

**IMPLEMENTACIÓN DE HERRAMIENTA INTERACTIVA PARA MANIPULACIÓN DE
RECONSTRUCCIÓN 3D DE LESIONES CAUSADAS POR ACV**

NUBIA JASBLEIDY PALACIOS QUECAN

Trabajo Dirigido

Tutor

MSc. Sandra Liliana Cancino Suarez



**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2021**

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi padre, por el apoyo durante mi carrera, por emocionarse con cada proyecto que sacaba adelante, y motivarme a seguir emocionándolo. A mi madre, por estar conmigo en todo momento, por decirme que, aunque fuera difícil no era imposible, y por ayudarme a encontrar la idea de este proyecto. Gracias a ambos por hacerme la persona en la que me he convertido, y por su apoyo incondicional

Gracias a mi pareja, quien desde que lo conozco me ha dado su apoyo en todo. La persona que me impulsa a ser mi mejor versión y que me impulsaba a dar lo mejor en todos mis proyectos incluyendo este.

Agradezco a mi tutora Sandra Cancino, excelente docente y persona, gracias por ayudarme a completar con éxito este proyecto y por enseñarme también de manera personal que debo dar a veces un paso atrás, detenerme, relajarme y volver al trabajo.

Agradezco a Camilo Pérez, estudiante del semillero PROMISE, quien estuvo involucrado en este proyecto casi desde sus inicios, el cual sin su ayuda el proyecto no tendría la calidad que tiene, por interesarte tanto en este proyecto como yo y ser un apoyo académico y personal.

Agradezco a los demás miembros del semillero que hacen parte de este proyecto, quienes dieron su aporte en esta fase para que el proyecto tuviera éxito.

Por último, gracias a todos mis amigos, que en los momentos que más necesitaba me daban su apoyo y fuerzas para seguir adelante.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	5
App Design.....	6
Matlab Compiler.....	7
2. OBJETIVOS	9
2.1. General	9
2.2. Específicos.....	9
3. METODOLOGÍA.....	10
3.1 Datos experimentales.....	10
3.2 Segmentación de la lesión cerebral	10
3.2.1 Preprocesamiento.....	10
3.2.1.1 Segmentación del acueducto cerebral	11
3.2.1.2 Segmentación del cráneo	12
3.2.1.3 Segmentación del encéfalo.....	12
3.2.2 Procesamiento	14
3.2.3 Post-Procesamiento.....	16
3.3 Herramienta interactiva	17
3.3.1 App Design.....	17
3.3.1.1 Pantalla de inicio	17
3.3.1.1.1 Vista 3D	18
3.3.1.2 Vistas	19
3.3.1.3 Procesamiento.....	20
3.3.1.3.1 ACV 3D.....	22
3.4 Application compiler.....	22
3.5 Cronograma	22
4. RESULTADOS.....	24
4.1 Segmentación.....	24
4.2 Definición de interacciones.....	25
4.3 Artículo URUCON 2021	27
5. DISCUSIÓN	28
5.1 Segmentación.....	28
5.2 Definición de interacciones.....	28
5.3 Aspectos generales	29
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	30

7. CONCLUSIONES.....	31
REFERENCIAS	32
ANEXOS.....	33
Guía de instalación para la aplicación ACV en forma Beta	33
Artículo URUCON 2021	37

1. INTRODUCCIÓN

Según la organización mundial de la salud 15 millones de personas sufren un accidente cerebrovascular al año. De esas personas, 5 millones de personas mueren y otros 5 millones quedan discapacitados permanentemente [1]. Los métodos para la visualización de los accidentes cerebrovasculares (ACV), son la tomografía axial computarizada (TAC) y la resonancia magnética (RM). Ambas tienen sus ventajas y desventajas. Por ejemplo, la TAC detecta y delinea excelentemente una hemorragia intracraneana aguda, también puede cuantificar la densidad de la lesión teniendo en cuenta unidades Hounsfield (UH) y por último resaltar su accesibilidad tanto física como económica. Por otra parte, la RM puede detectar los cambios isquémicos más tempranamente, ya que en la TAC pueden ser apreciados aproximadamente 8 horas después de la presencia de los síntomas. Adicionalmente, la RM puede revelar áreas de edema citotóxico minutos después de que inicie el proceso isquémico. Aunque para distinguir hemorragias tempranas en la RM el medico requiere experiencia para interpretar las imágenes [2].

Para la segmentación y una mejor detección de los accidentes en las imágenes de resonancia magnética (IRM) se han creado distintos métodos para hacerlo. El primero es el algoritmo expectation-maximization (EM), el cual se basa en modelos probabilísticos para las estimaciones de máxima probabilidad de parámetros desconocidos para encontrar el mejor ajuste de un conjunto de datos [3]. Por otra parte, tenemos la triangulación de Delaunay donde se divide una superficie en regiones triangulares basado en la semejanza de intensidad de las características, donde la segmentación de la imagen será la combinación de regiones y los umbrales establecidos [4]. Los demás métodos de segmentación están basados en el uso de aprendizaje de máquina, por ejemplo, en distintos estudios realizados por Ilkay Oksuz [5], Albert Clèrigues et all [6] y Yunzhe Xue [7] se utilizan redes neuronales convolucionales.

Para realizar entornos de realidad virtual se tienen varios aspectos en cuenta. El primero es segmentar las regiones de interés, sea tejido blando, tejido óseo, articulaciones, entre otras. El resultado de la segmentación corresponde a la obtención de máscaras de esas regiones. Dentro de las técnicas de segmentación utilizadas en procesamiento de imágenes para tal fin se encuentran los operadores morfológicos, la umbralización multinivel, el crecimiento de regiones, así como técnicas de inteligencia artificial como las redes convolucionales [8]. El segundo aspecto corresponde a las herramientas a utilizar para las reconstrucciones tridimensionales. Existen procesos tan básicos como puede ser juntar las distintas imágenes 2D una sobre otra, hasta utilizar librerías especiales (VTK) que realizan ese proceso de una mejor manera. Y por último, la herramienta de visualización que se va a utilizar para esos volúmenes, la cual define el grado de interactividad que se quiere tener con el sistema o con el volumen obtenido [8].

Las imágenes que se utilizaron en este proyecto tienen un formato llamado NIfTI, o mejor conocido como “*Neuroimaging Informatics Technology Initiative*” (NIfTI). Este tipo de formato de imágenes fue creado para proporcionar un servicio, capacitación e investigación coordinados y específicos, con el fin de ayudar a acelerar el desarrollo y mejorar las herramientas informáticas en el campo de la neuroimagen [9].

App Design

Esta herramienta permite la creación de aplicaciones profesionales gracias a un editor integrado de fácil manejo, que permite la elección de diferentes componentes visuales como botones, casillas de verificación, árboles y listas desplegables. También, ofrece elementos de control medidores, indicadores luminosos, controles y conmutadores. Adicionalmente, puede utilizar componentes de contenedor, como pestañas y paneles, y diseños de malla para organizar la interfaz de usuario [10].

La imagen 1, es un ejemplo de la interfaz interactiva que se presenta al editor. En la zona izquierda muestra la librería con los diferentes componentes visuales que se pueden agregar a la interfaz, en el centro una visualización de la pestaña generada y a la derecha todos los componentes creados.

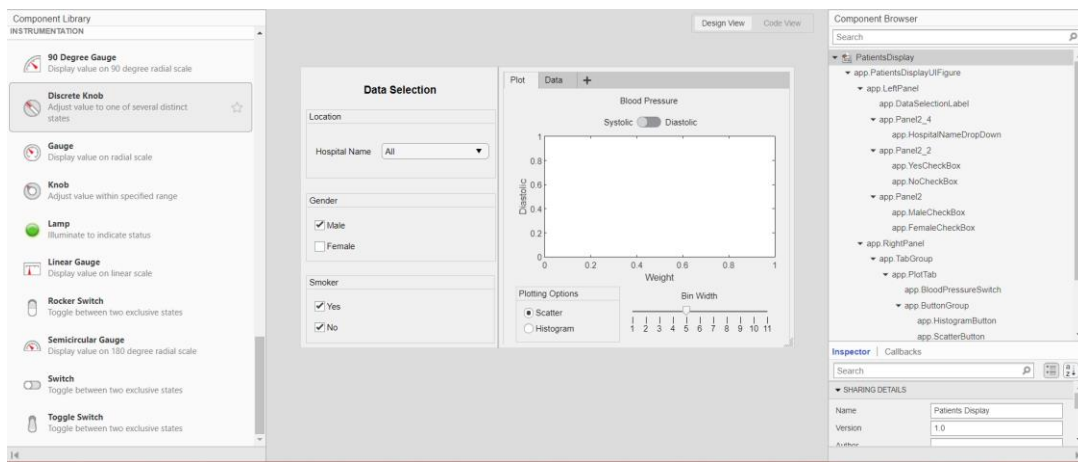


Imagen 1 Ejemplo interfaz [10]

Además, se pueden crear funciones que se ejecuten con los componentes visuales con el objetivo de propiciar la interacción del usuario con la interfaz (ver Imagen 2). Esta sección se encuentra en el apartado de “Code View” [10].

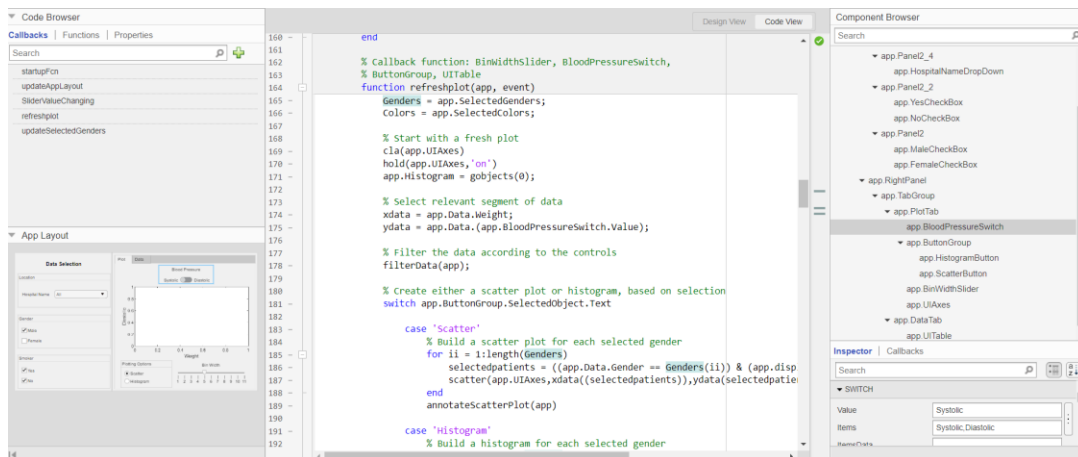


Imagen 2 Ejemplo del apartado de código de la interfaz [10]

La siguiente imagen es un ejemplo del resultado de una aplicación diseñada con el App Design



Imagen 3 Ejemplo de interfaz [10]

Matlab Compiler

Ahora bien, el Toolbox Matlab Compiler permite comprimir la interfaz diseñada anteriormente en una aplicación independiente a Matlab para que pueda ser ejecutada sin la necesidad de la instalación del software Matlab. Sin embargo, al realizar el empaquetado es necesario que se adjunte el intérprete denominado Matlab Runtime, el cual es una colección de librerías y códigos para ejecutar el programa de forma satisfactoria [11].

Al desplegar la herramienta, se visualiza un ambiente en el cual es posible agregar toda la información y los scripts necesarios para ejecutarse (ver Imagen 4).

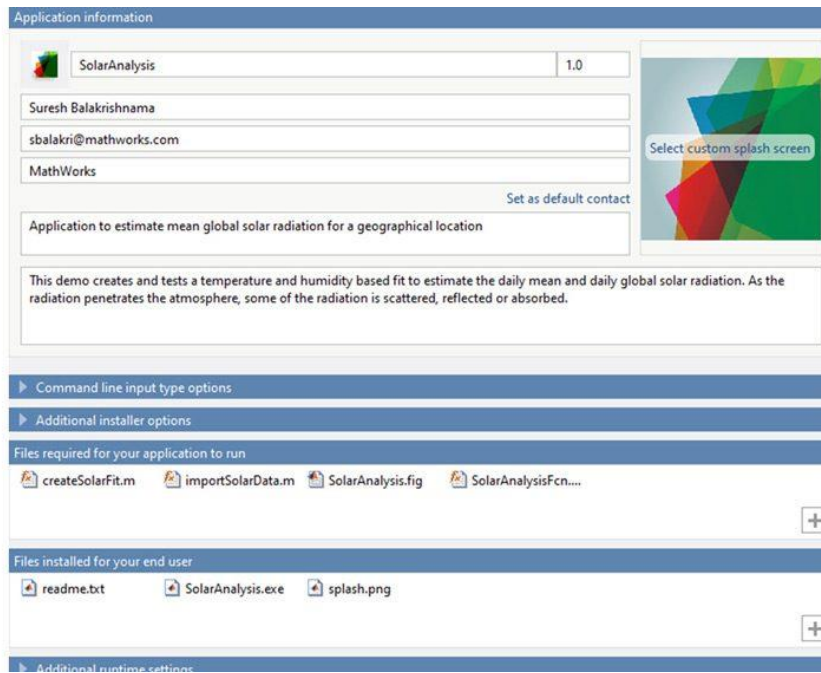


Imagen 4 Ejemplo de la herramienta MATLAB Compiler [11]

2. OBJETIVOS

2.1. General

Implementar una herramienta interactiva para visualizar accidentes cerebrovasculares a partir de imágenes de resonancia magnética.

2.2. Específicos

- a) Mejorar la segmentación 2D de los accidentes cerebrovasculares utilizando las imágenes de resonancia magnética.
- b) Validar la nueva segmentación de los accidentes cerebrovasculares tanto en 2D como en la reconstrucción 3D.
- c) Realizar segmentación del encéfalo y cráneo.
- d) Implementar la reconstrucción 3D en la herramienta interactiva.
- e) Extraer características relevantes de la reconstrucción 3D de los accidentes cerebrovasculares.
- f) Definir e implementar las interacciones de la herramienta.

3. METODOLOGÍA

3.1 Datos experimentales

La base de datos utilizada en este trabajo es la de *Anatomical Tracings of Lesions After Stroke* (ATLAS) R1.1. Esta base de datos cuenta con las lesiones causadas por los accidentes cerebrovasculares, las cuales han sido manualmente por un equipo de personas entrenadas para identificarlas. Contiene información de 229 resonancias magnéticas, las cuales tienen la segmentación de las lesiones y un conjunto de datos estandarizados para comparar el rendimiento. Además, contiene metadatos de cada una de las lesiones. Los datos de la base de datos se recopilaron en escáneres de resonancia magnética 3T, con una resolución de 1 mm³. Exceptuando las cohortes 1 y 2 las cuales se recolectaron en un escáner de 1.5T con una resolución del 0.9 mm x 0.9 mm x 3.0 mm. La base de datos además se divide de acuerdo a la cantidad de lesiones, en donde el 58% corresponde a sujetos con una sola una lesión, y el resto de los sujetos presentan múltiples lesiones. Las lesiones también se encuentran distribuidas equitativamente entre el hemisferio derecho (48.4%), el hemisferio izquierdo (43.8%), y el 7.7% restante se encuentran en el tallo cerebral o el cerebelo. Por último, tenemos que el 70.7% de las lesiones son subcorticales, 21.5% corticales y el 7.7% de otro tipo, ya que son las que se encuentran en un sitio distinto a los hemisferios cerebrales [12].

Adicionalmente, en la base de datos se encuentran distintos tipos de ACV. Las más visibles son las lesiones causadas por ACV de la arteria media cerebral (AMC). La ACM es la mayor de las dos ramas terminales de la arteria carótida interna (ACI), la cual se encarga de irrigar la parte medial de estructuras subcorticales (ganglios basales, tálamo y capsula interna) y grandes porciones del lóbulo temporal, así como también las superficies de los lóbulos parietal y temporal [13]. La arteria ACI se divide en cuatro:

- M1: Esfenoidal, segmento cruzado posterior y paralelo a la cresta esfenoidal.
- M2: Insular, se encuentra sobre la ínsula.
- M3: Opercular, segmento cursado sobre los opérculos frontoparietal y temporal.
- M4: Cortical, segmento que se propaga sobre la superficie cortical.

El presente trabajo dará énfasis al segmento M1, el cual conduce el mayor flujo sanguíneo de esta ruta, y por consiguiente su oclusión bloquea la irrigación de los segmentos M2, M3 y M4, causando un daño significativo en el cerebro.

3.2 Segmentación de la lesión cerebral

La segmentación de la lesión cerebral es la continuación de un trabajo anterior [14], en el cual se realizó la extracción de la lesión cerebral en diferentes cortes de imágenes RM en formato NIfTI. La metodología que se propuso es la siguiente:

3.2.1 Preprocesamiento

Al tener la imagen original (Imagen 5), se observa que las intensidades que tiene la lesión son parecidas a otra estructura, denominada acueducto cerebral, o también conocida como

“H” cerebral. Inicialmente, se realiza la segmentación de dicha estructura. Después, para delimitar aún más la lesión, se segmentan cráneo y encéfalo.

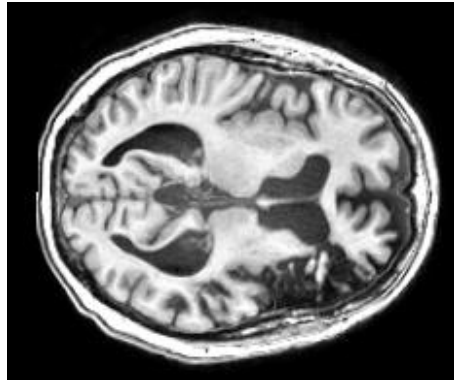


Imagen 5 Imagen original

3.2.1.1 Segmentación del acueducto cerebral

Debido a que los píxeles del acueducto cerebral están en las intensidades bajas, lo primero que se le hace es eliminar el fondo de la imagen. Esto se realiza a través de una umbralización, en donde se asigna el valor doble de 1 a los píxeles menores a una intensidad de 0.08. Luego, se hace un ajuste en el histograma, para aumentar el contraste en las estructuras de interés (Imagen 6).



Imagen 6 Imagen sin fondo

Después, se realiza una binarización de la imagen, donde a los píxeles menores a intensidades de 0.4 se les asigna el valor doble de 0 (negro), y al resto de píxeles el máximo valor doble de 1 (blanco). Esta imagen binaria se complementa, para resaltar la estructura objetivo que es el acueducto cerebral. Adicionalmente, se realizan operadores morfológicos de erosión y apertura para que las estructuras pequeñas desaparezcan. Ya para finalizar, se seleccionan las estructuras más grandes según su área, las cuales se usan como semillas en la segmentación por medio de la técnica de contornos activos, aplicada a la imagen resultado del aumento de contraste. El volumen final de la segmentación del acueducto cerebral se puede apreciar en la Imagen 7.

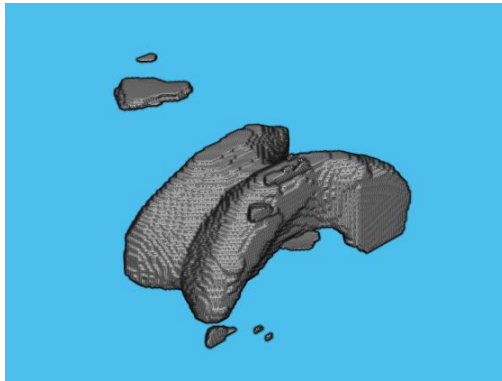


Imagen 7 Volumen segmentación del acueducto cerebral

3.2.1.2 Segmentación del cráneo

La segmentación de cráneo es más sencilla que la anterior. Primero, se aplica a la imagen original un filtro de mediana, para suavizar bordes y contornos, y posteriormente se realiza una binarización asignando a las intensidades iguales o menores a 0.9 el valor doble de 0. A continuación, se aplican operadores morfológicos para eliminar información irrelevante en la imagen, y se selecciona el área mayor como semilla para la aplicación de contornos activos.

3.2.1.3 Segmentación del encéfalo

Para el encéfalo se aplican dos veces un aumento de contraste a la imagen original. La primera imagen resultante se obtiene saturando las intensidades menores a 0.5 a negro, y las intensidades mayores a 0.95 se saturan a blanco (Imagen 8). En la segunda imagen resultante se saturan las intensidades menores a 0.4 a negro, y las intensidades mayores a 0.8 a blanco (Imagen 99).



Imagen 8 Mejora de contraste para hallar cráneo

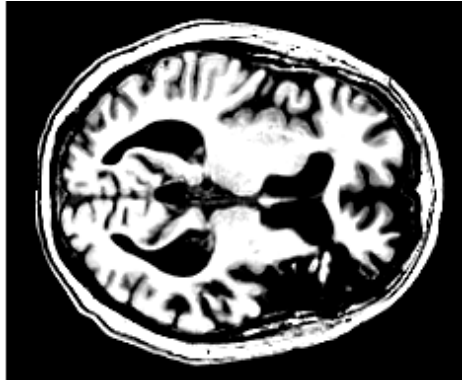


Imagen 9 Mejora de contraste para contorno activo

Luego, para hallar el cráneo, se escogen solo los píxeles que tengan una intensidad igual a 1 dentro de la imagen con aumento de contraste descrita anteriormente. Seguido de esto, a dicha imagen se le resta la segmentación de cráneo anteriormente realizada y descrita en el apartado 3.1.1.2. Luego, se aplica un filtro de mediana con una matriz kernel de tamaño de 5X5 para suavizar la imagen y no tener los bordes muy definidos (Imagen 10). Finalmente, a la imagen resultante se le realiza una erosión con un elemento estructurante en forma de disco y de tamaño 4 para eliminar las estructuras más pequeñas (Imagen 11).

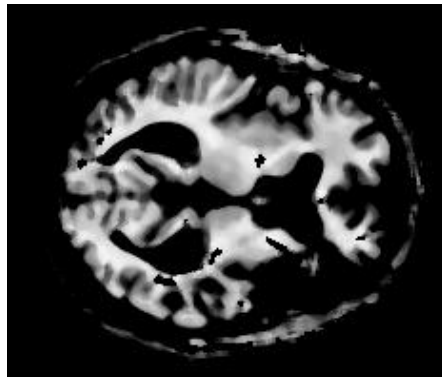


Imagen 10 Imagen con filtro de mediana

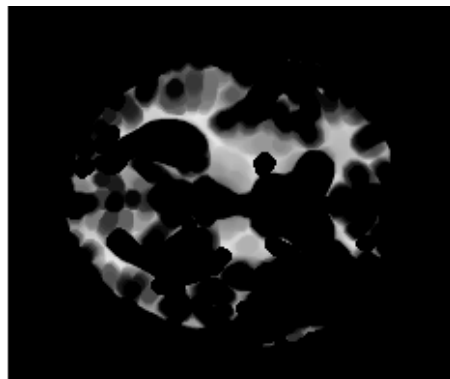


Imagen 11 Semilla para contorno activo de encéfalo

Posteriormente, se aplica la técnica de segmentación de contornos activos a la imagen resultante de la mejora de contraste descrita al inicio de esta sección (ver Imagen 9),

utilizando como semilla inicial para el algoritmo la Imagen 11. Como resultado, tenemos una imagen que segmenta bien encéfalo, pero algunas partes del cráneo también, por lo cual, al realizar la concatenación de los planos axiales, se halla el volumen más grande que corresponde a la segmentación final de cráneo (ver Imagen 12).

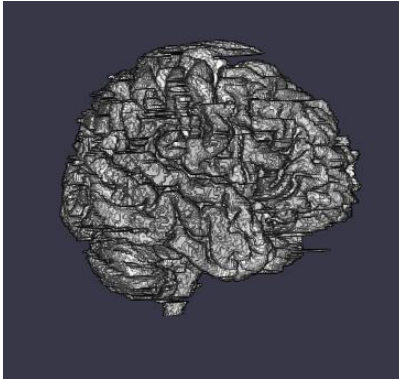


Imagen 12 Volumen segmentación encéfalo

Para finalizar, las tres segmentaciones halladas se le suman a la imagen original para empezar el procesamiento.

3.2.2 Procesamiento

Para el procesamiento debemos tener en cuenta el plano axial, ya que para detectar la lesión se usa la simetría entre el hemisferio izquierdo y el derecho. Cabe resaltar que, para hallar el rango global de procesamiento, se utiliza la ubicación aproximada de la ACM en la imagen que corresponde a un cuarto de volumen en la parte superior y en la parte inferior de la mitad del volumen.

Inicialmente, se realiza un aumento del contraste de la imagen resultado de la segmentación del encéfalo, donde a las intensidades menores a 0.4 se les asigna negro y a las mayores a 0.5 se les asigna blanco. Dicha imagen se binariza y se complementa, y se le asigna la etiqueta de "Imagen para Generar Semilla" IGS (Imagen 13). De manera similar, se aplica otro tipo de aumento de contraste a la imagen original (Imagen 5), donde a las intensidades menores de 0.4 se les asigna negro, y a las mayores a 0.8 se les asigna blanco. A continuación, a esta misma imagen procesada se le aplica el método de ecualización del histograma adaptativo de contraste limitado, para finalmente obtener la imagen etiquetada como "Imagen Base de Contorno Activo" IBCA (Imagen 14).



Imagen 13 IGS



Imagen 14 IBCA

Cada una de las imágenes de IGS e IBCA se dividen en dos: una para el hemisferio derecho y otra para el izquierdo. A continuación, y para seleccionar el área en la cual se encuentra la lesión, se analizan los histogramas de las dos imágenes IGS. El histograma que presente el mayor número de píxeles en la intensidad mínima corresponde al hemisferio en donde se encuentra la lesión. Habiendo definido la localización de la lesión, la imagen correspondiente a la otra mitad es reflejada horizontalmente y restada a la imagen donde fue hallada la lesión con el objetivo de eliminar información irrelevante y solo dejar la de la lesión.

Después de esto, se aplica un filtro de mediana para eliminar el ruido tipo sal, correspondiente a pequeños puntos resultantes de la resta de las imágenes. A pesar de ello, siguen encontrándose estructuras que no son de interés, por lo cual se aplican operadores morfológicos, el primer operador es una apertura con un elemento estructurante en forma de disco y de radio 4, y el segundo es un operador de cierre con un elemento estructurante en forma de disco de radio 2. Con este proceso, ya se cuenta en la imagen con las áreas de interés donde se encuentra la lesión. Posteriormente, se complementa dicha imagen para obtener así las semillas que se utilizarán para la segmentación por contorno activo (Imagen 15).



Imagen 15 Semillas contorno activo, teniendo como referencia la imagen IBCA

Para la segmentación por contorno activo se debe contar con una imagen de base donde las semillas se expandan, por lo cual se toma como base la imagen IBCA, con algunas modificaciones correspondientes a la eliminación de sus bordes. Al expandirse las semillas previamente halladas, es posible obtener como resultado la segmentación inicial de la lesión (Imagen 16).

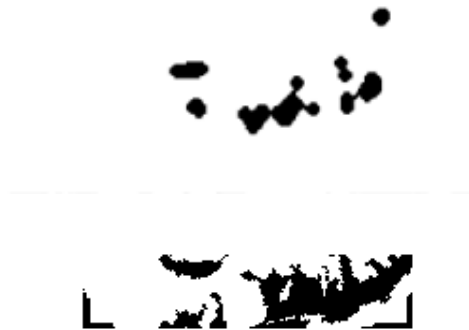


Imagen 16 Segmentación inicial de la lesión, según las semillas halladas

3.2.3 Post-Procesamiento

Debido a que previamente las imágenes fueron recortadas a la mitad, y la segmentación también fue realizada en la mitad de una imagen, es necesario volver a las dimensiones originales. Esto se logra creando una matriz en donde la mitad corresponde a la imagen donde se encontró que estaba la lesión, y la otra mitad corresponde a píxeles negros.

A continuación, se utiliza una dilatación condicional, para rellenar los huecos que quedan después de la segmentación, y adicionalmente se eliminan las estructuras que se encuentran en los bordes de las regiones de interés. Finalmente, se realiza la reconstrucción 3D con la concatenación de los planos axiales. En esa reconstrucción obtenemos distintos volúmenes candidatos a ser la lesión de interés (Imagen 17), de los cuales se escoge el de mayor tamaño (Imagen 18).

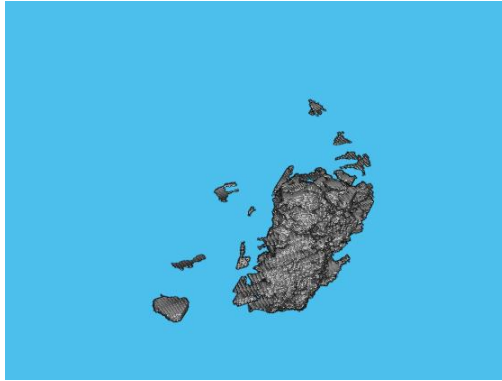


Imagen 17 Reconstrucción 3D de la lesión sin post-procesamiento

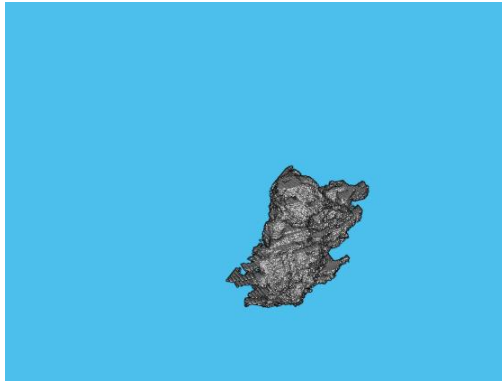


Imagen 18 Reconstrucción 3D de la lesión final

3.3 Herramienta interactiva

Para realizar la implementación de la interfaz gráfica interactiva, se utiliza la herramienta “App Design” del software Matlab. Esta herramienta permite realizar interfaces graficas de manera fácil y didáctica.

3.3.1 App Design

La implementación de la herramienta interactiva se realiza por medio de tres códigos principales. El primero es la pantalla de inicio, el segundo corresponde a una página de vistas, y el tercero es la ventana de procesamiento. Cabe resaltar, que en cada ventana se van a encontrar botones de ayuda específicos y de la ventana completa, para la herramienta sea más amigable con el usuario.

3.3.1.1 Pantalla de inicio

En la pantalla de inicio, al principio solo se observa el botón para cargar el archivo NIfTI y el título de la herramienta (Imagen 19). Cuando se selecciona el archivo NIfTI a cargar, aparece una barra de espera, ya que en ese momento se inicia el procesamiento de la imagen con todas las segmentaciones de sus diferentes estructuras. Las segmentaciones son las correspondientes el encéfalo, el acueducto cerebral, el cráneo y la lesión. Se realiza todo ese proceso al inicio del programa, para que la interacción por la herramienta sea más fluida. Pasado el tiempo de carga en pantalla se ven tres cortes, una de la vista axial, otro

de la vista coronal, y otro de la vista sagital. Adicionalmente aparecen tres botones que guiaran al usuario en tres distintos menús, los cuales son “Vista 3D”, “Vistas” y “Procesamiento” (Imagen 20).

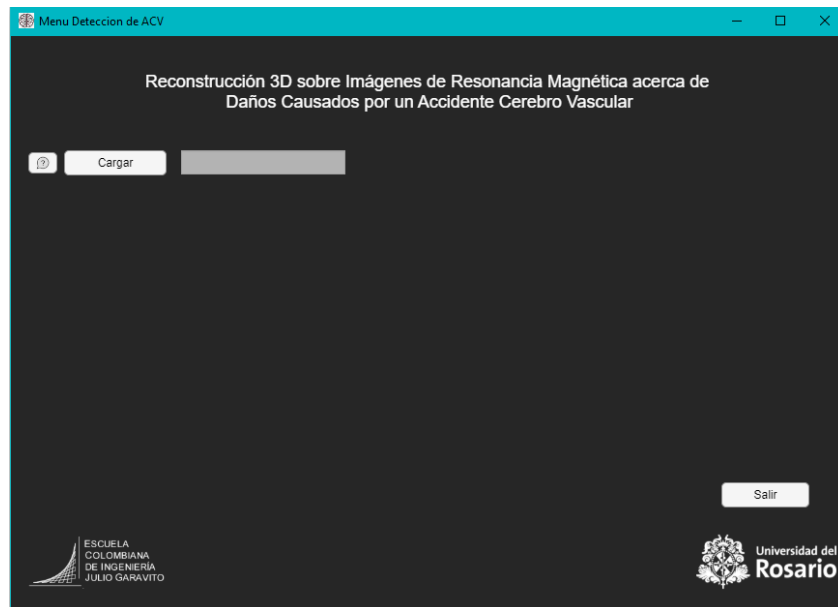


Imagen 19 Pantalla de inicio sin cargar archivo NIFTI

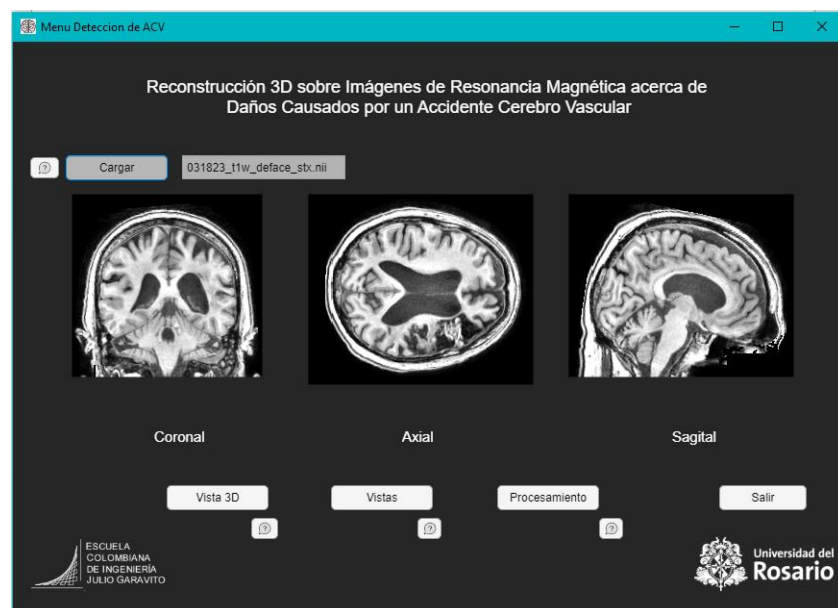


Imagen 20 Pantalla de inicio después de cargar el archivo NifTI

3.3.1.1.1 Vista 3D

En la vista 3D se presenta una imagen del volumen original encontrado en la base datos. Al lado de este volumen se encuentra una perilla donde se escoge el plano a visualizar (axial, coronal, sagital), y en la parte superior hay dos perillas, una para hacer cortes por el

límite inferior del volumen, mientras que la otra perilla hace cortes en el límite superior (Imagen 21).

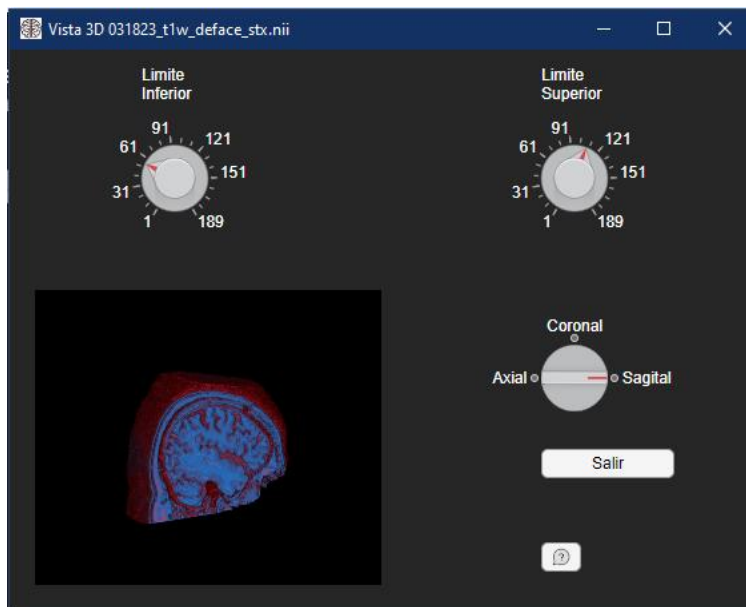


Imagen 21 Ventana "Vista 3D"

3.3.1.2 Vistas

En la ventana de vistas se encuentran tres imágenes, una principal, la cual es el plano seleccionado en los botones de la izquierda, y las otras dos imágenes son los otros dos planos no seleccionados. Adicionalmente, se puede navegar por el plano seleccionado a través de una barra, viendo las imágenes de principio a fin (Imagen 22).

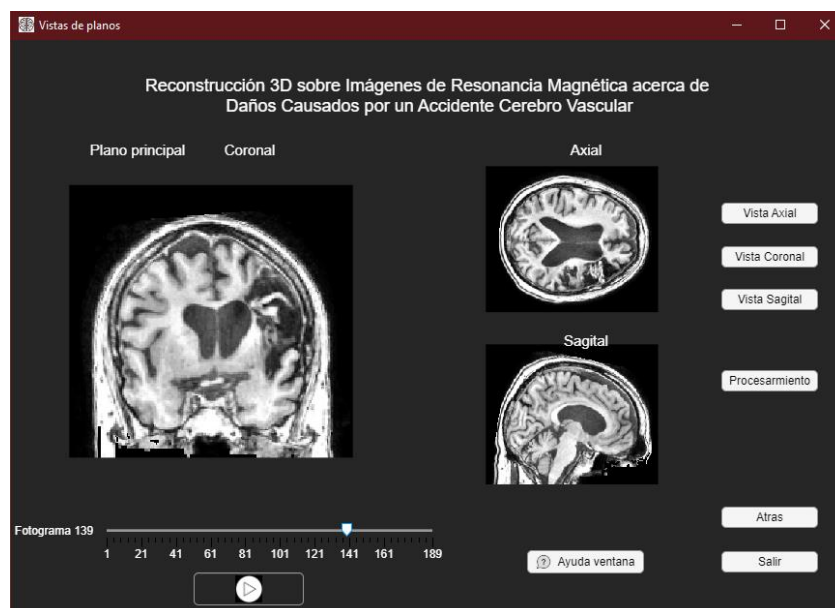


Imagen 22 Ventana "Vistas"

3.3.1.3 Procesamiento

La mayor fortaleza de la herramienta es la ventana de procesamiento. En la ventana principal de procesamiento se tiene la imagen del plano axial del cerebro del sujeto, donde se puede navegar por medio de una barra ubicada en la parte inferior de la imagen. Adicionalmente a esta navegación, se resaltan las áreas donde se encuentra la lesión en color morado, y si el usuario desea hacer un acercamiento a la lesión, aparece su centroide con una cruz blanca para asegurar la ubicación permanente de la lesión en la imagen a pesar del cambio de dimensiones (Imagen 23).

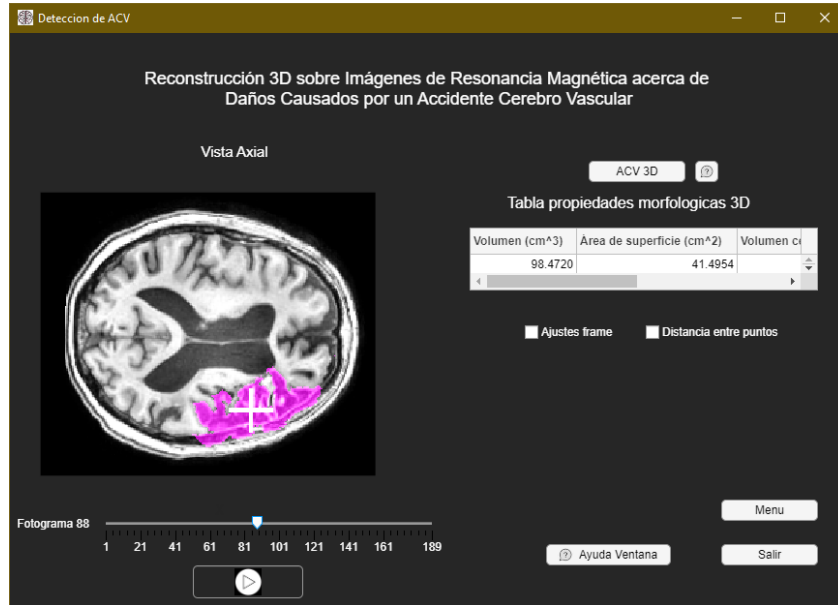


Imagen 23 Vista inicial ventana "Procesamiento"

Adicionalmente, se encuentra en la parte derecha de la ventana una tabla con cuatro datos importantes de la lesión: volumen, el área de superficie que ocupa la lesión, el volumen del encéfalo y el porcentaje que ocupa la lesión con respecto al volumen cerebral. Se suma el volumen de la segmentación del encéfalo más el volumen de la lesión para hallar el que sería el volumen total del encéfalo. Con respecto a este volumen, se realiza una relación entre el volumen total del encéfalo y el volumen de la lesión para saber el porcentaje ocupado por la lesión.

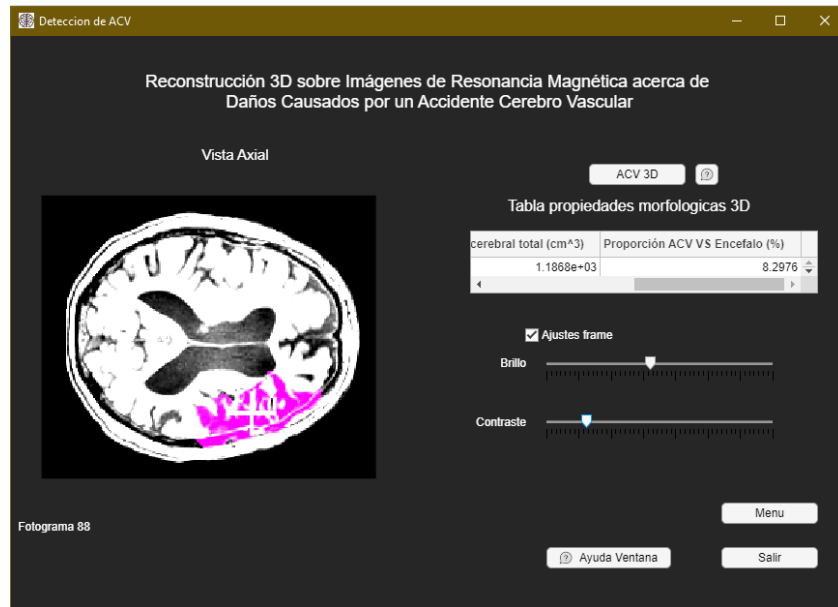


Imagen 24 Ventana "procesamiento" con la casilla de verificación "Ajustes frame" seleccionada

También se tiene en la parte derecha de la pantalla dos casillas de verificación, al seleccionar la primera, se muestran dos barras, donde el usuario puede modificar el brillo y el contraste de la imagen, con el objetivo de mejorar de manera personalizada la visualización de la imagen en la interfaz (Imagen 24). Para una mayor facilidad de procesamiento, estas modificaciones de brillo y contraste deshabilitan la barra de navegación del plano axial. La otra casilla de verificación permite medir distancias lineales en centímetros entre dos puntos en la imagen (Imagen 25).

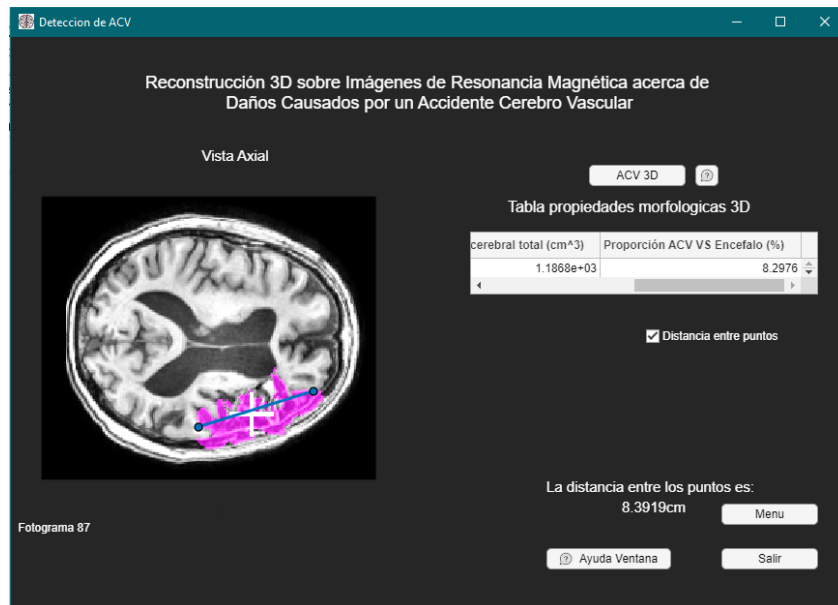


Imagen 25 ventana de "Procesamiento" con la casilla de verificación "Distancia entre puntos" activada

Por último, está el botón de "ACV 3D", el cual abre una nueva ventana.

3.3.1.3.1 ACV 3D

En esta ventana se encuentra el volumen de la lesión, y el usuario podrá interactuar con una perilla para seleccionar con respecto a que estructura le gustaría al usuario ver la lesión. Las opciones de las estructuras son: la lesión sola, la lesión con el encéfalo, la lesión con el cráneo y la lesión con el acueducto cerebral. Adicionalmente, en el caso de la lesión con el encéfalo, se podrá realizar un corte axial del volumen (Imagen 26).

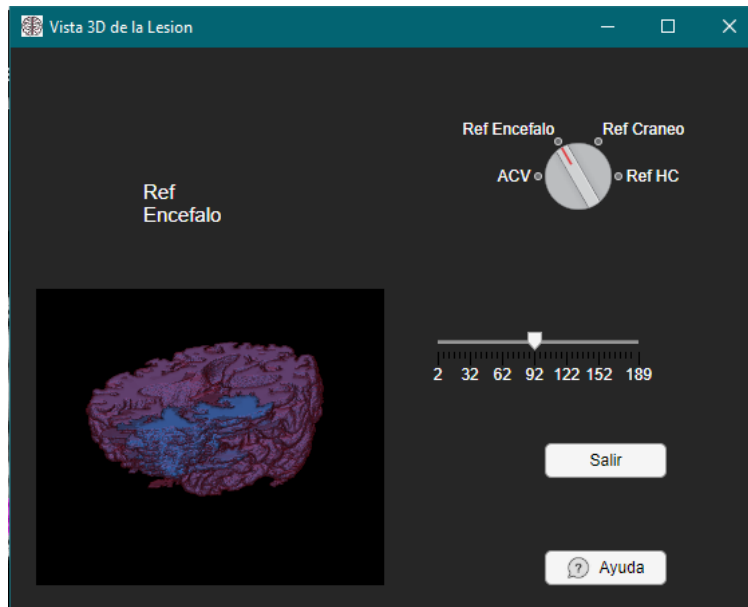


Imagen 26 Ventana "Vista 3D" seleccionando "Ref Encéfalo" y realizando un corte axial del volumen

3.4 Application compiler

La última fase del proyecto es la compilación del programa, por lo cual se utiliza otra herramienta denominada "Application compiler". Dicha herramienta incorpora los archivos necesarios para que la aplicación se pueda ejecutar, e incluye los nombres de los autores, y el nombre de la aplicación con su respectiva versión. Adicionalmente, se debe incorporar el intérprete "Matlab runtime", necesario para la ejecutar la aplicación en cualquier computador con sistema operativo Windows.

3.5 Cronograma

Actividad/Semana	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Mejoramiento de la Segmentación																
Evaluar Desempeño																
Segmentación cráneo y encéfalo																

Modelo 3D en Herramienta																
Extracción Características																
Interactividad de la Herramienta																
Presentación Final																

4. RESULTADOS

4.1 Segmentación

Para evaluar los resultados del método de segmentación propuesto se utilizan dos segmentaciones de referencia. La primera es la proporcionada por la base de datos, y la segunda, la segmentación realizada en el trabajo anterior [14] (Ver Tabla 1).

Paciente	Centroide de la lesión segmentada [Coordenadas en pixeles]			Volumen de la lesión segmentada (cm ³)		
	Base de datos	Primera Segmentación	Segmentación mejorada	Base de datos	Primera Segmentación	Segmentación mejorada
031823	141.92	152.38	151.74	111.428	78.526	98.472
	144.94	146.78	146.85			
	95.35	86.07	86.78			
031824	121.65	122.16	121.83	120.715	101.049	120.756
	147.93	149.36	148.82			
	71.86	73.80	74.26			
031927	129.89	136.00	133.90	125.669	129.116	145.797
	146.82	152.57	150.34			
	76.89	77.13	76.43			
031945	128.91	124.91	124.99	151.780	121.902	123.304
	57.75	48.90	49.174			
	81.23	77.99	77.77			

Tabla 1 Comparación resultados de la primera segmentación vs la segmentación mejorada

Se calcula el porcentaje de error de los resultados de las segmentaciones del método propuesto y del trabajo anterior con respecto a la segmentación proporcionada por la base de datos (Ver tabla 2).

Paciente	Centroide de la lesión segmentada [% de error]		Volumen de la lesión segmentada [%]	
	Primera Segmentación	Segmentación Propuesta	Primera Segmentación	Segmentación Propuesta
031823	7.37	6.92	29.53	11.62
	1.27	1.31		
	9.73	8.99		
031824	0.42	0.14	16.29	0.03
	0.97	0.60		
	2.70	3.33		
031927	4.70	3.09	2.74	16.02
	3.91	2.39		
	0.31	0.59		
031945	3.10	3.04	19.68	18.76

	15.32	14.85		
	3.98	4.25		
Promedio	4.48	4.13	17.06	11.61
Diferencia	0.35		5.45	

Tabla 2 Comparación del porcentaje de error entre las segmentaciones con lo proporcionado por la base de datos

4.2 Definición de interacciones

Para definir las interacciones de la herramienta, utilizamos una encuesta dirigida a un público objetivo conformado por estudiantes y profesionales del área de la salud.

La primera pregunta realizada es “¿Usted es? (Si no tiene alguna relación con el área de la salud seleccione “No Aplica.”)”, donde se obtuvo que el 75.2% de las personas son estudiantes en el área de la salud, el 14.3% son profesionales en el área de la salud, y el 10.5% no son ni profesionales ni estudiantes del área de la salud (Imagen 27).

¿Usted es? (Si no tiene alguna relación con el área de la salud seleccione "No Aplica".)

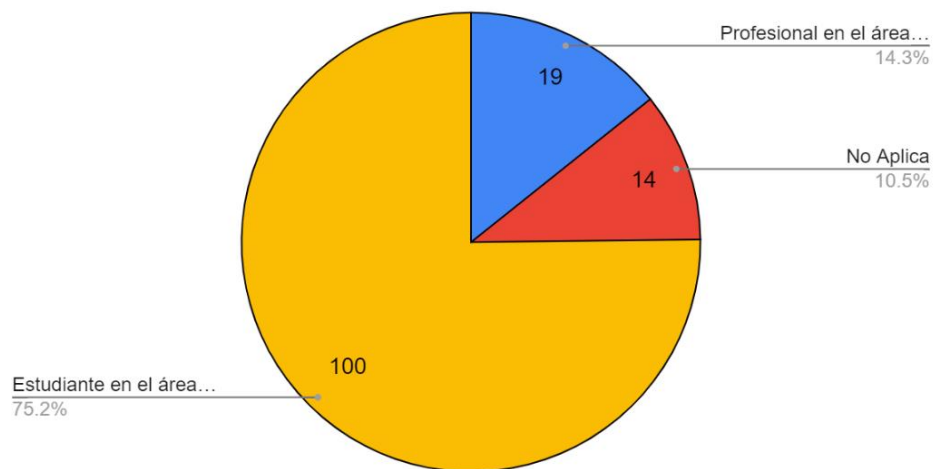


Imagen 27 Resultados a la pregunta ¿Usted es? de la encuesta realizada

Por medio de la segunda pregunta “Si es estudiante ¿En qué semestre está? O Si es profesional ¿Qué cargo ocupa en el área de la salud?”, es posible inicialmente filtrar los

estudiantes del área de la salud (Imagen 28). Además, se establece el semestre en el que se encuentran los estudiantes del área de la salud, en su gran mayoría quinto semestre.

Si es estudiante ¿En que semestre está?

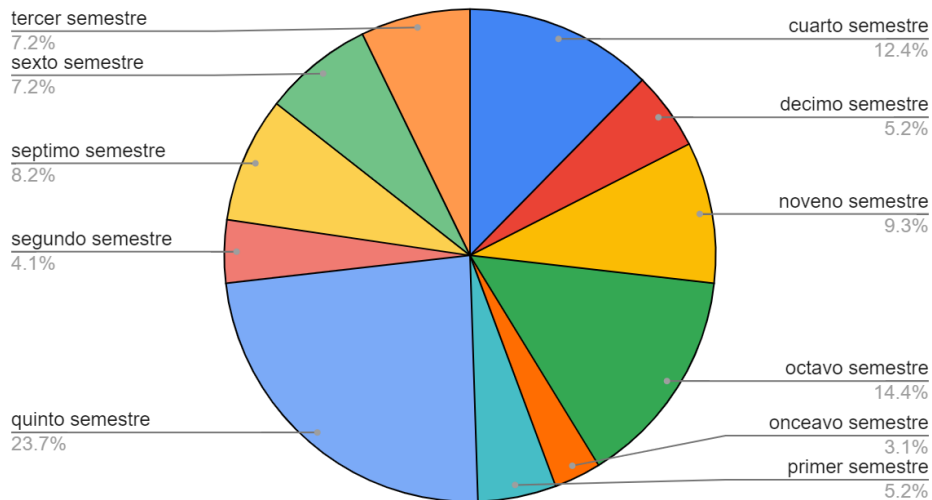


Imagen 28 Resultados de los estudiantes a la pregunta Si es estudiante ¿En qué semestre está?

Para las respuestas de los profesionales de la salud, se obtienen respuestas muy diversas, las cuales se encuentran en la Tabla 3.

Si es profesional ¿Qué cargo ocupa en el área de la salud?
Asesor Científico
Asistencial
Auxiliar
Auxiliar de enfermería
Auxiliar de enfermería, socorrista Cruz roja colombiana
CMO
Desarrollador
Enfermera
Fisioterapeuta Asistencial
Gestor biomédico
Ingeniera biomédica en el área de investigación de imágenes médicas
Investigador en neurociencias
Jefe de enfermería.
Médico
Médico general
Ortopedia

Rural de investigación en Neurociencia
--

Trabajo en una empresa que vende equipos médicos
--

Tabla 3 Resultados de los profesionales a la pregunta ¿Qué cargo ocupa en el área de la salud?

Por último, se obtienen las respuestas a la pregunta: “Si se cuenta con un software didáctico de reconstrucciones en 3D sobre lesiones cerebrales de ACV, ¿Cuál información sería útil que proporcionara? Puede escoger más de una opción” (Imagen 29).

Se obtuvo en orden descendente de cantidad de votos: información relevante de la lesión, visualización por capas cerebrales, cortes por planos, mapa de color en la anatomía a visualizarse y nombres de estructuras morfológicas.

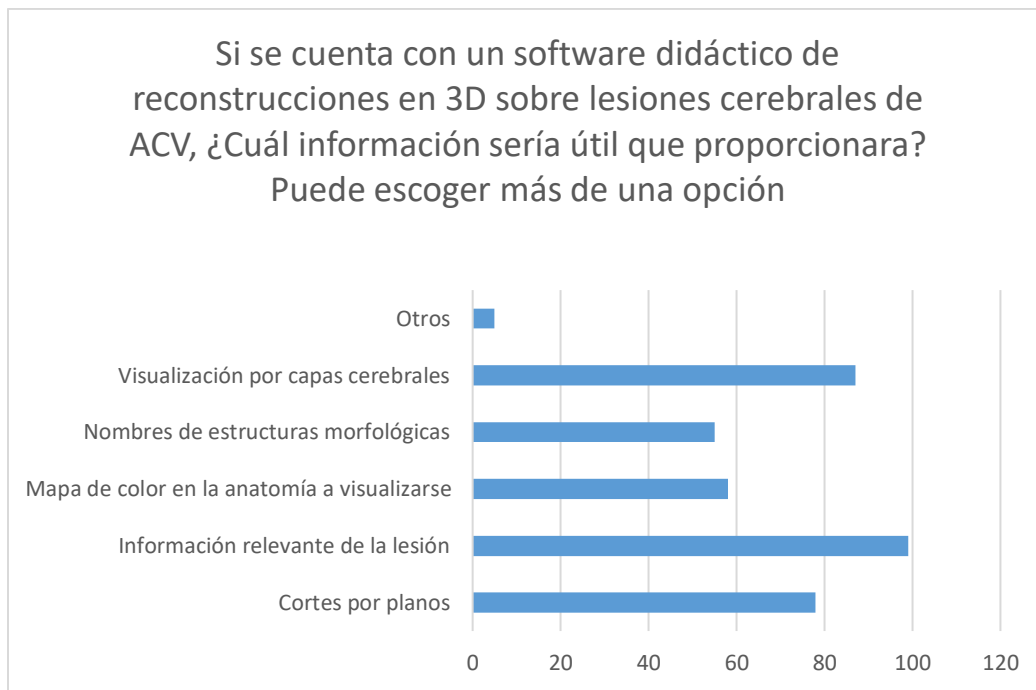


Imagen 29 Resultado de los estudiantes y profesionales de la salud a las interacciones de la aplicación

4.3 Artículo URUCON 2021

Como resultado de este trabajo se tiene una publicación en la conferencia URUCON 2021 organizada por la IEEE. Esta conferencia se realizó de manera virtual en Montevideo, Uruguay entre los días 24 y 26 de noviembre del 2021. El artículo se encuentra en la parte de los anexos de este documento. El artículo, se encuentra escrito en inglés como requisito de publicación.

5. DISCUSIÓN

5.1 Segmentación

En los resultados de la segmentación se observa una mejora los resultados del método propuesto, tanto en volumen como en las coordenadas del centroide de la lesión, comparado con los resultados de la segmentación disponible en la base de datos. Sin embargo, en el paciente 031927 (Imagen 27), no se observa esta mejora en la segmentación. Al revisar las imágenes, se puede observar que la lesión se encuentra muy cerca del acueducto cerebral, por lo cual la segmentación del acueducto cerebral alcanza a tomar parte de la lesión. Adicionalmente, se observa que en este caso tampoco hay una segmentación completa del acueducto cerebral.

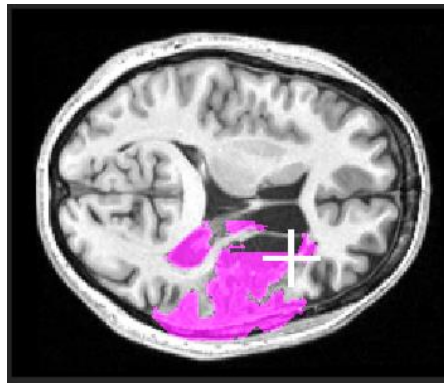


Imagen 27 Paciente 031927, se visualiza la segmentación de la lesión en color rosado

También en la Tabla 2, se observa que los promedios de error de los centroides se diferencian en un 0.35%, y los promedios de error de los volúmenes se diferencian en un 5.45%. Esto nos indica que desde el algoritmo anterior la ubicación de las lesiones se encontraba de manera correcta, pero había un error considerable posiblemente debido a una subsegmentación de estas. Por lo tanto, hallar los bordes o los distintos contornos de la imagen que sirve como base del contorno activo, mejora su desempeño como herramienta de segmentación de la lesión.

5.2 Definición de interacciones

En la encuesta realizada a 133 personas, no se tuvo en cuenta las respuestas de 33 personas que no están relacionadas con el área de la salud. De estas 100 personas, un gran porcentaje corresponden a estudiantes en quinto semestre de carreras en el área de la salud. Con respecto al porcentaje correspondiente a los profesionales del área de salud, se encuentra una gran variedad en las funciones que desempeñan, teniendo desde investigadores hasta auxiliares. Por lo cual, las opiniones de ambos grupos, tanto estudiantes como profesionales es variada y cercana a lo que se quiere saber del grupo focal al cual se destinó la encuesta.

Por último y más importante, las interacciones de interés de los encuestados en orden descendente son: información relevante de la lesión, visualización por capas cerebrales,

cortes por planos, mapa de color en la anatomía a visualizarse, y nombres de estructuras morfológicas.

Teniendo en cuenta lo anterior, se decidió trabajar las interacciones en el orden descendente, por lo cual en la aplicación se puede ver la información relevante de la lesión, como lo es su ubicación, volumen, área superficial y relación del volumen de la lesión respecto al volumen cerebral total. También, en la aplicación se puede visualizar la lesión cerebral con respecto a distintas estructuras cerebrales, que serían las capas cerebrales, las cuales son cráneo, acueducto cerebral, cráneo y encéfalo. En esta visualización, la estructura se ve de un color distinto a la lesión para que cada una sea más perceptible visualmente para el usuario. En la herramienta se puede encontrar también el corte por planos (axial, sagital y coronal). del volumen del sujeto.

5.3 Aspectos generales

Según las encuestas realizadas se obtuvo una herramienta funcional para entender de mejor manera las lesiones causadas por ACV. Donde la visualización en 3D y sus distintas interacciones son sencillas y útiles para el usuario.

Adicionalmente se cumplieron con la mayoría de los requisitos dados por los usuarios objetivo, con respecto a interacciones e información útil para ellos en este tipo de herramientas.

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En trabajos futuros, puede mejorarse aún más la segmentación de las lesiones, enfocándose en una segmentación más eficiente del acueducto cerebral. En caso de usar técnicas de inteligencia artificial, se recomienda ampliar el número de sujetos con lesiones en la ACM y sus imágenes correspondientes, o utilizar técnicas como transfer learning con redes ya entrenadas.

Adicionalmente, puede ampliarse la identificación de lesiones cerebrales a otras distintas a las lesiones de la ACM. Esto es muy útil, para que los estudiantes tengan un mejor entendimiento de los distintos daños que puede sufrir el cerebro por causa de los ACV.

La herramienta puede implementarse en otro software de programación, sea Python y/o Unity, con el fin de hacerla más ejecutable y de libre desarrollo, lo cual facilitaría su mejoramiento a través del tiempo por medio de los aportes de la comunidad científica.

Se pueden aumentar y mejorar las interacciones del usuario con la herramienta.

Se puede ampliar la herramienta interactiva a otras enfermedades como Alzheimer, Demencia, entre otros.

7. CONCLUSIONES

La adición de los bordes en la imagen base para el contorno activo mejoró el desempeño de la segmentación que se tenía en el trabajo previo en un 5.47%.

Las segmentaciones adicionales de distintas estructuras tanto craneales como cerebrales ayudan a lograr una mejor segmentación de la lesión, y al entendimiento para el usuario de ubicación y dimensión de esta.

Se logró implementar una herramienta interactiva e intuitiva para el usuario, teniendo en cuenta las interacciones de su interés expresadas en los resultados de una encuesta dirigida a estudiantes y a profesionales del área de la salud.

REFERENCIAS

- [1] WHO, "WHO EMRO | Stroke, Cerebrovascular accident | Health topics." 2018, [Online]. Available: <http://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>.
- [2] L. Restrepo, "Diagnóstico del ACV con neuroimágenes," *Acta neurol. colomb*, vol. 22, no. 1, pp. 31–41, 2006.
- [3] A. Subudhi, M. Dash, and S. Sabut, "Automated segmentation and classification of brain stroke using expectation-maximization and random forest classifier," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 1, pp. 277–289, 2020, doi: 10.1016/j.bbe.2019.04.004.
- [4] A. Subudhi, U. R. Acharya, M. Dash, S. Jena, and S. Sabut, "Automated approach for detection of ischemic stroke using Delaunay Triangulation in brain MRI images," *Comput. Biol. Med.*, vol. 103, no. August 2018, pp. 116–129, 2018, doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.10.016.
- [5] I. Oksuz, "Brain MRI artefact detection and correction using convolutional neural networks," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 199, p. 105909, 2021, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105909.
- [6] A. Clèrigues, S. Valverde, J. Bernal, J. Freixenet, A. Oliver, and X. Lladó, "Acute and sub-acute stroke lesion segmentation from multimodal MRI," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 194, p. 105521, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105521.
- [7] Y. Xue *et al.*, "A multi-path 2.5 dimensional convolutional neural network system for segmenting stroke lesions in brain MRI images," *NeuroImage Clin.*, vol. 25, no. April 2019, p. 102118, 2020, doi: 10.1016/j.nicl.2019.102118.
- [8] S. G. Iazard, R. S. Torres, Ó. A. Plaza, J. A. J. Méndez, and F. Joségarcía-Peñalvo, "Nextmed: Automatic imaging segmentation, 3D reconstruction, and 3D model visualization platform using augmented and virtual reality," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 10, 2020, doi: 10.3390/s20102962.
- [9] Data Format Working Group, "Background Information," 2005. <https://nifti.nimh.nih.gov/background>.
- [10] I. The MathWorks, "MATLAB App Designer," 2021. <https://www.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>.
- [11] I. The MathWorks, "MATLAB Compiler," 2021. https://www.mathworks.com/products/compiler.html?s_tid=srchtitle_application%2520compiler_2.
- [12] S.-L. Liew *et al.*, "A large, open source dataset of stroke anatomical brain images and manual lesion segmentations," *Matthew Lakich*, vol. 8, doi: 10.1101/179614.
- [13] H. Gibo, C. C. Carver, A. L. Rhoton, C. Lenkey, and R. J. Mitchell, "Microsurgical anatomy of the middle cerebral artery," *J. Neurosurg.*, vol. 54, no. 2, pp. 151–169, 1981, doi: 10.3171/jns.1981.54.2.0151.
- [14] N. Palacios, C. Perez, and S. Cancino, "Construcción 3D sobre Imágenes de Resonancia Magnética acerca de Daños Causados por un Accidente Cerebro Vascular," 2021.

ANEXOS

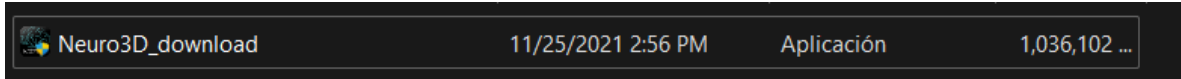
Guía de instalación para la aplicación ACV en forma Beta

Elaborada por Camilo Pérez

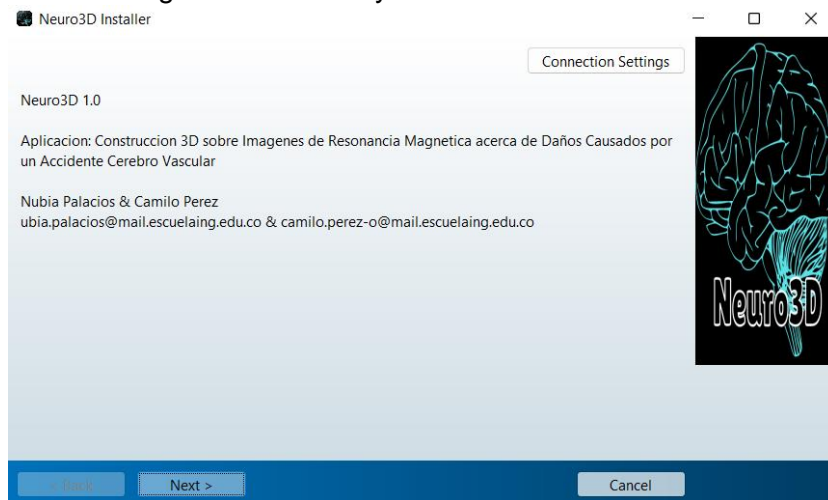
Por favor al finalizar regresar este archivo con diligenciado para ser usado en nuestra base de datos y obtener feedback para mejorar la interacción con la aplicación.

Instalación:

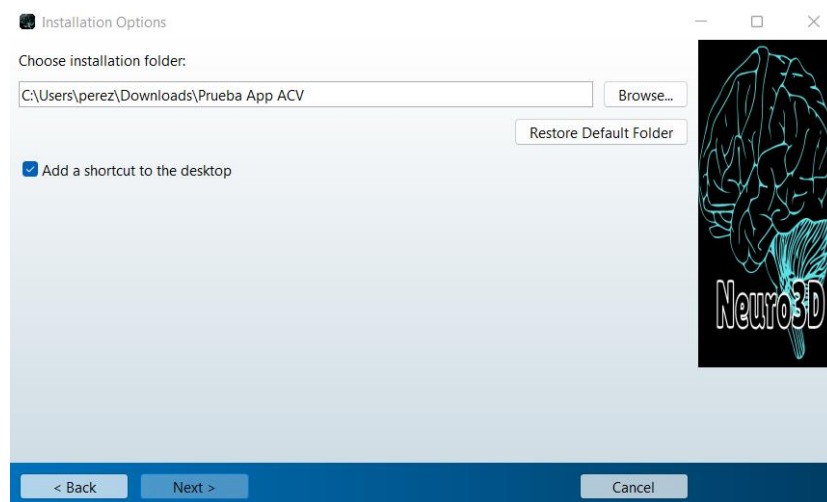
1. Se le debió entregar un ejecutable .exe en donde debe dar clic sobre él y aceptar dar los permisos correspondientes:



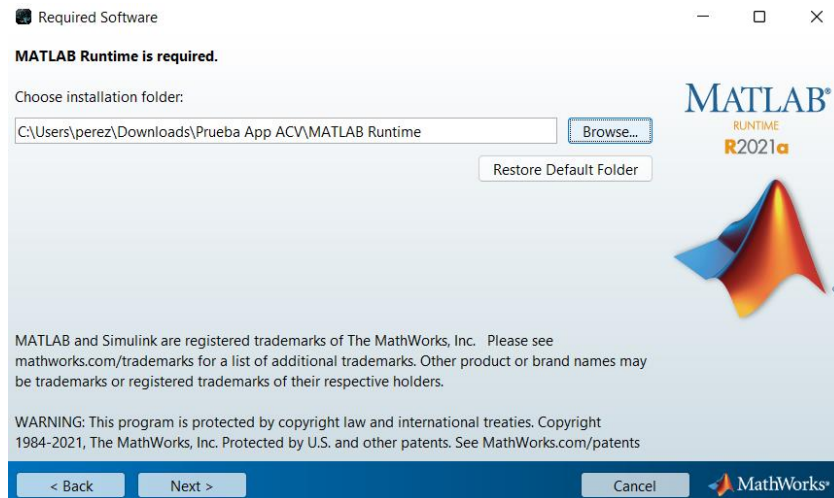
2. Al aceptar saldrá la siguiente ventana y en ella dar clic en "Next":



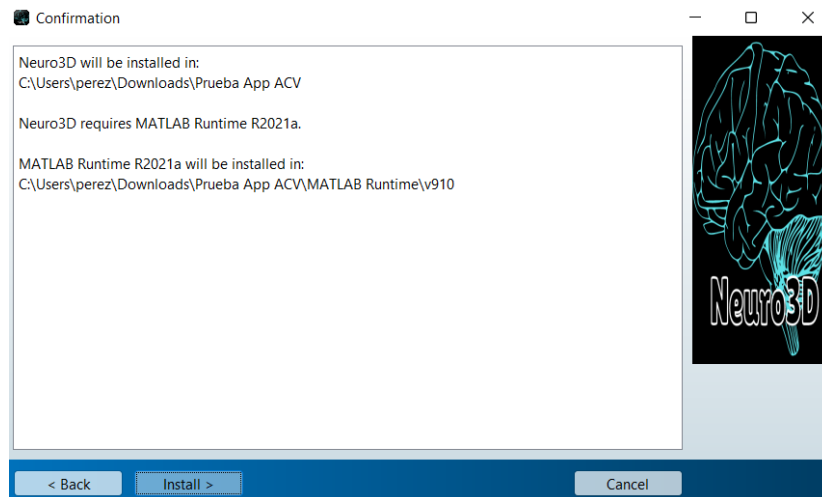
3. Ahora puede escoger el lugar donde quiere que se descargue la aplicación. Se recomiendo hacerlo en alguna carpeta que identifique fácilmente para cuando se elimine la aplicación sea sencillo verificar que se eliminó correctamente, en el caso de la siguiente imagen se observa que se guardó en descargas en una carpeta especifica y se dio la opción de hacer un acceso directo.



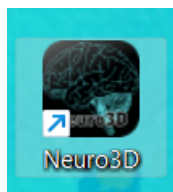
- Ahora debe instalar una carpeta especial denominada “MATLAB Runtime”, al igual que el anterior se recomienda que se elija una ruta de instalación conocida, pero asegure que se cree la carpeta de “MATLAB Runtime” por lo que al final de la ruta siempre agrega “\MATLAB Runtime”. Aunque tenga el nombre de MATLAB esta no requiere tener Matlab instalado previamente en el computador ni tampoco lo instalara.



5. Acepta los términos y condiciones. Finalmente instala la aplicación:

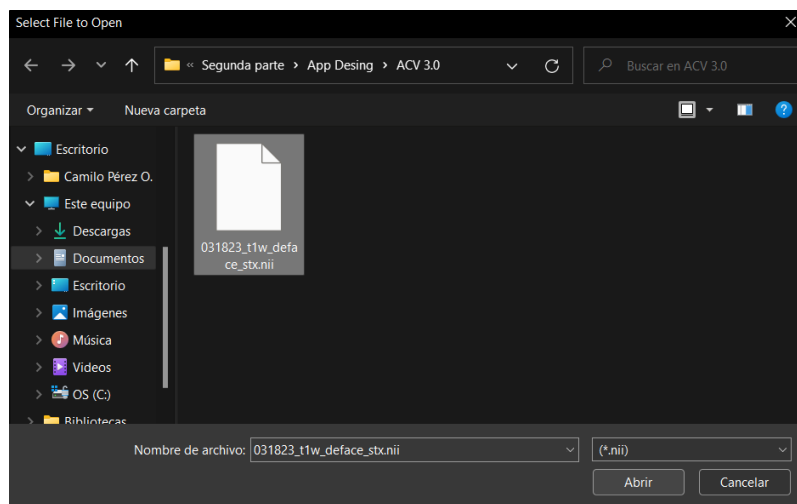


6. Ejecutar la aplicación desde el acceso directo

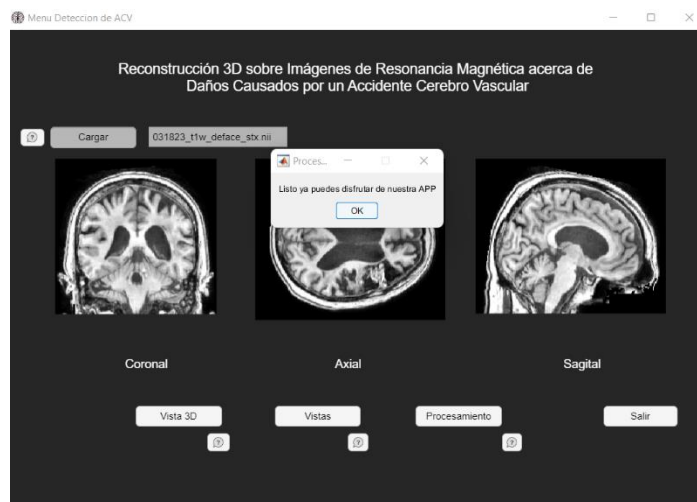


7. Probar la aplicación con la imagen que se dio de prueba. Por favor trata de contabilizar el tiempo que tarda entre que se carga la imagen y cuando acaba el procesamiento

a. Inicio: Cuando se le da clic en el botón de "Abrir"

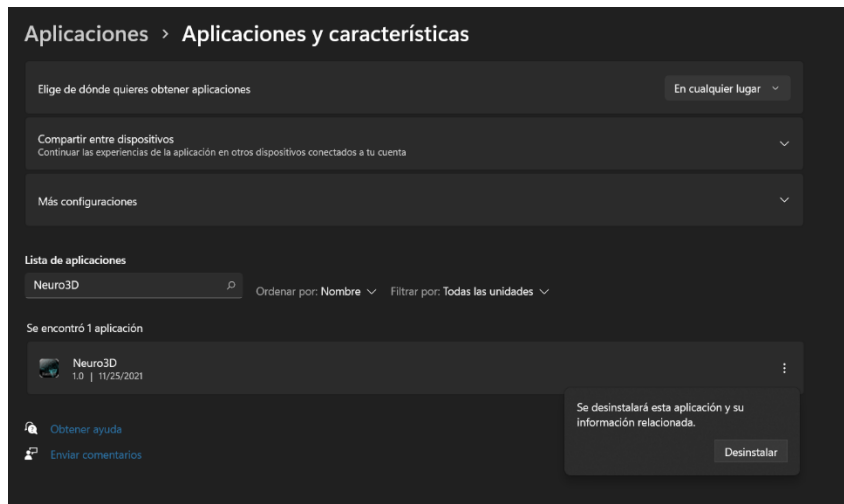


b. Final: Cuando salga el letrero de "Listo ya puedes usar nuestra APP"



Desinstalar:

1. Dirigirse a configuraciones del computador en el apartado de aplicaciones ir a la sección "Aplicaciones y características", en el buscador escribir "Neuro3D", dar clic en la aplicación y finalmente desinstalar.



2. Finalmente ir a la dirección que elegiste para descargar la aplicación y eliminar las carpetas que se crearon dado el caso que al desinstalar sigan presentes.

Danos tus datos y feedback:

Te invitamos a llenar el siguiente formulario:

<https://forms.gle/44A8KSNC54KmiyGP6>

3D Reconstruction of Damage Caused by a Stroke using Magnetic Resonance Imaging Processing

Nubia Palacios-Quecan
Biomedical Engineering
Escuela Colombiana de Ingeniería
Julio Garavito
Bogota, Colombia
nubia.palacios@mail.escuelaing.edu.co

Camilo Pérez-Ospino
Biomedical Engineering
Escuela Colombiana de Ingeniería
Julio Garavito
Bogota, Colombia
camilo.perez-o@mail.escuelaing.edu.co

Sandra Cancino-Suárez
Biomedical Engineering
Escuela Colombiana de Ingeniería
Julio Garavito
Bogota, Colombia
sandra.cancino@escuelaing.edu.co

Abstract—Cerebrovascular accidents (stroke) can cause neurological problems, transient or permanent disability, and even death. In cases where disability is present, it is useful to be able to obtain specific information about the damage caused to the brain. One way to quantify the specific characteristics of the damage caused by stroke is to perform a three-dimensional reconstruction. It is for this reason that this paper proposes a method to carry out this procedure. Initially, the process used is based on automatic segmentation of the lesion in each of the images or slices that are part of the brain Magnetic Resonance (MR) sequence. The segmented regions are used together for lesion volume reconstruction. This volume is displayed on an interface, along with its location within the skull, and its specific characteristics. The results obtained comprise an interface showing data of interest about the lesion and its reconstruction. Also, in the lesion segmentation process, a favorable Dice-Sorensen coefficient index of 0.75 is obtained with respect to the images annotated by experts. The lesion characteristics estimated in the implemented interface, such as location and volume, have an error of less than 30% with respect to the annotations of the database used, showing that the information provided by the proposed method is quite useful for the specialist's understanding of the brain damage caused by the stroke.

Index Terms—Cardiovascular accidents, Stroke, 3D reconstruction, Brain MRI, Brain lesions

I. INTRODUCTION

A cerebrovascular accident (stroke) is the interruption of blood flow in the brain, so that this organ stops receiving the necessary nutrients and oxygen, leading to the death of neurons causing permanent damage. According to the World Health Organization, 15 million people suffer a stroke every year, 5 million of whom die, while another 5 million are permanently disabled [1].

For segmentation and better detection of stroke in MR images, different methods have been developed. One of them is the Expectation-maximization algorithm, which is based on probabilistic models for maximum likelihood estimates of unknown parameters, with the objective of finding the best fit of a set of data [2]. On the other hand, there is the Delaunay triangulation that divides a surface into triangular regions based on the similarity of intensity of the features, where the image segmentation will be the

combination of regions and the established thresholds [3]. Other segmentation methods are based on machine learning techniques, for example, in different studies conducted by Ilkay Oksuz [4], Albert Clèrigues et al. [5] and Yunzhe Xue [6] segmentation is made using convolutional neural networks, whose principal disadvantage lies in the large number of images that must be used to ensure a good training of the model, which in context of medical images is a problem because of the reduced number of samples in the available databases.

This work aims to propose and implement an automatic algorithm for the detection of middle cerebral artery (MCA) stroke in MR brain images, in order to provide specialists adequate 3D views of this lesion, along with morphological information that may be useful for patient followup. This can be achieved by enhancing and extracting the regions where the brain lesions are located. The segmentation of these regions is evaluated by comparing them with those manually labeled in the database, to finally perform the 3D reconstruction with its respective validation.

II. METHODOLOGY

A. Experimental Data

In this work, the selected database is the *Anatomical Tracings of Lesions After Stroke (ATLAS) R1.1*, which contains brain MR images of patients with lesions caused by stroke. It is important to emphasize that these images are taken a few days after the stroke. This database contains information from 229 MR scans, each one with 189 images per anatomical plane (axial, sagittal, coronal) and detailed annotations for each subject about: type of stroke, number of lesions, hemisphere of the lesion, among others. In addition, it has binary masks with lesions identification, manually drawn by trained people (the gold standard for this work) [7].

B. Preliminary Considerations

This work focuses on the detection of stroke lesions located in the MCA, so only images where the MCA is affected were used. This is because the MCA is the

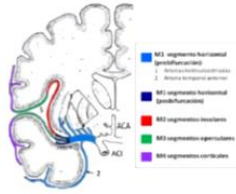


Fig. 1. MCA segments. Extracted from [8]

largest of the two terminal branches of the internal carotid artery. It is responsible for irrigating the medial part of subcortical structures (basal ganglia, thalamus and internal capsule) and large portions of the temporal lobe, as well as the surfaces of the parietal and temporal lobes. According to the study "Microsurgical anatomy of the middle cerebral artery" [9], this artery is divided into four segments (Fig 1).

In this case, emphasis will be given to the M1 segment, which conducts the major blood flow of this route. Therefore, the occlusion of this artery blocks the irrigation of the M2, M3 and M4 segments, leaving significant damage to the brain. Taking that into account, as these segments are anatomically at the same level as the thalamus, which is considered to be located in the midbrain area, a range of 50% of the images will be taken above its center and 50% below it. Once the search region has been delimited, the algorithm will use the axial plane images as a basis, since the stroke can be observed more clearly by visualizing them in this way.

As can be seen in the Fig. 2(a), gray intensities of the cerebral aqueduct, also known as "cerebral H", are similar to those of the lesion, possibly producing errors in the segmentation process. Therefore, this structure is considered not relevant information or noise. In order to avoid this problem, the H region is extracted in the image. At the same time, the skull and the encephalon regions are used to enhance the original image. With this, it is expected to create a significant difference between the intensities of the lesion and the rest of the regions, so that stroke segmentation can be more accurate.

C. Cerebral Aqueduct Segmentation

First, image background is eliminated. To do so, intensities lower than the experimental value of 0.08 (double format) become white, and a histogram adjustment increases contrast in the structures (Fig. 2(b)).

Then, image is binarized with a threshold (experimentally set in double format as 0.4), the result is an image where H region is white and background is black. Morphological operators of erosion and opening are applied to eliminate small structures and give the structure a larger shape. Finally, the algorithm selects the largest structures according to their area and these will be used as seeds to perform active contour segmentation on the image with

contrast enhancement (Fig. 2(b)). The Fig. 2(c) is the result of this segmentation and H brain 3D reconstruction.

D. Brain and Skull Segmentation

For skull segmentation, a similar procedure is performed, with the difference that a median filter is initially used to blur edges, followed by binarization with a threshold of an experimental value of 0.9. Finally, morphological operators and selection of the largest area are performed to find a reliable seed for the use of active contours (Fig. 3(a)).

In the case of the brain, the original image is added to the previously obtained brain H segmentation image. Again a median filter is applied, but in this case including the H region, so that the two hemispheres are mixed and binarized, and the selection of the largest structure corresponds to the brain. This result is used as a seed to apply active contours to the original image. Finally, the result is an image with high contrast between the lesion and the brain. The result of the segmentation is shown in Fig. 3(b). Additionally, with an arrow in the figure is indicated the stroke, to visualize the high contrast that is generated.

E. Processing

Skull and brain extracted regions are added to images of the axial plane in the range where the MCA is present, in order to generate two types of images. The first one, which is called "Image to Generate Seed" (IGS), is produced by performing a contrast enhancement based on the intensity of the image, where intensities lower than 0.4 are saturated at low intensities and those higher than 0.5 are saturated at high intensities; then, this gray scale image is binarized (Fig. 4(a)). The second image, called "Active Contour Base Image" (ACBI), is contrast enhanced in a similar way to the previous one, but with the difference that intensities greater than 0.8 are saturated. Finally, a limited contrast adaptive histogram equalization is applied (Fig. 4(b)).

F. Detection of Stroke Lesion

The two images previously generated (IGS and ACBI), are divided in right and left side due to the symmetry observed in the axial plane of the brain. This is done in order to make lesion segmentation more accurate. Next and based on the histogram information of the IGS image, the side with the highest number of pixels at the minimum intensity is chosen. This is the side where the lesion is located.

Having the side corresponding to the lesion, the other half of the image is reflected horizontally, and subtracted from the lesion side. Then, a median filter is applied to eliminate salt noise. Subsequently, morphological operators are applied, the first one an aperture operator with a structurant element of disk of radius 4, and the second one a closure with a disk of radius 2. The result image is the seed for the active contour (Fig. 5(a)). Considering that the active contour needs a base image to perform it, the

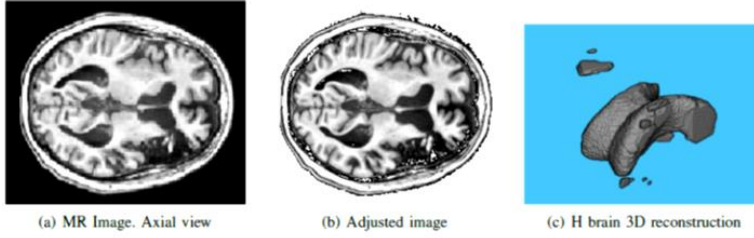
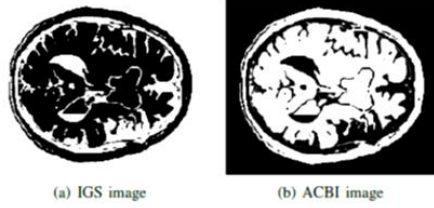


Fig. 2. H brain



(a) Skull segmentation. Axial view (b) Original + encephalon mask

Fig. 3. Brain and skull segmentation



(a) IGS image (b) ACBI image

Fig. 4. Processing

ACBI image is used, where the seed is going to expand according to the intensity of the ACBI pixels. This will give the initial segmentation of the lesion (Fig. 8(a)).

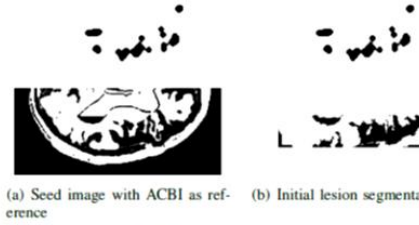
G. Post-Processing

Since the preliminary image (IGS) for the stroke segmentation is cropped in half, the result image has half the dimensions of the original image, so it must be returned to its original dimensions.

After this, a filter is used to fill the gaps in the lesion segmentation. Also, the structures that are on the edges are eliminated. Subsequently, the 3D reconstruction is performed with the concatenation of the axial planes (Fig. 6(a)). In this reconstruction there are different volumes where the largest solid is chosen as the brain lesion (Fig. 6(b)).

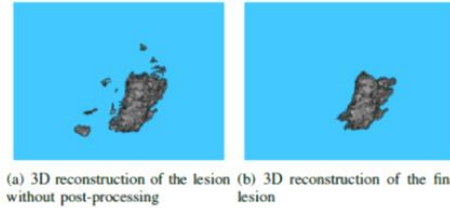
III. RESULTS AND DISCUSSION

Validation of segmentation method was done through the comparison of 134 MR images and their corresponding gold standard. Also, validation of 3d lesion reconstruction is performed through characteristics in the



(a) Seed image with ACBI as reference (b) Initial lesion segmentation

Fig. 5. 2D lesion segmentation



(a) 3D reconstruction of the lesion without post-processing (b) 3D reconstruction of the final lesion

Fig. 6. 3D lesion segmentation

database annotation related to volume and location of the brain lesion. As an example, table I shows results for two patients.

TABLE I
RESULTS

Patient	No Ima.	Dice [%]	Centroid [Pixel coordinates]		Volume [cm^3]	
					Database	Algorithm
031823	69	29.0323	141.92	152.38	111.428	78.526
			144.94	146.78		
			95.35	86.07		
031824	65	14.5161	121.65	122.16	120.715	101.049
			147.93	149.36		
			71.86	73.80		
031927	65	17.1429	129.89	136.00	125.669	129.116
			146.82	152.57		
			76.89	77.13		
031945	65	28.5714	128.91	124.91	151.780	121.902
			57.75	48.90		
			81.23	77.99		

The table shows a percentage of DICE, which is calculated with the DICE index of each individual image, then the indexes greater than 0.75 are taken and averaged

to generate the result of the table. In the centroid section, the information of the spatial coordinates (X, Y, Z) is displayed from top to bottom respectively. On the left side, we have the centroid of the mask made by the database. Then, the right column shows the spatial coordinates of the centroid of the volume found with the algorithm that was created.

It can be observed that, although the DICE percentages are lower than 50%, the centroid of the algorithm is close to the centroid of the database. Furthermore, in the results of a survey of 73 people, where 53.4% of the respondents have a medium-high knowledge of medical stroke images, 56.41% responded that the most accurate segmentation is the one performed by the algorithm of this article. This result is due to the fact that the masks provided by the ATLAS R1.1 database are made manually by a group of experts, which means that many of them are "over segmented" and do not highlight the boundaries of the stroke well.

TABLE II
PERCENTAGE ERRORS

Patient	Centroid	Volume
031823	7.37 %	29.53 %
	1.27 %	
	9.73 %	
031824	0.42 %	16.29 %
	0.97 %	
	2.70 %	
031927	4.70 %	2.74 %
	3.91 %	
	0.31 %	
031945	3.10 %	19.68 %
	15.32 %	
	3.98 %	

Table II shows the error percentages of the centroid and the volume in four patients. It is observed that none of the error percentages of centroids exceeds 16 %, which means that the lesion segmented by the proposed method is correctly located in the brain. On the other hand, in the volume it is observed that the percentages are lower than 30 %, which is acceptable due to the over-segmentation of volume in the database annotations. Also, volume differences could be a result of intensities of lesions, that are similar to the cerebral H, and also to the cerebrospinal fluid, which is close to the lesions of the CMA; therefore the active contour algorithm ignores these regions, which can generate an under-segmentation of the lesion, and an over-segmentation of the cerebrospinal fluid, as shown in the Fig. 7.

A. Interface

An interface is implemented where users can load, process and visualize the MR images and the 3d lesion reconstruction. The interface is divided into three sections. The first section is intended to load the image in "NifTI" (Neuroimaging Informatics Technology Initiative) format and presents the option to create a range to generate a 3D reconstruction of lesion with the original images. The

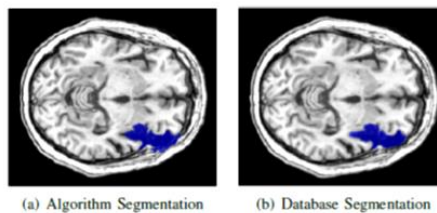
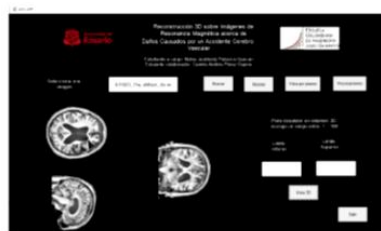


Fig. 7. Segmentation result

second section allows to visualize the anatomical plane and its images. Finally, the last section takes the set of axial images and performs the segmentation described in the methodology to find a sequence of images with lesion segmentation.



(a) Section 1

Fig. 8. Interface

At the end, the image sequence is presented (plane by plane) with the segmentation performed in a faint yellow tone that allows differentiating the lesion. In addition, a red cross is superimposed on this sequence indicating the location of the centroid of the final volume with respect to the size of the image, and next to the image a table showing the surface area, diameter and total volume. In addition to this 2D visualization, the interface allows to choose the reference with which the 3D reconstruction of the lesion is visualized, resulting in the Figures 9(a) and 9(b).

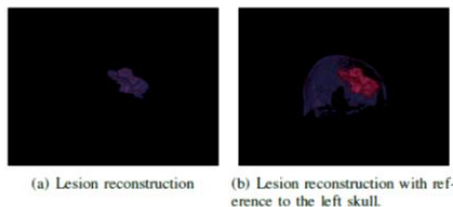


Fig. 9. 3D reconstructions given by the interface

IV. CONCLUSIONS

In this work, an automatic algorithm is proposed for brain lesions segmentation and 3d reconstruction through MR image processing. A user-friendly interface allows both 2D and 3D visualization of lesions caused by strokes,

along with morphological data that can be helpful to experts

Based on the survey conducted, the segmentation given by the algorithm is adequate for healthcare personnel, which implies automation and time reduction for brain lesion detection.

REFERENCES

- [1] *Stroke, Cerebrovascular accident*. URL: <http://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html#:~:text=Annually%202015%20million%20people%20worldwide,cause%20is%20high%20blood%20pressure>.
- [2] Asit Subudhi, Manasa Dash, and Sukanta Sabut. "Automated segmentation and classification of brain stroke using expectation-maximization and random forest classifier". In: *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 40.1 (2020), pp. 277–289.
- [3] Asit Subudhi et al. "Automated approach for detection of ischemic stroke using Delaunay Triangulation in brain MRI images". In: *Computers in biology and medicine* 103 (2018), pp. 116–129.
- [4] Ilkay Oksuz. "Brain MRI artefact detection and correction using convolutional neural networks". In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 199 (2021), p. 105909.
- [5] Albert Clèrigues et al. "Acute and sub-acute stroke lesion segmentation from multimodal MRI". In: *Computer methods and programs in biomedicine* 194 (2020), p. 105521.
- [6] Yunzhe Xue et al. "A multi-path 2.5 dimensional convolutional neural network system for segmenting stroke lesions in brain MRI images". In: *NeuroImage: Clinical* 25 (2020), p. 102118.
- [7] Sook-Lei Liew et al. "A large, open source dataset of stroke anatomical brain images and manual lesion segmentations". In: *Scientific data* 5.1 (2018), pp. 1–11.
- [8] Elena Angulo Hervias. "Valoración del tratamiento de las MAV intracraneales mediante embolización y otros tratamientos". PhD thesis. Universidad de Zaragoza, 2014.
- [9] Hirohiko Gibo et al. "Microsurgical anatomy of the middle cerebral artery". In: *Journal of neurosurgery* 54.2 (1981), pp. 151–169.