video tutorial que enseñe el correcto manejo del programa y como usarlo eficientemente

2.5.4. Posibilidad crear un programa auto-ejecutable portable.

Con sistema operativo de Windows, para la ejecución se requiere la instalación de la runtime de Matlab. Procesador Pentium IV, AMD equivalente o posterior y una memoria RAM de 512 [MB], y tarjeta de video de 128 [MB].



2.6. PRUEBAS REALIZADAS A LA HERRAMIENTA

2.6.1. Comprobación de las medidas de área y volumen

➤ Técnica manual

Para comprobar las medidas de área se imprimen varias tomografías con el tamaño y la proporción real de la cabeza humana y se procede a medir el área de una lesión usando papel milimetrado, luego se compara con la medida de área que se obtiene como resultado en el programa

Para comprobar el volumen se procede a medir manualmente el área de dos cortes contiguos y se calcula el volumen conociendo la separación entre cortes, luego se compara con la medida de volumen que se obtiene como resultado en el programa

➤ Usando Adobe Acrobat 8.0 Professional

Para comprobar las medidas de área, desde Matlab se guardan 2 tomografías contiguas como archivos *.bmp se convierten a *.pdf y usando la herramienta de medida de áreas del programa Adobe Acrobat Professional 8.0 se mide el área de las zonas afectadas en las 2 tomografías, se miden también las dimensiones de la imagen tomográfica y de oreja a oreja para calcular la proporción entre el tamaño real de la tomografía y el tamaño visual
Los resultados se presentan en la tabla 4:

Tabla 4. Resultados de la medición de dimensiones con Acrobat

Dimensiones	En pulgadas	En cm Visuales
Oreja a oreja	5.25	13.33
Toda la imagen	7.11	18.0594

Fuente: Autores

La distancia promedio de oreja-oreja de un hombre es de 17 cm

La proporción entre la imagen real y la imagen visual es de $(17/13.33)^2=1.6264$

Tabla 5. Resultados de la medición de áreas con Acrobat en TC contiguas

Aéreas medidas	En pulg ²	En cm ² visual	En cm ² real
Segmentación 6	0.77	4.967	8.0783
Segmentación 7	0.84	5.4193	8.8139
imagen	50.58	326.3219	530.7299

Fuente: Autores

Tabla 6. Porcentajes de error en la cuantificación del área

Región	Área calculada con Acrobat [cm ²]	Área calculada con la Herramienta [cm ²]	% Error
Segmentación 6	8.0783	8.0169	0.76
Segmentación 7	8.8139	8.9895	1.95

Fuente: Autores

2.6.2. Encontrar y comparar TC con el mapa adecuado

Para las tomografías de cabeza, el programa lee las coordenadas de cada corte y busca en las coordenadas de los mapas tomográficos para seleccionar el que tenga las coordenadas más cercanas. Este será el mapa recomendado por el programa, pero si el usuario lo desea puede buscar entre todos los mapas comenzando por los más cercanos en coordenadas al mapa recomendado

Las coordenadas de los mapas pueden ser calculadas comparando con las tomografías. Las coordenadas se cargan con los mapas en un archivo de texto de 2 columnas.

Al finalizar la segmentación, se puede ubicar la región de interés en uno de los mapas cerebrales incluidos (figura 61.a). Se hace que la región segmentada se resalte sobre el mapa con el fin de hacer una comparación mapa-región segmentada. Cada región se encuentra numerada y su nombre se enseña en el cuadro de información (figura 61.b)

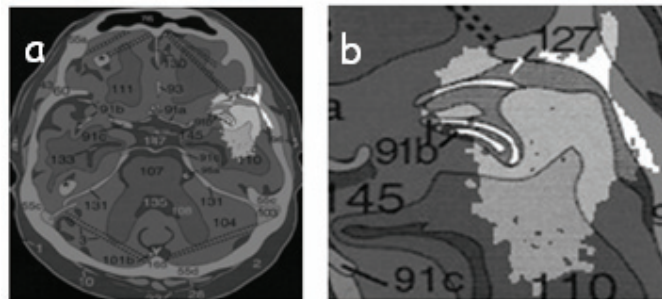


Figura 61. Comparación mapa región segmentada (a, b).

Fuente: Autores

2.6.3. Mejorar la calidad en la reconstrucción de la región de interés

El programa ofrece la posibilidad de que el usuario pueda seleccionar el nivel de interpolación ya que hay casos en los que el área de intercepción entre dos cortes tomográficos es pequeña y debe ajustarse un menor nivel de interpolación

El programa también visualiza en 3D las regiones segmentadas de los cortes tomográficos, a lo cual se llamó tapas, se visualizan en color azul para que el usuario compruebe que la reconstrucción 3D es correcta

2.6.4. Como tener mayor exactitud en los cálculos de volumen

Si se desea tener mayor exactitud en los cálculos de volumen debe asegurarse que todos los cortes están a distancias similares y hacer el cálculo con la mayor cantidad de cortes posibles, pero siempre su número debe ser inferior a cien.

2.6.5. Técnica para colocar los puntos por fuera del contorno

En el momento de segmentar una región, los puntos de frontera deben estar cerca, formando una línea externa al contorno de la región de interés, para reducir el número de puntos a colocar deben ubicarse en la zona de frontera que presente menor contraste con la región de interés.

La figura 62 enseña el proceso de ubicación de los puntos en segmentación. La figura 62.a muestra la ubicación del primer punto, (rojo) que es el que le indica a la aplicación cual es la región que debe segmentar. Seguidamente, se introducen dos puntos (verdes) que delimitan el contorno de la región de interés. En la figura 62.b se introducen cuatro puntos más que delimitan el contorno después se le debe indicar al programa para que no ingrese más puntos del contorno y comience a segmentar.

La herramienta proporciona la región segmentada (figura 62.c) en la que se puede apreciar la región de interés en una imagen binarizada.

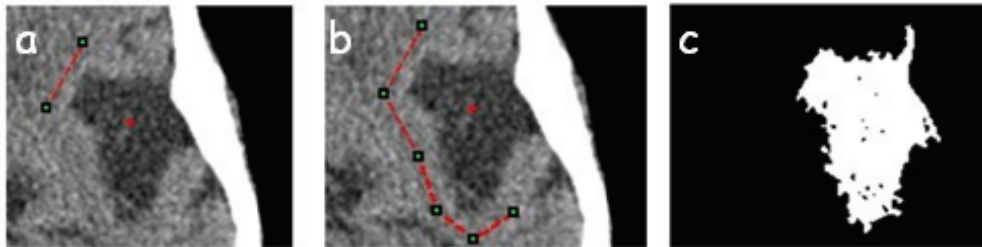


Figura 62. Proceso de ubicación de los puntos en segmentación (a, b, c).

Fuente: Autores

2.6.6. Pruebas de segmentación con más de 2 regiones contiguas

Segmentar dos regiones en una misma tomografía es una posibilidad que se pueda presentar. Se permite al usuario realizarlo tal como se enseña en la figura 63. En a). se muestra una tomografía con dos áreas segmentadas tal como en forma preliminar lo visualiza el programa. Para observar claramente el tejido segmentado, se ofrece la posibilidad de observarlo en una imagen binarizada tal como se aprecia en b).

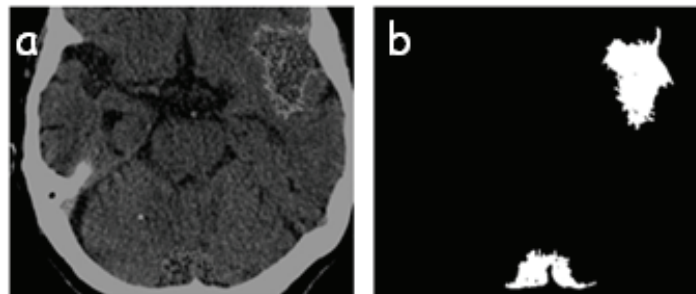


Figura 63. Segmentar dos regiones en una misma tomografía (a, b)

Fuente: Autores

2.6.7. Pruebas de segmentación en diferentes pacientes y tejidos

Para segmentar cráneo se ubica el punto rojo en el hueso y los 2 puntos verdes en cualquier parte del cerebro como se observa en la figura 64a y el resultado es la figura 64b

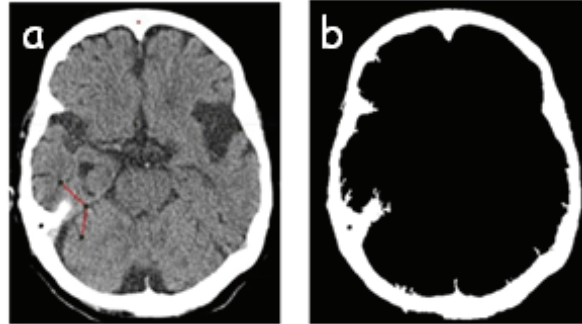


Figura 64. Segmentar de cráneo (a, b)

Fuente: Autores

Para segmentar cerebro se ubica el punto rojo en cualquier parte del cerebro y los 2 puntos verdes en el cráneo como se observa en la figura 65a y el resultado es la figura 65b ,65c

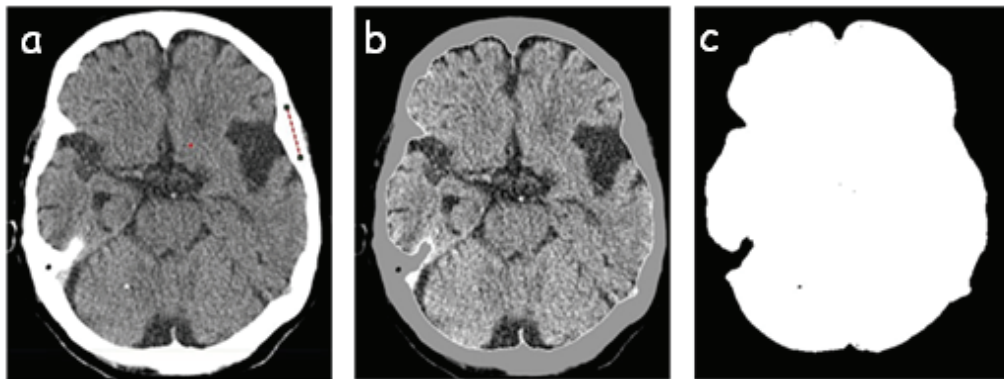


Figura 65. Segmentar de cerebro (a, b, c)

Fuente: Autores

Para segmentar un ojo se ubica el punto rojo en cualquier dentro del ojo y los puntos verdes en el contorno como se observa en la figura 66a y el resultado es la figura 66b

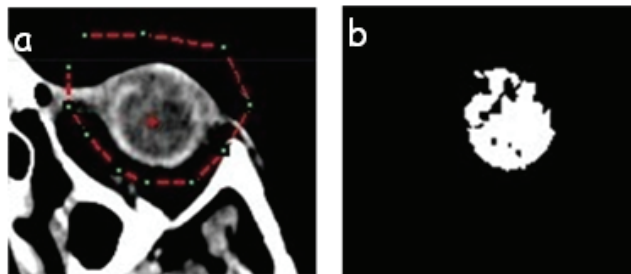


Figura 66. Segmentación de un ojo (a, b)

Fuente: Autores

Para segmentar la medula se ubica el punto rojo en la parte mas oscura de la medula y los puntos verdes en el contorno como se observa en la figura 67a y el resultado es la figura 67b

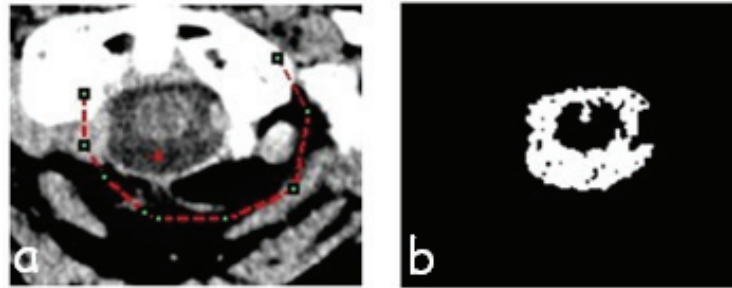


Figura 67. Segmentación de la medula (a, b)

Fuente: Autores

Para segmentar una región difusa se ubica el punto rojo en la parte mas oscura de esta región y los puntos verdes en la frontera de menor contraste como se observa en la figura 68a y el resultado es la figura 68b ,68c

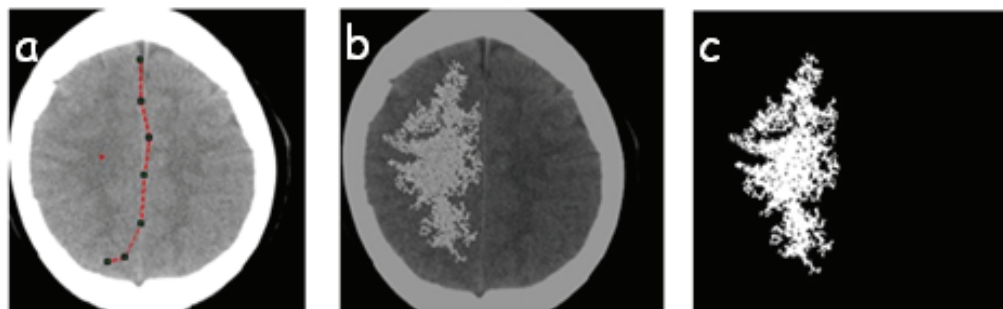


Figura 68. Segmentación de una región difusa (a, b, c)

Fuente: Autores

Como ejemplo de segmentación con otra tomografía, se proporciona la figura 69.

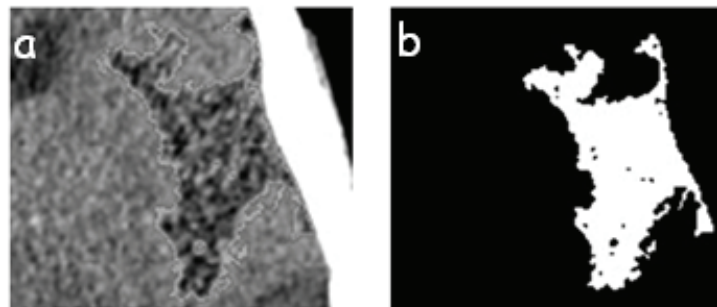


Figura 69. Segmentación en TC (a) y binarizada (b)

Fuente: Autores

Se puede ajustar la visualización en un amplio rango de posibilidades. En la figura 70 se cambia el límite de visualización y se enseña la ubicación 3D de los tejidos segmentados dentro de la cabeza.

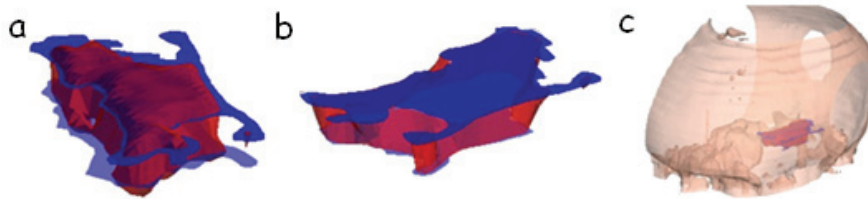


Figura 70. Modificación en la visualización 3D cambiando el límite de TC (a, b) y ubicación 3D (c)

Fuente: Autores

En la figura 71 se varía el nivel de interpolación y se ubica dentro de la cabeza, limitando el rango de cortes



Figura 71. Modificando el nivel de interpolación (a, b) y se ubica limitando el rango de cortes (c).

Fuente: Autores

Cuando un corte TC se encuentra rotado, se puede ajustar para ubicarlo con respecto a uno de los mapas cerebrales, el proceso es enseñado en la figura 72, donde primero se puede observar una tomografía con una leve rotación figura 72a, después se enseña la corrección junto con los puntos necesarios para realizar el acercamiento figura 72b, finalmente se observa el corte tomográfico correctamente ubicado con respecto al mapa cerebral que mejor se le ajusta figura 72c.

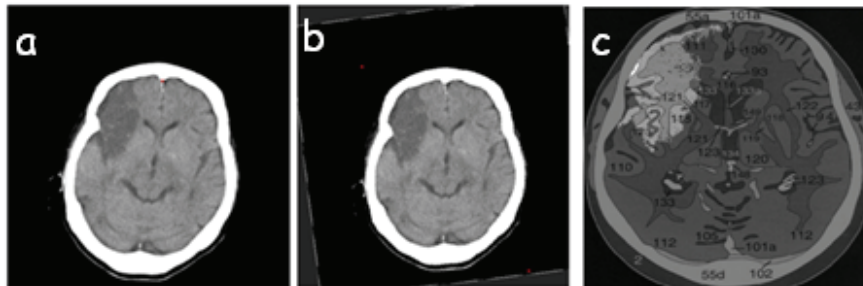


Figura 72. Proceso de ubicación de (a, b, c)

Fuente: Autores

El proceso de segmentación de seis cortes contiguos en un paciente se enseña a continuación.

En forma inicial, se procede a realizar la segmentación de los cortes en los que se encontró tejido afectado por ACV, estos se identifican al observar variaciones abruptas en la tonalidad de grises de una región cerebral específica. Para apreciar el procedimiento en forma completa y paso a paso, se incluyeron las figuras 73 a la 76.

Las figuras 73 y 74 ilustran el proceso de segmentación para seis cortes tomográficos en los que se encontraron regiones irregulares, que para el caso del estudio tomográfico corresponde a tejido afectado por ACV.

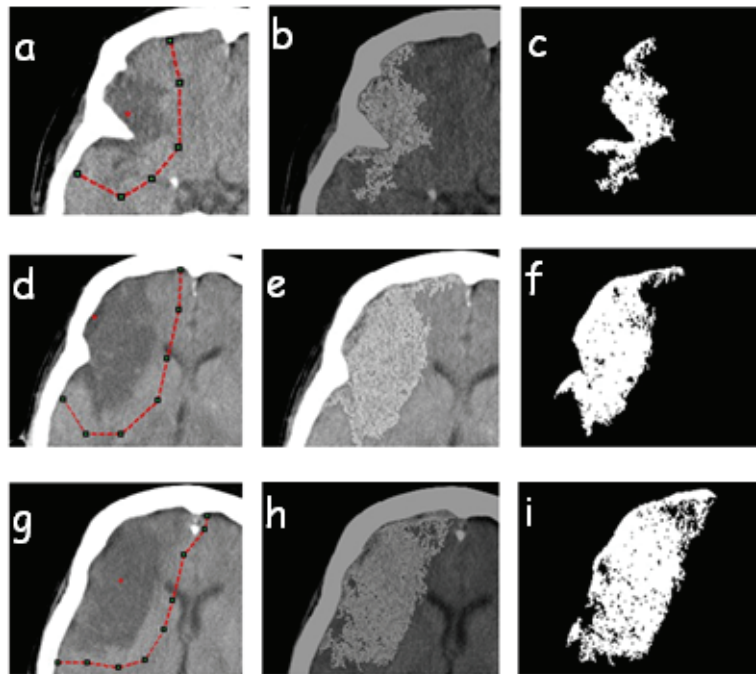


Figura 73. Proceso de Segmentación de tres cortes tomográficos (a- c, d-f, g-i)

Fuente: Autores

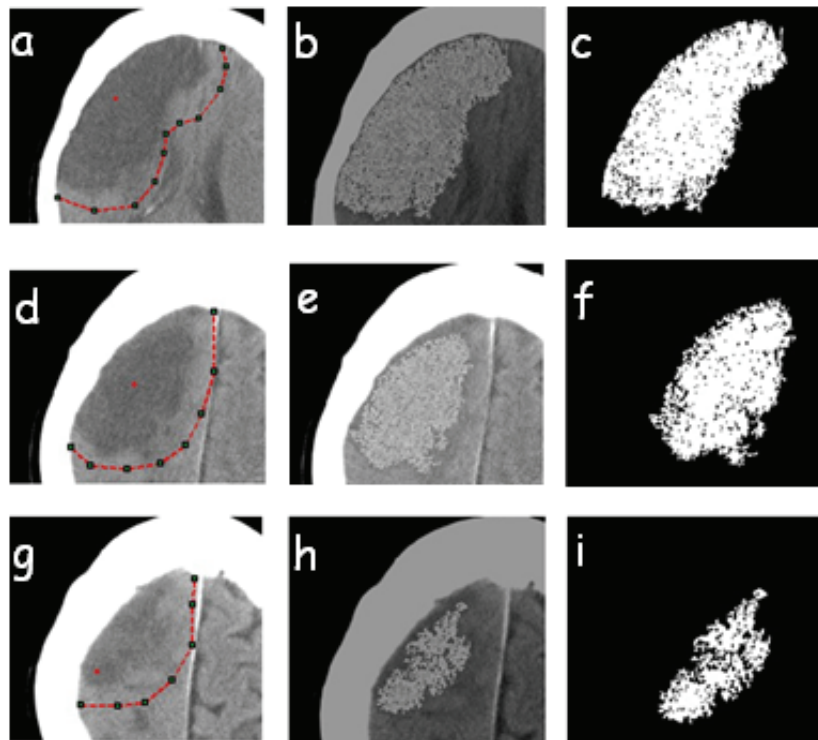


Figura 74. Proceso de segmentación de tres cortes tomográficos (a- c, d-f, g-i)

Fuente: Autores

Las figuras 75 y 76 muestran la segmentación de las regiones de interés y la reconstrucción estimada del volumen del tejido afectado. Finalmente, la figura 77 enseña el valor numérico estimado de la zona afectada, el volumen calculado es 126 [cm³]

Reconstrucción 3D



Figura 75. Visualización 3D de seis cortes segmentados (a, b, c)

Fuente: Autores

Visualización de la ubicación 3D del tejido segmentado

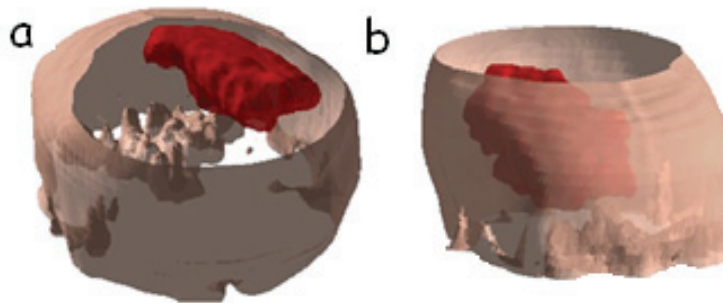


Figura 76. Ubicación de la zona afectada en el cráneo (a, b)

Fuente: Autores

INFORMACION DE LA IMAGEN DICOM / MAPA	
TAMAÑO REAL / TAMAÑO VISUAL	2 <input type="button" value="CUANTIZAR 3D"/>
AREA 14 : 11062 (pixels)	
AREA 14 : 4.878110e+001 (cm ²)	
AREA 15 : 6574 (pixels)	
AREA 15 : 2.898996e+001 (cm ²)	
AREA 16 : 2295 (pixels)	
AREA 16 : 1.012047e+001 (cm ²)	
VOLUMEN TOTAL 8-16 : 4.317625e+005 (voxeles)	
VOLUMEN TOTAL 8-16 : 1.264363e+002 (cm ³)	

Figura 77. Cuantificación tanto de las áreas segmentadas como del volumen estimado

Fuente: Autores

2.7. LIMITACIONES

- ✓ La conversión de las imágenes en formato Analyze, requiere la selección de un software adecuado para este fin y que además sea libre, Un listado de los programas que actualmente pueden trabajar con formato Analyze, se anexa en A.2. Se decidió emplear Osiris 4.19²³
- ✓ En las tomografías que no presenten coordenadas de cada uno de los cortes, se usa un valor estándar para separación de cortes esto genera márgenes de error en la cuantificación 3D.
- ✓ Se encontró que al segmentar un corte y usar igual nivel de umbral en un corte contiguo que presentara la misma región de interés (tejido), no la segmentaba completamente, o la segmentación se puede desbordar, por esto se decidió señalar la región afectada en cada uno de los cortes.
- ✓ En algunos estudios tomográficos en formato DICOM se encontraron más de 200 cortes, para simplificar la segmentación se brindo al usuario la posibilidad de cargar las tomografías con una separación entre estas.
- ✓ Una dificultad en la cuantificación 3D se debe a que en la información de la imagen no se encuentran datos concretos de las dimensiones visuales y reales de la cabeza del paciente y estos deben ser calculados usando las coordenadas que solo están disponibles en tomógrafos que generan TC DICOM, por esto se ofrece la opción al usuario de calcular o ingresar la proporción entre en tamaño de la cabeza real y el tamaño de la cabeza visual
- ✓ Obtener mapas cerebrales que sean aplicables en forma genérica a todos los estudios por TC cerebral es un proceso complejo, ya que cada persona puede presentar particularidades en la forma de su cráneo, esto haría necesario hacer mapas para cada paciente en particular. La solución propuesta, es enseñar un mapa cerebral patrón por defecto y dar la posibilidad al usuario que si el mapa no es correcto, pueda seleccionar uno de los que se encuentran disponibles. También se entrega la opción de adicionar mapas cerebrales a los ya existentes en el programa.
- ✓ Un tipo de segmentación empleado en imágenes médicas es crecimiento por regiones, se decidió utilizar el método de *región-grow* debido a que sin un alto costo en computación entrega buenos resultados. Fue necesario hacerle una mejora al método estándar, pues este diverge en una gran cantidad de casos en que las intensidades no se encuentran claramente diferenciadas, para ayudar al algoritmo a dar mejores resultados, se adicionó el introducir uno o más puntos por fuera de la superficie a segmentar para que estos sirvan como límite en caso de que la segmentación no converja.
- ✓ Reconocer si la interpolación de la región segmentada para su visualización 3D es adecuada, para solucionarlo se permite al usuario que seleccione la función de visualizar con los cortes posicionados en 3D para que pueda evaluar por sí mismo la aproximación entregada por el programa.
- ✓ Al visualizar el tejido segmentado dentro de la cabeza, se dificulta tener detalle suficiente del mismo. Con la finalidad de solucionarlo, se agregó la opción de realizar cortes para adicionar a la ubicación más claridad en la visualización.

²³ <http://www.dim.hcuge.ch/osiris/Osiris419.pc.zip>

3 CONCLUSIONES.

- ✓ Para asegurar un mejor desempeño en el algoritmo de segmentación debe hacerse un ajuste previo en el contraste siguiendo la escala de Hounsfield según el tejido que se desea separar.
- ✓ El ajuste que se realizó al algoritmo de segmentación *región-grow* ubicando puntos en la frontera de la región de interés que permiten determinar la diferencia de contraste y ayudan a asegurar que la región segmentada no se extienda mas allá de estos , logran segmentar en todos los casos las regiones con ACV y demás tejidos.
- ✓ Para reducir la cantidad de puntos que se deben ubicar por fuera del contorno en la técnica de segmentación utilizada, debe ubicarse el punto dentro de la región de interés en la zona más homogénea y a continuación ubicar los puntos de frontera delimitando una línea de contorno en la zona con menor contraste con respecto a la región a segmentar.
- ✓ La Cuantificación de área de la región afectada en cada corte segmentado, se obtiene con errores inferiores al 5% comparándolo con programas con esta función certificada, y con la medición con técnicas manuales. Los resultados se encuentran condicionados a conocer la proporción entre el tamaño real de la imagen tomográfica y el tamaño escalado por el tomógrafo.
- ✓ Es posible identificar la proporción del tamaño de la cabeza en la reconstrucción 3D y calcular el volumen de la región afectada, conociendo la separación entre cortes, la cual se obtiene de las coordenadas proporcionadas en la información contenida en el formato DICOM de cada corte.
- ✓ Debido a que no siempre se presenta intercepción completa de las regiones segmentadas entre dos o más tomografías contiguas, es necesario seleccionar un nivel de interpolación que permita una reconstrucción tridimensional adecuada en forma y dimensiones.
- ✓ Es importante para la ubicación del tejido afectado en el mapa tomográfico, que se ajusten la tomografía segmentada y el mapa cerebral, para que tengan similar orientación, el mismo contorno e iguales dimensiones.
- ✓ La ubicación de la región afectada dentro de los mapas cerebrales, permite estimar un porcentaje de daño en una región funcional específica del cerebro, este procedimiento serviría de apoyo en la verificación del diagnóstico para un médico radiólogo.
- ✓ Una herramienta con visualización 3D permite comprender la forma , el tamaño y la ubicación del tejido afectado en su entorno anatómico, esto es necesario para la reconstrucción de cortes en los diferentes planos visuales.

4 RECOMENDACIONES

Como principales recomendaciones para mejorar este trabajo se sugieren las siguientes:

- ✓ Implementar un algoritmo de segmentación más elaborado, se sugiere la técnica level-sets, la cual también es de crecimiento de región por gradiente [41] muy ampliamente aceptada para imágenes médicas.
- ✓ Adquirir una mayor cantidad de mapas que cubran no solo la región cerebral, sería bueno incluir tórax, extremidades, entre otras. Además, es importante que estos se les realice un estudio de coordenadas equivalentes a las del tomógrafo, para que se pueda explotar al máximo la función de ajuste de mapa.
- ✓ Ampliar el número de tomografías con que se cuenta, incluyendo otras regiones del cuerpo. Esto sería útil en la evaluación de resultados en regiones diferentes a la cerebral, además de ser conveniente en el desarrollo de nuevas aplicaciones, pues no se encuentran fácilmente en internet las imágenes de los estudios tomográficos.
- ✓ Probar y ajustar el programa con imágenes medicas en formato DICOM de ecografías, resonancia magnética, etc.
- ✓ Implementar los algoritmos Delaunay, region-grow, suavizado 3D, en lenguaje C/C++ o Java.
- ✓ Lograr que la herramienta pueda estimar un porcentaje de daño en una región cerebral. De esta manera serviría de apoyo en la verificación del diagnóstico para un médico radiólogo.
- ✓ Ofrecer la posibilidad de cargar información de las regiones cerebrales que se numeran en los mapas.

5 REFERENCIAS

- [1] Arzuza Narváez, Johan. Algoritmo para reconstrucción digital 3D y visualización de superficies a partir de una muestra de datos. 2.004 (tesis de pregrado UIS)
- [2] Arzuza Narváez, Johan. Visualización Volumétrica y Visualización 3D de estructuras anatómicas a partir de imágenes médicas de tomografía. 2.006 (tesis de maestría UIS)
- [3] Bushong Stewart, Manual de radiología para técnicos: Física, Biología y protección radiológica, octava edición 2005, Elsevier España
- [4] Cabrero Francisco, Imagen radiológica: principios físicos e instrumentación, primera edición 2004. Elsevier España.
- [5] Castleman K., Digital Image Processing, 1996, Prentice Hall
Diccionario y traductor Wordreference [en línea]. <<http://www.wordreference.com/es/>> [citado en 1 abril 2009]
- [6] Conceptos básicos en imágenes digitales [en línea]
<<http://www.cs.uns.edu.ar/cg/clasespdf/1-ConceptosBasicos.pdf>> [citado en abril 2009]
- [7] Diccionario real academia española. [en línea]. <<http://www.rae.es>> [citado en 1 abril 2009]
- [8] El estándar de Imágenes Médicas DICOM. [en línea].
<<http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>> [citado en 1 abril 2009]
- [9] El Gantry en un Tomógrafo [en línea]. <<http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/imagen/junho-07-tomografoaberto.html>> [citado en 1 abril 2009]
- [10] Esqueda, José. Fundamentos de Procesamiento de Imágenes, Instituto tecnológico de la ciudad de Madero, 2002
- [11] Estándar de Imágenes Médicas Analyze. [en línea].
<http://eeg.sourceforge.net/AnalyzeDirect_ANALYZEformat.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [12] Estándar y Protocolo de Imágenes Médicas DICOM. [en línea].
<www.pas.deusto.es/recursos/DICOM.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [13] Fiorentini Larrabide, Segmentación de imágenes digitales con modelos de superficie. 2.002 (tesis de pregrado Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires)
- [14] Funcionamiento del escáner de tomografía computarizada. [en línea].
<<http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>> [citado en 1 abril 2009]
- [15] Glosario de imagen digital. [en línea].
<<http://www.microsoft.com/spain/windowsxp/using/digitalphotography/glossary/default.mspx>> [citado en 1 abril 2009]
- [16] Gore, Neet. Image Segmentation Combining Level Sets. [en línea].
<<http://www.ece.cmu.edu/research/publications/2005/CMU-ECE-2005-027.pdf>> [citado en 1 abril 2009]
- [17] Gonzalez, Woods. Digital Image Processing, Third Edition 2.008. Pearson Prentice Hall
- [18] Gonzalez, Woods, Eddins. Digital Image Processing Using Matlab, First Edition 2.004. Pearson Prentice Hall
- [19] Hofer Matthias. Manual Práctico de TC: Introducción a la TC. Quinta edición 2008. Editorial Médico Panamericana.
- [20] La triangulación de Delaunay aplicada a los modelos digitales del terreno. [en línea].
<www.ieg.csic.es/age/metodos/docs/doc1_8.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [21] Moller Torsten, Reif Emil. Atlas de Bolsillo de Cortes Anatómicos de TC y RM, Segunda Edición 2000. Editorial Médica Panamericana
- [22] Obtención de imágenes a través de un Tomógrafo. [en línea].
<<http://www.xtec.es/~xvila12/funciona.htm>> [citado en 1 abril 2009]
- [23] Oppenheim, Willsky, Nawab, Señales y Sistemas Segunda Edición. Person Prentice Hall
- [24] Página principal de Matlab. [en línea]. <<http://www.mathworks.com>> [citado en 1 abril 2009]
- [25] Presentación sobre el funcionamiento de un tomógrafo. [en línea].
<<http://www.elmundo.es/elmundosalud/documentos/2005/11/tac.swf>> [citado en 1 abril 2009]
- [26] Presentación sobre fundamentos de imágenes digitales. [en línea]
<http://www.lcc.uma.es/~munozp/PresTema1pi_05.ppt> [citado en abril 2009]



- [27] Principios de Imágenes digitales [en línea]
<<http://verona.fi-p.unam.mx/boris/teachingnotes/Capitulo2.pdf>> [citado en abril 2009]
- [28] Reconstrucción 3D. [en línea].
<http://www.elai.upm.es/spain/Investiga/GCII/personal/lrodriguez/web3D/reconstruccion_3d.htm> [citado en 1 abril 2009]
- [29] Rueda, Andrea. Deformaciones no Paramétricas 3D Aplicadas a la Morfometría de Estructuras Anatómicas. 2006. (Tesis UNAL Bogotá)
- [30] Rueda Andrea, Romero Eduardo. Morfometría de superficies complejas usando deformaciones no paramétricas, artículo Revista MED, 2007
<<http://www.scielo.org.co/pdf/med/v15n1/v15n1a13.pdf>> [citado en 1 abril 2009]
- [31] Susomboon, Automatic Single-Organ Segmentation in Computed Tomography Images. [en línea]. <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=4053157> [citado en 1 abril 2009]
- [32] Tizón Pulido, Juan Manuel. Generación de mallas. Universidad Politécnica de Madrid, 2009 [en línea].
<http://webserver.dmt.upm.es/zope/DMT/Members/jmtizon/libreeleccion/30_Mallas.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [33] Tomografía Computarizada. [en línea].
<<http://www.svri.org.mx/svri/publico/tc/Tomografia.htm>> [citado en 1 abril 2009]
- [34] Tomografía computarizada. [en línea].
<<http://www.bioingenieros.com/biomaquinas/tomografia/index.htm>> [citado en 1 agosto 2009] no disponible
- [35] Toshiba Aquilion 32L medical systems. [en línea]. <<http://www.toshiba-medical.eu/en/Our-Product-Range/CT/Systems/Aquilion-32>> [citado en 1 abril 2009]
- [36] Triana, Cuevas, Sistema para la reconstrucción gráfica tridimensional de objetos físicos en computador. 2000 (tesis de pregrado UNAL Bogotá)
- [37] Triangulaciones de Delaunay (construcción incremental). [en línea].
<www.tamps.cinvestav.mx/~ertello/gc/sesion23.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [38] Triangulaciones de Delaunay. [en línea].
<www.escet.urjc.es/~matemati/tg/delaunay_blancoynegro.pdf> [citado en 1 abril 2009]
- [39] Umbralización, su base teórica. [en línea].
<<https://iie.fing.edu.uy/investigacion/grupos/qti/timag/trabajos/2003/huellas/html/node12.html>> [citado en 1 abril 2009]
- [40] Walpole, Myers. Probabilidad y estadística para ingenieros, sexta edición Person Education
- [41] Yang, Yong. Medical Image Segmentation Based on Level Set Combining with Region Information. Natural Computation, 2008. ICNC '08. Fourth International Conference on. [en línea]. <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=4667399> [citado en 1 abril 2009]



ANEXOS

A.1 FORMATOS DE IMÁGENES DIGITALES SOPORTADOS POR MATLAB

Según el tipo de compresión, o aplicación específica, se han creado formatos para imágenes digitales. Matlab puede dar soporte a los especificados en la tabla 7:

Tabla 7. Formatos de imágenes digitales soportados por Matlab.

Formatos de imágenes Digitales soportados por Matlab	
BMP	Bitmap
CUR	Cursor File
DCM	Digital Image Communications in Medicine (DICOM)
GIF	Graphics Interchange Format
HDF4	Hierarchical Data Format
ICO	Icon File
JPEG	Joint Photographic Experts Group
PBM	Portable Bitmap
PCX	Windows® Paintbrush
PGM	Portable Graymap
PNG	Portable Network Graphics
PPM	Portable Pixmap
RAS	Sun™ Raster
TIFF	Tagged Image File Format
XWD	X Window Dump

Fuente: The MathWorks, Inc.

A.2 SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN PARA TC

La informática ha invadido la vida moderna en una amplia gama de ámbitos, constituyéndose en una herramienta insustituible en muchas áreas. La medicina y en especial la radiología no ha escapado a esto, pues esta es una de las disciplinas que más se han beneficiado de estos adelantos. El desarrollo de procesadores cada vez más potentes, sumado a abaratamiento del hardware y a la cada vez mayor creación de programas bajo un entorno Windows, ha permitido que un computador personal ahora pueda correr programas que hace algunos años eran privativos para costosas estaciones de trabajo.

Hoy en día, los profesionales tienen a su disposición numerosas herramientas informáticas que es necesario que conozcan para manejar archivos DICOM o Analyze con varios propósitos. Los visores DICOM son destinados a la visualización y manejo de archivos de imágenes médicas. Son programas de poco tamaño y no poseen todas las funciones que prestan las estaciones de trabajo comerciales. Sus grandes ventajas residen en el hecho de que muchos de ellos son de uso gratuito, que pueden ser descargados en forma muy sencilla de internet y no requieren un equipo muy potente para su funcionamiento.

A continuación, se realiza una recopilación de visores DICOM en la que se tuvieron en cuenta los siguientes requisitos:

- ✓ Correr en el sistema operativo Windows, por ser el más ampliamente difundido
- ✓ Ser gratuito en todas sus funciones habilitadas y no caducar
- ✓ Encontrarse su instalador fácilmente en internet

Osiris: Probablemente es el primer programa de este tipo y aún el más ampliamente difundido. Fue desarrollado por el hospital Universitario de Ginebra.

Permite abrir imágenes individuales, en serie y también mostrar el directorio con la lista de los pacientes. Posee varias funciones como ajuste de ventanas, filtros de procesamiento de imágenes, zoom, rotación, regiones de interés, inclusión de texto, medidas de distancias, entre otras.

Permite guardar o exportar en varios formatos como Papyrus, DICOM (*.dcm), BMP, *.tiff. Además puede crear películas en *.avi.

http://www.dim.hcuge.ch/osiris/01_Osiris_Presentation_EN.htm

DICOMVista light: Es un programa creado en Uruguay por el ingeniero Rafael Sanguinetti. Su tamaño es solo 708 [KB].

Presenta una interface muy sencilla, con un sector superior en el cual se puede ubicar el directorio que se desea ver. Para modificar el nivel de ventanas existen dos barras deslizantes en la parte inferior, y varias ventanas predefinidas.

Tiene además funciones de ajuste zoom, panzoom²⁴ y filtros de suavizado y endurecimiento de imagen. No permite convertir a otros formatos, pero funciona muy bien y es una buena opción para tener en cuenta.

<http://www.charruasoft.com/downen.php>

IrfanView y XnView: Son dos programas concebidos fundamentalmente para manejar formatos gráficos y aplicarles mejoras de tipo fotográfico. IrfanView requiere un plug-in o complemento adicional para visualizar imágenes DICOM.

Mediante barras deslizantes se ajusta el brillo y contraste, que equivalen al centro y ancho de ventana respectivamente.

Permiten la conversión de imágenes DICOM en múltiples formatos gráficos. Su principal inconveniente es que en ocasiones resulta difícil un ajuste adecuado de ventanas, presentándose aún más en XnView.

Para descargar el software:

http://www.irfanview.com/download_sites.htm

<http://www.xnview.com/en/download.html>

ezDICOM: Es una aplicación muy sencilla y rápida. El nivel de ventanas se modifica arrastrando el mouse, permitiendo un ajuste adecuado de la imagen. Posee zoom y permite exportar a formatos *.bmp y *.jpg.

Para descargar el software:

<http://sourceforge.net/projects/ezdicom/>

Sante DICOM Viewer: Es una aplicación de origen griego con varias opciones como zoom, niveles de ventanas manejadas con el mouse o predefinidas, inversión de imagen y anonimización, además de permitir exportar a *.jpg, *.tiff, *.bmp, *.html

²⁴ Panzoom: contracción de la expresión en inglés Panoramic Zoom.

Para descargar el software:

<http://www.santesoft.com/downloads.html>

ImageJ: Es una aplicación de uso público que pertenece a National Institutes of Health de Estados Unidos. Se diseñó sobre java, lo cual le permite correr en Windows, MAC, Linux, en arquitecturas de 32 y 64 bits. Presenta múltiples opciones y puede guardar las imágenes en múltiples formatos, además realiza reconstrucción tridimensional.

Es un programa poco amigable con el usuario, requiere de entrenamiento, pues no es de muy fácil manejo para aquel que lo usa por primera vez.

Para descargar el software:

<http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html>

DicomWorks: Es de origen francés, su tamaño es 5,72 [MB], para activar todas sus funciones se debe registrar y adquirir una licencia lo cual se puede hacer por correo electrónico. Está muy bien diseñado, presenta la opción de utilizar cuatro ventanas de forma independiente y de configurarse en español. Su principal función es la gran capacidad de exportación, la cual permite directamente convertir la serie de uno más pacientes seleccionados, permitiendo elegir diferentes destinos y formatos entre los que se pueden mencionar, DICOM, *.bmp, *.tiff, *.jpg, *.png y *.html.

Para descargar el software:

<http://dicom.online.fr/fr/download.htm>

K-PACS: Es un programa muy completo con múltiples herramientas, prácticamente todas las funciones de una estación de trabajo. Tiene la ventaja de poder configurarse con conexión directa al tomógrafo u otro equipo DICOM, algo que no puede hacer ninguno de los mencionados anteriormente. Puede trabajar con dos monitores simultáneos, grabar CD o DVD directamente desde el programa y tiene la capacidad de enviar estudios por correo electrónico.

Crea una base de datos propia con los estudios que se han visualizado previamente, que puede actualizarse rápidamente.

Requiere registro para la descarga pero incluye actualizaciones e información adicional.

Para descargar el software:

<http://www.k-pacs.net/10555.html>

Para una lista más completa, el lector puede consultar

<http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>



Universidad
Industrial de
Santander

A.3 CLASES DE IMÁGENES DIGITALES (DATOS DE INTENSIDAD EN MATLAB)

Según los valores que toma cada elemento o pixel (en intensidad) de la matriz (imagen), Matlab clasifica las imágenes de la manera que se resume en la tabla 8:

Tabla 8. Clase de Datos en Imágenes Digitales

Clase de Datos en Imágenes digitales	
Nombre	Descripción
double	Número en formato de coma flotante de doble precisión, en un rango aproximado $[-10^{308}, 10^{308}]$. Ocho bytes por elemento
single	Número en formato de coma flotante de precisión sencilla, en un rango aproximado $[-10^{38}, 10^{38}]$. Cuatro bytes por elemento
uint8	Entero de 8 bits sin signo en el rango $[0, 255]$. Un byte por elemento
uint16	Entero de 16 bits sin signo en el rango $[0, 65535]$. Dos bytes por elemento
uint32	Entero de 32 bits sin signo en el rango $[0, 2^{32}-1]$. Cuatro bytes por elemento
int8	Entero de 8 bits con signo en el rango $[-128, 127]$. Un byte por elemento
int16	Entero de 16 bits con signo en el rango $[-32768, 32767]$. Dos bytes por elemento
int32	Entero de 32 bits con signo en el rango $[-2^{31}, 2^{31}-1]$. Cuatro bytes por elemento
Logic	(Binario) Los posibles valores son solo 0 y 1. Un byte por elemento

Fuente: Digital Image Processing Using Matlab

A.4 MODIFICACIÓN DEL HISTOGRAMA DE UNA IMAGEN CON MATLAB

La función `imadjust` es la herramienta básica de IPT²⁵ de Matlab para transformaciones de intensidad en imágenes en escala de grises.

La sintaxis es:

`g=imadjust(f, [low_in; high_in], [low_out; high_out], gamma)`

Esta función mapea los valores de intensidad en la imagen a un nuevo valor g , tal que los valores entre `low_in` y `high_in` pasan a valores entre `low_out` y `high_out` respectivamente. Los valores por debajo de `low_in` y por encima de `high_in` son recortados. Es decir, valores por debajo de `low_in` pasan a `low_out` y los que están por encima de `high_in` pasan a `high_out`.

El parámetro `gamma`, especifica la forma de la curva que mapea los valores de intensidad de f para crear g . Si `gamma` es menor que uno, la función pondera a valores de salida altos, los cuales producen una imagen brillante. Si `gamma` es mayor que uno, la función pondera a valores de salida bajos, los cuales producen una imagen oscura. Si `gamma` es uno, la función realiza un mapeo lineal. Para obtener detalle del factor `gamma`, se anexa la figura 78. la cual es proporcionada por Mathworks Inc.

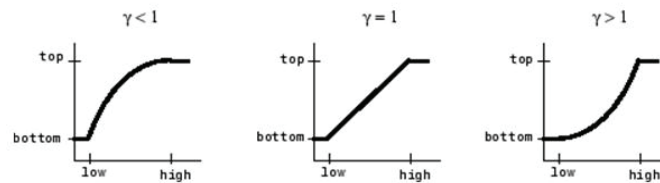


Figura 78. Conjunto de correcciones del parámetro `gamma` en `imadjust`

Fuente: <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/images/enhance16.gif>

A.5 PROGRAMA

El programa desarrollado se encuentra disponible en los grupos de investigación CEMOS y ELECTROCARDIOGRAFIA de la Universidad Industrial de Santander

²⁵ Image Processing Toolbox