



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Informática
Maestría en Ciencias de la Computación

Planificación de trayectorias quirúrgicas en imágenes médicas 3D para neurocirugía

Opción de titulación

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el grado académico de
Maestro en Ciencias de la Computación

Presenta:

Ing. Alejandro De León Cuevas

Dirigido por:

Dr. Saúl Tovar Arriaga

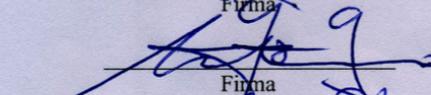
Dr. Saúl Tovar Arriaga
Presidente


Firma

Dr. Jesús Carlos Pedraza Ortega
Secretario


Firma

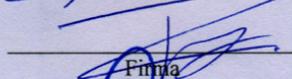
Dr. Arturo González Gutiérrez
Vocal


Firma

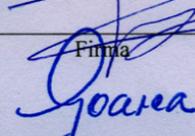
Dr. Efrén Gorrostieta Hurtado
Suplente


Firma

Dr. Alberto Pastrana Palma
Suplente


Firma


M.I.S.D. Juan Salvador Hernández Valerio
Director de la Facultad de Informática


Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Directora de Investigación y Posgrado

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Junio 2016
México

RESUMEN

La introducción de técnicas quirúrgicas de mínima invasividad lleva un largo tiempo de rápido y exitoso desarrollo, llegando al punto en que es demostrando que las intervenciones dentro del cerebro pueden ser abordadas en forma segura y eficaz a través de incisiones y craneotomías mínimas bajo el concepto *keyhole*, que consiste en realizar una mínima ventana osea en el cráneo para llegar a lesiones profundas dentro del cerebro. El desarrollo de la neurocirugía logrado con la introducción del microscopio, neuroendoscopia y sistemas de imagen y cirugía guiada ha impulsado la creación de nuevas técnicas quirúrgicas que permiten realizar procedimientos menos invasivos, lo que permite reducir los tiempos quirúrgicos, una recuperación más pronta al paciente, reducir la posibilidad de contraer alguna infección y evitar dañar alguna estructura de alto riesgo que puede provocar un problema de salud en el paciente. La planificación de trayectorias con técnicas de keyhole en neurocirugía requiere de un nivel alto de precisión con el fin de poder acceder a estructuras pequeñas dentro del cerebro para aplicaciones como biopsias, aplicación de terapias, endoscopia o estimulación cerebral profunda, agilizando así el proceso intraoperativo. Este trabajo de tesis propone un sistema informático que lleva a cabo la toma de decisiones utilizando lógica difusa para planificar trayectorias seguras en neurocirugía. Se documentaron trabajos previos relacionados con la planificación intraoperativa de trayectorias y las aplicaciones en neurocirugía en donde estas técnicas pueden ser empleadas. Se explican las técnicas de procesamiento de imágenes para segmentar estructuras de riesgo en imágenes médicas y su filtrado, la asignación de un peso de riesgo a tejido adyacente de las estructuras de riesgo, la generación funciones de membresía de entrada/salida y la declaración de las reglas del sistema difuso. En los resultados se muestra la función de decisión generada y un mapa de riesgo sobre una zona permisible de inserción de la herramienta donde se encuentran trayectorias candidatas que van de la superficie del cráneo a un punto objetivo. Finalmente se explican las conclusiones a las que se llegaron durante la realización de este trabajo el cual servirá de punto de partida para proyectos futuros.

(Palabras clave: Planificación de trayectorias quirúrgicas, keyhole, cirugía asistida por computadora, lógica difusa)

SUMMARY

The introduction of minimally invasive surgical techniques takes a long time of rapid and successful development, reaching the point where interventions within the brain can be dealt safely and efficiently through incisions and minimal craniotomy under the concept keyhole, which involves performing a minimum window bone in the skull base to reach deep lesions in the brain. The development of neurosurgery achieved with the introduction of the microscope, neuroendoscopy, medical images and guided surgery systems has promoted the creation of new surgical techniques that permits less invasive procedures, allowing lower surgical times, an earliest patient recovery, reducing the chance of getting an infection and prevent damage to any high risk structure that can cause health problems in the patient. Trajectory planning with keyhole techniques in neurosurgery requires a high level of precision in order to get access to tiny structures within the brain for applications such as biopsies, application of therapies, endoscopy or deep brain stimulation (DBS), thus speeding the intraoperative process. In this thesis work a computer system that performs the decision-making using fuzzy logic to plan safe trajectories for neurosurgery is proposed. Previous work related to planning trajectory and intraoperative applications in neurosurgery are explained. Image processing techniques to segment risk structures in medical images, the assigning of a risk weight of tissue adjacent to risk structures, the input/output membership functions generation, and the statement of the rules for the diffuse system are explained. The results show the generated decision function and a risk map on a permissible insertion area of the insertion surgery tool where candidate trajectories cross from the skull surface to a target point. Finally, the conclusions which were achieved during the performing of this thesis work are explained, and it will serve as starting point for future works.

(Key words: Trajectory planning in surgery, keyhole surgery, computer assisted surgery, fuzzy logic)

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría que estas líneas sirvieran para expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a todas aquellas personas que con su ayuda han colaborado en la realización del presente trabajo.

Me gustaría Agradecer a mis padres Marisela Cuevas Escajeda y Alejandro De León Medina por su apoyo, paciencia y por brindarme los medios para siempre seguir formándome tanto académicamente como moralmente. Gracias a mi hermana Magaly De León Cuevas ya que siempre ha estado brindándome apoyo.

Gracias al Dr. Saúl Tovar Arriaga, director de esta investigación, por la orientación, el seguimiento y la supervisión continúa de la misma, pero sobre todo por la motivación y el apoyo recibido a lo largo de estos años.

También le agradezco a CONACYT por el apoyo brindado para realizar esta tesis.

Índice

1.	Introducción	1
1.1	Motivación.....	2
1.2	Objetivos	2
1.2.1	Objetivos generales	2
1.2.2	Objetivos específicos	3
1.3	Alcances	3
1.4	Organización de la tesis.....	3
2.	Estado del arte.....	5
2.1	Planificación de trayectorias.....	8
2.2	Neurocirugía.....	10
2.3	Estereotaxia	11
2.4	Imágenes médicas.....	12
2.5	Visualización de imágenes dicom	14
2.6	Lógica difusa en medicina.....	16
2.7	Aplicaciones médicas	17
2.7.1	Endoscopia	17
2.7.2	Intervenciones al tercer ventrículo y ventrículos laterales.....	18
2.7.3	Robótica.....	21
3.	Metodología	23
3.1	Segmentación de estructuras de riesgo.....	24
3.2	Cálculo de volúmenes de riesgo (etiquetado).....	26
3.3	Asignación de áreas restringidas	30
3.4	Generación de trayectorias candidatas	31
3.5	Evaluación de riesgo asociado utilizando lógica difusa	32
3.6	Tecnologías utilizadas	36
3.6.1	Matlab	36
3.6.2	Lenguaje de programación c++.....	37
3.6.3	Visualization toolkit (vtk)	38
3.6.4	Qt.....	40
3.6.5	Cmake	42
3.6.6	Adquisición de imágenes DICOM.....	43
4.	Resultados	44
5.	Conclusiones y trabajo a futuro	52
6.	Referencias.....	53
7.	Anexo: publicaciones.....	56
7.1	Anexo I – Publicación en 12th international conference on electrical engineering, computing science and automatic control (cce 2015)	57
7.2	Anexo II - Recomendación a un special issue en la revista neurocomputing	63

ÍNDICE DE FIGURAS

2-1 Evolución de una incisión para una craneotomía en le área frontotemporal.....	6
2-2. Distintas técnicas para realizar una craneotomía.....	7
2-3. Estereotaxia.	12
2-4. Diagrama del proceso de visualización.	14
2-5. Diferentes cortes axiales del mismo volumen adquirido con resonancia magnética. ...	15
2-6. Reconstrucción 3D visualizando dos tejidos; piel y tejido óseo.	16
2-7. Endoscopio rígido fabricado por PENTAX medical (pentaxmedical, 2015).....	18
2-8. Áreas a considerar para realizar una craneotomía dirigida a determinadas zonas de los ventrículos (Antunes, 2009).....	19
2-9. Tercer ventrículo.....	20
2-10. Ventrículos laterales derecho e izquierdo.....	21
2-11. Robot utilizado en microcirugía llamado NeuroARM (Thirsk, 2015).	22
2-12. Robot cirujano NeuroMate desarrollado por la compañía Renishaw (Renishaw, 2012).	22
3-1. Flujo de trabajo para la planificación de trayectoria dividida en la operación realizada por el cirujano y las realizadas internamente por el software.....	23
3-2. Detección Segmentación del cerebro a la vista corte sagital y la reconstrucción 3D ...	24
3-3. Detección de los vasos sanguíneos en la sección sagital y la reconstrucción 3D usando un umbral.	25
3-4. Detección de los ventrículos en la sección sagital y la reconstrucción 3D usando un umbral.	26
3-5. Detección de bordes internos del ventrículo izquierdo.	27
3-6. Corte axial mostrando en blanco el área a etiquetar.....	28
3-7. Corte axial etiquetada de la imagen 3D.....	29
3-8. Área de inserción consideradas en este trabajo.	31
3-9. Función de pertenencia de entrada para la suma de volúmenes de riesgo de la trayectoria.	33
3-10. Función de pertenencia de entrada de la longitud de la trayectoria. Se divide en corta, mediana y larga.	34
3-11. Función de pertenencia de salida que indica la decisión del riesgo de la trayectoria que es la suma de los volúmenes de riesgo por donde pasa la trayectoria candidata.	34

3-12. Visualización de los vasos sanguíneos y los ventrículos utilizando la función plot de MATLAB.....	37
3-13. Visualización de la piel segmentada de las imágenes DICOM tratadas.....	39
3-14. Visualización de todas las estructuras segmentadas.....	39
3-15. Interfaz desarrollada en Qt para la visualización de las estructuras, las trayectorias y el mapa de riesgo asociado a cada trayectoria	40
3-16. Ventana que permite la carga de los archivos VTP.....	41
3-17. Trayectoria trazada partiendo de un punto de inserción al punto objetivo.....	41
3-18. CMake nos permitió integrar de forma sencilla VTK y Qt.	42
4-1. Función de decisión generada por el sistema difuso.	44
4-2. Dos vistas del punto azul que muestra el Foramen de Monroe (punto objetivo).	45
4-3. Mapa de riesgo de trayectorias calculadas para llegar al tercer ventrículo. La zona de inserción es en el área anterior frontal temporal.	46
4-4. a) Trayectoria sugerida por el sistema del primer caso.	48
4-5. Dos vistas del punto azul que muestra el punto objetivo seleccionado para llegar el ventrículo lateral derecho.....	48
4-6. Mapa de riesgo de trayectorias calculadas para llegar al ventrículo lateral.	49
4-7. Trayectoria sugerida por el sistema del segundo caso.....	51

ÍNDICE DE TABLAS

2-1. Comparación de los métodos de evaluación de riesgos para la planificación de trayectoria en neurocirugía <i>keyhole</i>	8
3-1. Reglas difusas implementadas en el sistema de decisión de riesgo de la trayectoria....	35
4-1. Resultados de la trayectorias candidatas más segura y más riesgosas del primer caso.	47
4-2. Resultados de la trayectorias candidatas más segura y más riesgosas del segundo caso.	50

1. INTRODUCCIÓN

Hoy en día la tecnología es un factor vital para el desarrollo y evolución de la medicina, ya que los equipos médicos de alta complejidad son parte de los avances tecnológicos que se han ido efectuando a través del tiempo.

Durante los últimos años se han hecho investigaciones para ayudar a cirujanos durante intervenciones quirúrgicas haciéndolas más precisas y por lo tanto menos invasivas. Dichas investigaciones han hecho posible el desarrollo de sistemas de planificación preoperatoria, por lo que es posible durante cirugía hacer incisiones mas pequeñas y ocasionar menos traumatismos en tejidos adyacente, experimentar un menor riesgo de infección, estadías hospitalarias más cortas y tiempos de recuperación mas cortos de los pacientes que son sometidos a estos sistemas.

En este trabajo presentamos un nuevo enfoque para la planificación de trayectoria semiautomático basado en lógica difusa para la toma de decisiones, que permitirá asignar un peso de riesgo a múltiples trayectorias tomando en cuenta parámetros como lo es la longitud de la trayectoria y el daño a estructuras de riesgo por donde atraviesa ésta. El propósito del sistema difuso es permitir a los usuarios finales (neurocirujanos, neurólogos, radiólogos, médicos, etc.) introducir restricciones blandas y estrictas para el cálculo de trayectoria. Una función de decisión permitirá considerar diferentes criterios para la toma de decisiones. El cirujano puede asignar el peso de las estructuras de riesgo localizadas de acuerdo con las complicaciones que presenta el paciente, después se tiene la oportunidad de elegir, según su experiencia, la trayectoria más adecuada.

Primero se realiza un análisis de la anatomía del paciente en torno a áreas específicas. Para realizar este análisis se obtiene un conjunto tomografías computarizadas (CT) o imágenes de resonancia magnética (MR). Utilizando métodos de procesamiento de imágenes y visualización, se pueden generar generar modelos del cuerpo de un paciente. Una vez procesadas la imágenes a tratar, cada una de las trayectorias es ponderada indicando lo segura o riesgosa que es.

El uso de lógica difusa en un sistema de este tipo permite la asociación de valores lingüísticos. La idea es mostrar al cirujano una lista de reglas con el fin de dar instrucciones al sistema de planificación para encontrar la trayectoria con el mínimo riesgo asociado.

1.1 Motivación

Es fundamental aplicar avances tecnológicos que están dirigidos a lograr mejores resultados en los tratamientos y manejos de patologías intracraneales, y así dar mayor calidad de vida a los pacientes. Para realizar una intervención quirúrgica de invasión mínima el médico necesita contar con una planificación preoperatoria, como lo es la posición y dimensiones adecuadas para realizar una trepanación en el cráneo y establecer una ruta adecuada hacia un objetivo en tejido encefálico. Es posible establecer trayectorias operatorias seguras utilizando algoritmos y tecnologías aplicadas a un sistema.

Se pretende desarrollar un sistema para cirugía asistida por computadora que le permita al cirujano visualizar en una interfaz de computadora estructuras de interés segmentadas del cerebro a partir de imágenes médicas tomadas de un paciente, así como planificar y definir trayectorias seguras para llegar a dicha zona y así dañar lo menos posible tejido adyacente durante la intervención utilizando herramientas quirúrgicas.

El desarrollar un sistema preoperatorio de este tipo haría menos invasiva una intervención donde se requiere introducir una herramienta quirúrgica rígida dentro del cerebro, lo que ayudaría a reducir el tiempo de la intervención así como el tiempo de recuperación del paciente.

1.2 Objetivos

1.2.1 *Objetivos generales*

Desarrollar un sistema preoperatorio para planificar trayectorias quirúrgicas seguras. Se considerarán trayectorias rectas que irán desde un punto de inserción sobre la superficie del cráneo hasta un punto objetivo en la parte interna del cerebro. Con este sistema se pretende extender las capacidades del cirujano por lo que se podrá remover tejido enfermo y/o aplicar de terapias de una manera precisa minimizando así el daño de tejidos sanos adyacentes.

El cirujano podrá visualizar en una GUI estructuras segmentadas tomadas de imágenes médicas de tomografía computarizada o resonancia magnética, las trayectorias planificadas y su peso de riesgo.

1.2.2 Objetivos específicos

- Planificación de trayectorias profundas en tejido encefálico.
- Minimizar daños a tejido adyacente sano durante una intervención quirúrgica.
- Desarrollo de una interfaz de usuario que permita visualizar estructuras de riesgo y las trayectorias planificadas.
- Generar un mapa de riesgo que permita visualizar al usuario un peso de riesgo calculado con un algoritmo.
- Implementación de un sistema difuso para calcular el riesgo asociado a trayectorias candidatas a partir de reglas y parámetros.

1.3 Alcances

Las intervenciones quirúrgicas para neurocirugía varían dependiendo del tipo de intervención en sí, además cada paciente requiere de una planificación acorde a sus particular caso. Por esta razón no podemos generalizar un método para todos los caso, por lo que los valores de parámetros y reglas deben ser valuadas a criterio del cirujano. También pueden ser considerados varios parámetros en el sistema difuso pero esto igual manera depende del caso a tratar.

1.4 Organización de la tesis

En este capítulo se ha introducido el tema de esta tesis y se estableció el objetivo de investigación. El cuerpo restante de esta tesis se encuentra en los siguientes capítulos:

Capítulo II. ESTADO DEL ARTE

El segundo capítulo hace una introducción sobre la neurocirugía usando técnicas de *keyhole* y la planificación de trayectorias en neurocirugía. También se explican a grandes rasgos los trabajos que dieron pie a este proyecto, además de ilustrar algunas aplicaciones médicas en las que puede ser empleada la planificación de trayectorias en neurocirugía. que incluye una revisión de aplicaciones relacionadas con estos sistemas.

Capítulo III. METODOLOGÍA

En este capítulo se explican los métodos empleados para cumplir los propósitos de este trabajo de tesis como los algoritmos a emplear y las tecnologías utilizadas

Capítulo IV. RESULTADOS

En el capítulo 4 se dan a conocer los resultados de las pruebas hechas para adquirir un mapa de riesgo sobre la superficie del cráneo tomando en cuenta diferentes trayectorias trazadas.

Capítulo V. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

Se explican las conclusiones obtenidas en base a los resultados del proyecto así como el trabajo a futuro que se espera obtener teniendo como base este trabajo.

2. ESTADO DEL ARTE

La cirugía de invasión mínima asistida por computadora ha sido de gran relevancia en procedimientos clínicos en los últimos años. Este tipo de intervención utiliza imágenes preoperatorias CT/MRIT para la detección precisa de tumores, lesiones o estructuras anatómicas dentro del cerebro y así llegar a este tejido de interés con alguna herramienta quirúrgica como puede ser una probeta, aguja para biopsias, catéter o electrodos. Algunas de las intervenciones pueden biopsias para la extracción de tejido de interés (Seitel et al., 2011); Endoscopia en los ventrículos (Hamada et al., 2005) (Longatti et al., 2005); o estimulación cerebral profunda (Essert et al., 2012), por mencionar algunos. Una inadecuada inserción de la herramienta quirúrgica dentro del cerebro puede provocar complicaciones médicas al paciente como; comprometer los resultados definitivos de una cirugía; o una mala dosificación de radiación para una terapia; causar una hemorragia intracraneal; o algún daño neurológico temporal o permanente.

Aproximadamente cien años atrás era necesario hacer craneotomías muy grandes para poder realizar una intervención dentro del cerebro esto para encontrar el tejido de interés y por la falta de iluminación que puede tener el cirujano (Pernecky et al., 2009).

El primer factor importante en el desarrollo de la neurocirugía fue la evolución de diagnóstico preoperatorio con imágenes médicas. Para la visualización de las estructuras dentro del cerebro, como ventrículos y vasos sanguíneos, se desarrollaron técnicas de fluoroscopia, la primera por Walter E. Dandy para una ventriculografía (Dandy et al. 1913) y 20 años después Edgar Moniz describe la técnica para la angiografía (Moniz, 1927). Después con la llegada de la tomografía computarizada (CT) (Hounsfield, 1973) era posible la visualización del tejido encefálico en un corte axial. Estas técnicas dieron lugar a la macrocirugía, (Figura 2-1a).

El segundo factor fue el desarrollo de herramientas de iluminación y magnificación intraoperatorios. Los primeros dispositivos de este tipo era un reflector montado sobre la cabeza del cirujano (Bucy, 1930) y los primeros microscopios utilizados en cirugía. Con esto llega la microcirugía, (Figura 2-1b).

Con la evolución de herramientas preoperativas e intraoperativas progresivamente la neurocirugía se ha hecho menos invasiva. Estos avances permitieron que la neurocirugía fuera menos invasiva utilizando procesos de análisis preoperativos como la localización de tejidos de interés dentro del cerebro para determinar zonas de inserción de herramientas de bajo riesgo, además proporcionar al cirujano una mejor visión de la anatomía en un espacio reducido lo que permite al cirujano reducir las horas de operación en la cirugía y al paciente una recuperación más rápida. A este proceso de buscar una opción de mínima invasividad se le conoce como *keyhole*, (Figura 2.1c).

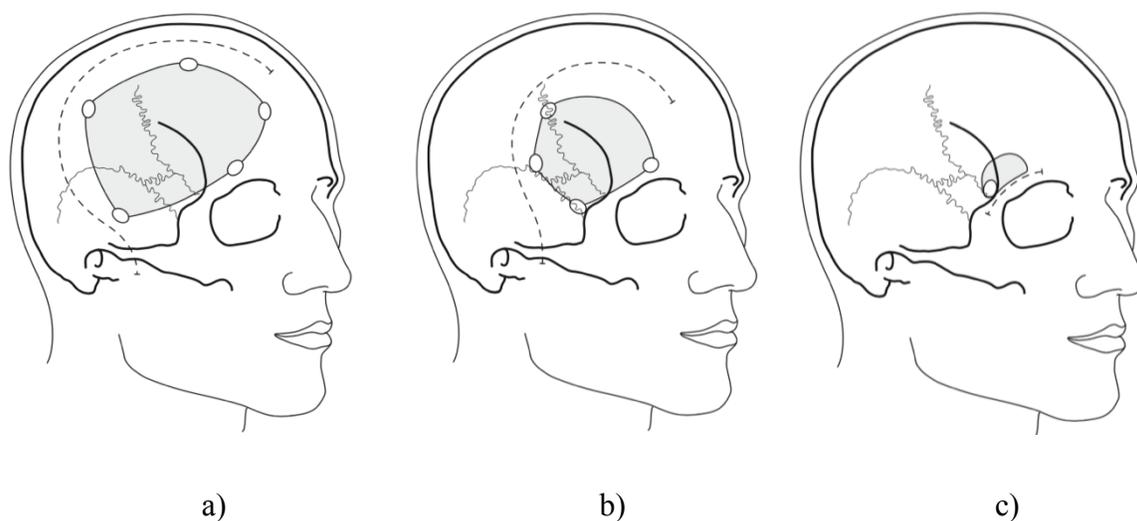


Figura 2-1 Evolución de una incisión para una craneotomía en le área frontotemporal. Nótese la diferencia de tamaño de la incisión para la craneotomía utilizando técnicas de macrocirugía (a) y microcirugía (b). Utilizando técnicas de *keyhole* (c) se puede observar una notable reducción en la incisión, lo que hace a un procedimiento quirúrgico menos invasivo, (Perneckzy et al., 2009).

El objetivo de la cirugía *keyhole* es elegir y realizar el mejor punto de inserción para una herramienta quirúrgica de acuerdo a la anatomía patológica del paciente. La realización correcta de una cirugía *keyhole* se enfoca en llegar a un objetivo en concreto partiendo de un punto de poco riesgo donde se realizará la craneotomía, haciendo esta misma lo más pequeña posible para poder introducir la herramienta dentro de la anatomía del paciente. Algunas ventajas al emplear esta técnica son disminuir el tiempo re hospitalización y recuperación del paciente debido a la reducción de complicaciones durante la cirugía, así como la reducción de sangrado con deterioro neurológico, derrame de líquido cerebroespinal, infecciones, escarificación (cicatrices infringidas por cortes) y perturbaciones cosméticas.

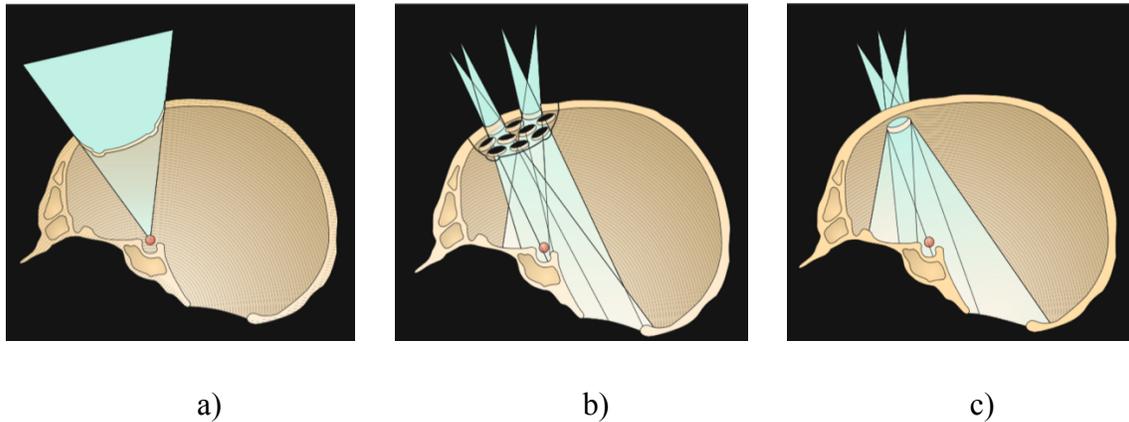


Figura 2-2. (Perneckzy et al., 2009). Distintas técnicas para realizar una craneotomía. Es posible hacer una craneotomía que deje expuesto el objetivo (c). También pueden ser consideradas varias trepanaciones utilizando técnicas *keyhole* (b). Sin embargo una correcta implementación de *keyhole* es obtener una un área de inserción que permita llegar al objetivo de forma segura (c) (Perneckzy et al., 2009).

Para determinar el punto objetivo al que se quiere llegar con la herramienta se realiza un análisis considerando las estructuras dentro de la anatomía utilizando imágenes médicas adquiridas (CT, MRI). En ocasiones es necesario aplicar agentes de contraste para detectar con mayor facilidad diferentes tejidos que se encuentran en el cerebro, de esta forma se pueden identificar las áreas de alto riesgo.

Debido que una trayectoria no puede ser cambiada durante una cirugía, tiene que ser definido cuidadosamente un punto de inserción dependiendo de patología del paciente. Por ello es necesario hacer una planificación preoperatoria para determinar un área optima de inserción para hacer la trepanación por donde pasará la herramienta quirúrgica de modo que llegue a un objetivo establecido.

2.1 Planificación de trayectorias

Varios estudios recientes que describen métodos de planificación quirúrgica para la evaluación y reducción del riesgo de la trayectoria de inserción en neurocirugía guiada por imagen se han centrado en la tarea de la planificación de una trayectoria de inserción segura de una herramienta quirúrgica recta en neurocirugía (ver Tabla 1-1).

Tabla 2-1. Comparación de los métodos de evaluación de riesgos para la planificación de trayectoria en neurocirugía *keyhole*. Los métodos se comparan en seis categorías diferentes: (a) el método de evaluación de riesgos, (b) el mapa de riesgos de computación, (c) restricciones, (d) la visualización de zonas de seguridad y (e) método de validación.

Método	Evaluación del riesgo	Mapa de riesgo	Restricciones	Visualización de zonas seguras	Método de validación
Vaillant et al (1997)	Suma de pesos	No	No	No	Cuantitativo
Lee et al (2002)	No	No	No	No	Cuantitativo
Tirrelli et al (2009)	Suma de pesos	No	No	No	Parcialmente cuantitativo
Brunenberg et al (2007)	Máximos	Si	Parcial	No	Evaluación de usuario cuantitativa
Navkar et al (2010)	Máximos + Longitud de la trayectoria	Si	No	No	Evaluación de usuario cuantitativa + Parcialmente cuantitativo
Essert et al (2012)	Suma de pesos	Si	Si	Si	Retrospectivo
Shamir et al (2012)	Máximos + Suma de pesos	Si	Si	Si	Evaluación de usuario cuantitativa

					+
					Cuantitativo
Propuesto	Función de decisión utilizando lógica difusa	Si	Longitud, Área	Si	Cuantitativo Normalizado

Vaillant et al. (1997) utiliza imágenes segmentadas de MR para cuantificar el riesgo de una trayectoria de inserción sobre la base de la suma de los valores de intensidad de los voxels (unidad cúbica que compone un objeto tridimensional) de la estructura cerebral que se cruzan por la trayectoria de inserción, ponderados por su importancia asociada. Lee et al. (2002) describen un método para generar atlas del cerebro para neurocirugía con estereotaxia. Tirelli et al. (2009) describe un método que asigna un valor de riesgo para cada trayectoria de inserción sobre la base de una suma ponderada de varios factores.

Brunenberg et al. (2007) observa que las técnicas de suma ponderada para la trayectoria de riesgo computarizada puede ser engañosa y propone calcular un valor máximo de riesgo para cada voxel en base a la distancia euclidiana de la trayectoria de las estructuras cerebrales críticas. Su método produce decenas a cientos de trayectorias cuyas distancias están por encima de un umbral de seguridad predefinida. Navkar et al. (2010) describe un método que toma en cuenta la distancia mínima aceptable entre una trayectoria de inserción y el vaso sanguíneo más cercano, así como la longitud máxima permitida para una trayectoria de inserción, y muestra las zonas de punto de entrada seguras en la superficie de la cabeza externa respecto a estos criterios. Essert et al. (2012) define restricciones a considerar para definir trayectorias candidatas. También se cuantifican diferentes parámetros y se realiza la suma de éstos para obtener un factor de riesgo para cada trayectoria candidata. Finalmente Shamir et al. (2012) cuantifica el riesgo de las trayectorias basadas en el objetivo definido por el cirujano y el punto de entrada en la superficie de la cabeza externa extraída de las exploraciones preoperatorias CT / MRI . También se hace una estimación del riesgo de cada trayectoria en función de su proximidad a las estructuras cerebrales críticas.

Los enfoques más citados clasifican las áreas cerebrales en restricciones blandas y estrictas para la minimización de riesgos. Las regiones clasificadas como estrictas deben ser evitadas, ya que podría dar lugar a lesiones graves. La trayectoria debe ir pensado por las regiones que cumplen las restricciones blandas y el riesgo asociado debe ser minimizado. Sin embargo, mirando en la literatura, podemos encontrar muchas condiciones presentes en la cirugía del cerebro (tumores, sangre, líquido cerebroespinal, parásitos, quistes, etc.), y es normal ver que cada caso es particular, ya que cada paciente tiene características únicas. Teniendo esto en cuenta, no es muy útil tener un criterio global sobre la decisión de cuales son los parámetros que estén dentro de las restricciones suaves y estrictas. Por ejemplo, en algunas operaciones como hidrocefalia es necesario para insertar un endoscopio en el ventrículo, y no es un gran problema para pasar el endoscopio a lo largo de la parte transversal de la misma con el fin de llegar a la zona deseada de la succión, mientras que para otros trabajos (Beriaulte et al., 2011) (Essert et al., 2012), los ventrículos se definen como restricciones estrictas. En este caso, atravesar el ventrículo podría aumentar el riesgo asociado a dicha trayectoria.

Por esta razón se optó trabajar con reglas difusas en este trabajo de tesis ya que son fácilmente asociadas a los valores lingüísticos. La idea es mostrar a los cirujanos una lista de reglas que se entiendan con el fin de dar instrucciones al sistema de planificación para encontrar la trayectoria con el mínimo riesgo asociado. De esta manera, los médicos pueden elegir la trayectoria evaluadas más seguras de acuerdo a su propio criterio.

2.2 Neurocirugía

La integración de la tecnología en intervenciones quirúrgicas han sido vitales para tratar uno de los órganos más importantes, el cerebro. La historia de la neurocirugía refleja una búsqueda épica para llevar a cabo la cirugía de cerebro como lo mínimamente invasiva posible. La razón es que la neurocirugía es el arte de la cirugía sobre y en un órgano con abundantes zonas sensibles o elocuentes, que afectan directamente el estado mental y físico del paciente.

El cerebro está confinado en un espacio reducido, embalada junto con otras estructuras vitales, como vasos y nervios craneales, que ellos mismos pueden causar grandes

déficits funcionales en caso de deterioro. Debido a la abundancia de estructuras de riesgo, áreas corticales y subcorticales elocuentes, el acceso quirúrgico puede ser limitado. La vista intraoperatoria de la zona de destino es a menudo limitado y carece de puntos de referencia anatómicos para la orientación. Por lo tanto, neurocirujanos son a menudo los primeros en adoptar las nuevas tecnologías, lo que mantiene la promesa de mitigar los riesgos quirúrgicos y mejorar los resultados del paciente.

2.3 Estereotaxia

El los años de 1950 dos neurocirujanos estadounidenses, Ernest A. Spiegel y Henry T. Wycis, inventaron el primer aparato estereotípico para neurocirugía. El objetivo de este dispositivo fue la precisión durante cirugías en el cerebro (Galloway et al., 2008). Dicha técnica permite trasladar las coordenadas de las modalidades de imagen utilizadas a las coordenadas físicas del paciente en el quirófano. Para ello se fijaba al cráneo del paciente un casco o arco estereotáxico. Dicho casco permitía llevar a cabo la planificación de la intervención además de servir de guía en el quirófano para llevar a cabo lo planificado sobre las imágenes radiológicas. Todo ello se llevaba a cabo a través de un pequeño agujero con la ventaja de evitar una gran trepanación y poder llegar a estructuras cerebrales profundas lesionando al mínimo estructuras adyacentes.

Sin embargo la utilización de guías estereotáxicas plantea varios problemas. Los cascos estereotáxicos limitan notablemente la libertad de acción al cirujano. Muchos cirujanos se intimidaban ante la mecánica y cálculos matemáticos que conllevan las guías, lo cual explica que algunos servicios no utilicen dicha modalidad quirúrgica. La utilización de guías resultaba incómoda y los cálculos de coordenadas del casco era un procedimiento que consumía bastante tiempo. Además la utilización de cascos obligaba a repetir los estudios radiológicos (resonancia magnética o tomografía computarizada) con el paciente llevando el casco, lo que provocaba un alto coste a los servicios clínicos. Por último, dicho casco resultaba sumamente incómodo al paciente el cual mediante anestesia local debe llevar colocado el casco algunas veces varios días.

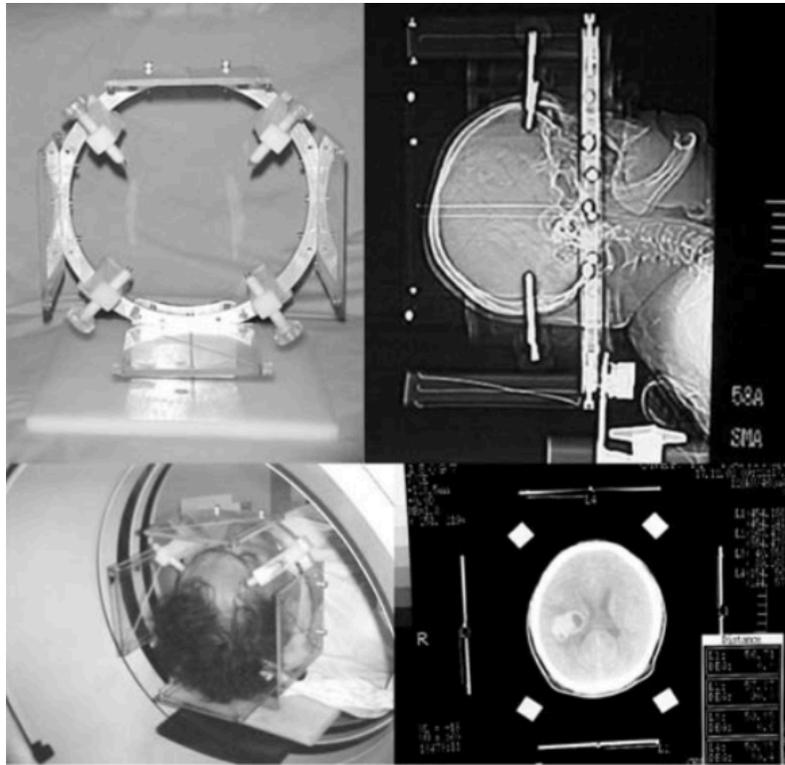


Figura 2-3. Estereotaxia. Arriba izquierda: Sistema armado posición dorso-ventral para toma de imágenes, incluye marco, postes, pinchos y acrílicos referenciales. Arriba derecha: tomografía de aparato de estereotaxia y del cráneo obtenido con un tomógrafo. Abajo izquierda: paciente con el aparato de estereotaxia montado en su cabeza. Abajo derecho: imagen de CT donde se observa el corte axial del cráneo del paciente, la lesión y los referenciales (Lara et al., 2005).

2.4 Imágenes médicas

En 1973, Hounsfield y EMI (Hounsfield, 1973) anunció la invención de la topografía computarizada (CT), que permitió la adquisición de información de las estructuras internas del cerebro en 3D.

La presencia de imágenes volumétricas permitió a los cirujanos a considerar nuevas aplicaciones. Dirigido por Kelly de la Clínica Mayo (Kall et al., 1985) (Kelly, 1986), los cirujanos comenzaron a utilizar estereotaxia basada en CT para las cirugías más allá de las ablaciones celulares clásicas de los trastornos del movimiento y convulsiones. Ablaciones de tumores, y cirugías vasculares fueron facilitadas utilizando la información de las imágenes tomográficas, un proceso que ganó aún más impulso con el lanzamiento de los primeros sistemas de imagen de resonancia magnética (MR) a finales de 1970.

Con la introducción de la tomografía computarizada (CT), seguido de otras modalidades digitales de diagnóstico por imagen como la resonancia magnética en la década de 1970, y el creciente uso de las computadoras en aplicaciones clínicas, el Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) reconocieron la necesidad de un método estándar para la transferencia de imágenes, así como la información asociada entre los dispositivos fabricados de varios vendedores.

ACR y NEMA formaron un comité conjunto para desarrollar un estándar para imágenes digitales y comunicaciones en medicina (DICOM). Este estándar fue desarrollado en colaboración con otras organizaciones de normalización como el CEN TC251, JIRA incluyendo IEEE, HL7 y ANSI EE.UU. como colaboradores.

DICOM es un conjunto amplio de normas para la manipulación, almacenamiento y transmisión de información de imágenes médicas. El estándar DICOM fue desarrollado en base a la especificación anterior NEMA. El estándar especifica una definición de formato de archivo, así como un protocolo de comunicación de red. DICOM fue desarrollado para permitir la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo y equipos de red de múltiples proveedores en una imagen de archivo y sistema de comunicación.

Archivos DICOM consisten en una cabecera y un cuerpo de datos de imagen. El encabezado contiene campos de forma libre normalizado, así como. El conjunto de campos normalizados se llama el diccionario DICOM.

Un solo archivo DICOM puede contener múltiples marcos, lo que permite el almacenamiento de volúmenes o animaciones. Los datos de imagen se pueden comprimir utilizando una gran variedad de estándares, incluyendo el JPEG (tanto con y sin pérdidas), LZW (Lempel Ziv Welch), y RLE (codificación de longitud de ejecución).

El estándar DICOM es un estándar que evoluciona y se mantiene de acuerdo con los procedimientos de la Comisión de Estándares de DICOM. Las propuestas de mejoras son remitidas por las organizaciones miembros del Comité DICOM basado en las aportaciones de los usuarios de la Norma. Estas propuestas se consideraron para su inclusión en futuras ediciones de la Norma.

Para una descripción más detallada de la norma DICOM puede consultar en la siguiente referencia (NEMA, 2004).

2.5 Visualización de imágenes DICOM

La visualización de estructuras 3D es un campo en crecimiento en estos días debido que podemos utilizarla como una nueva forma de comunicar ideas desplegando imágenes para hacer más fácil la interpretación de información (Schroeder et al., 2006).

La visualización es el proceso de exploración, transformación, y monitoreo de datos como imágenes para su entendimiento e interpretación. También le permite al usuario interactuar con el modelo.

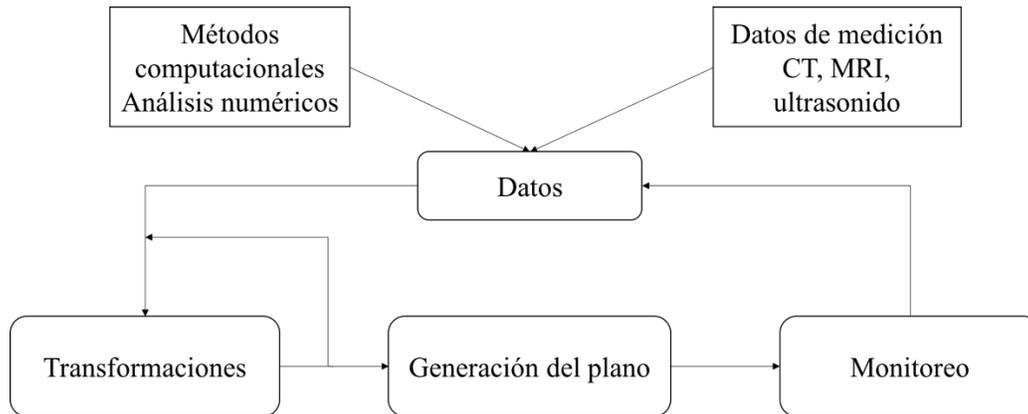


Figura 2-4. Diagrama del proceso de visualización. Los datos pueden ser extraídos de varias fuentes y posteriormente pueden ser transformados. El resultado es puesto en un plano para ser desplegado en un monitor (Schroeder et al., 2006).

En muchos casos la visualización es parte de la vida y actividades de las personas. Un ejemplo de las muchas aplicaciones de la visualización es en aplicaciones médicas.

Las técnicas de tratamiento de imágenes médicas son una poderosa herramienta de diagnóstico médico en la práctica de la medicina moderna. Algunas de estas técnicas son la tomografía computarizada (CT) y la resonancia magnética (MRI). Estas técnicas permiten monitorear o adquirir datos de la anatomía interna del paciente. Esta información se encuentra en cortes axiales del paciente, parecidas a una fotografía de rayos X. La tomografía computarizada usa múltiples haces de luz para adquirir las imágenes, mientras que la

resonancia magnética combina campos magnéticos con ondas de radio emitidas a una determinada frecuencia. Técnicas sofisticadas de matemáticas son empleadas para generar los cortes axiales. Estos cortes son capturados con separaciones muy cortas para que todos juntos formen un volumen de los datos completos.

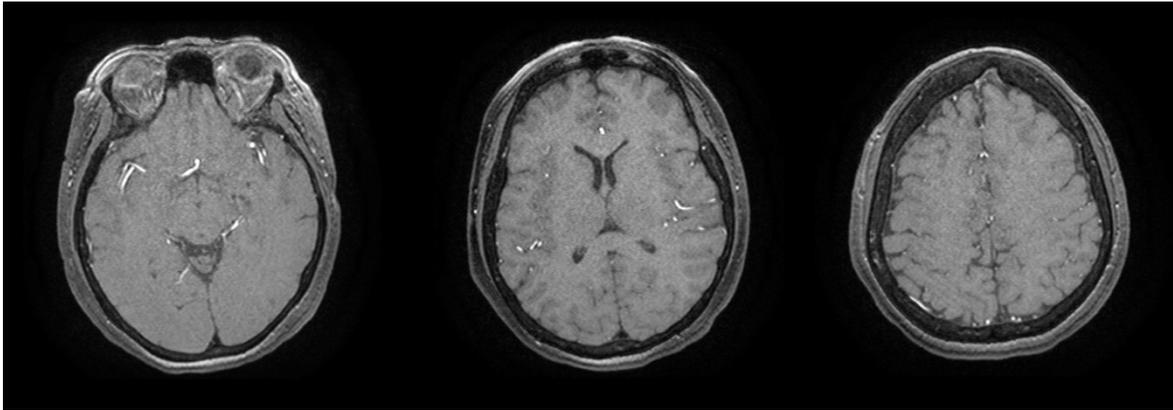


Figura 2-5. Diferentes cortes axiales del mismo volumen adquirido con resonancia magnética.

Un corte axial es una serie de valores que representa una atenuación de los rayos X emitidos, en el caso de la tomografía computarizada, u ondas de radio, en el caso de la resonancia magnética. Los valores adquiridos en estos cortes son almacenados en una matriz. El conjunto de estos datos es tan grande que no es posible entenderlos de una forma cruda. A estos datos se les asigna un valor en escala de grises para que puedan ser desplegadas como imágenes en el monitos de una computadora. Cada valor representa un tejido de paciente; piel, hueso y músculo. Con técnicas de segmentación de imágenes es posible hacer una representación en tres dimensiones de las estructuras.

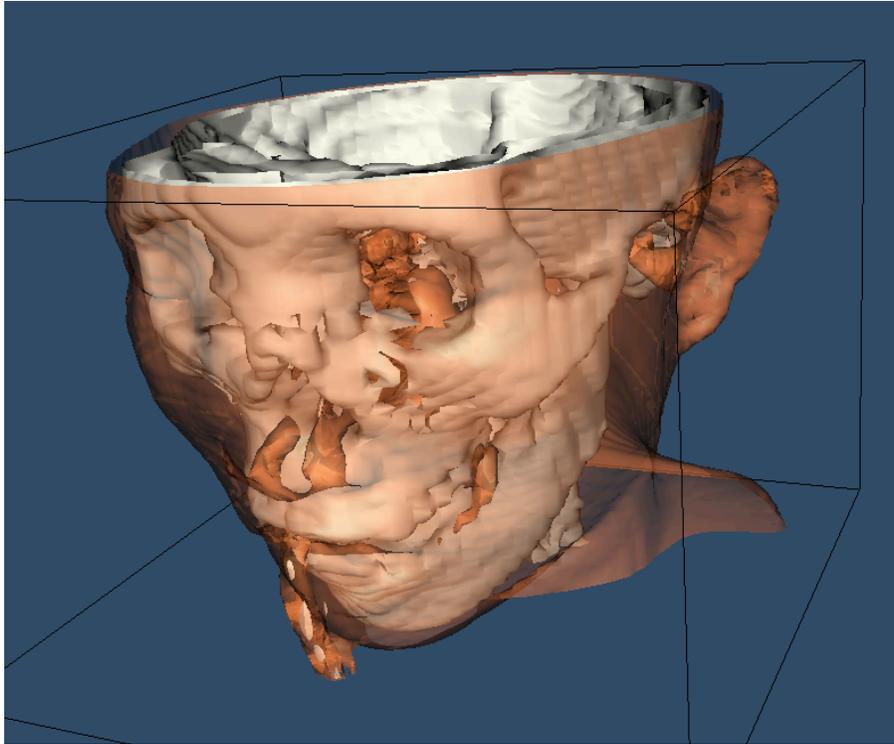


Figura 2-6. Reconstrucción 3D visualizando dos tejidos; piel y tejido óseo. Esta imagen fue adquirida utilizando el banco de datos de la biblioteca VTK.

2.6 Lógica difusa en medicina

Un elemento esencial de la profesión médica es la toma de decisiones, por lo que los médicos se basan en su conocimiento y su experiencia adquirida (Jankowska et al., 2010). Por lo que puede resultar útil el apoyo de herramientas que utilicen algoritmos que empleen un tipo de lógica que faciliten la toma de decisiones para una cirugía.

La lógica clásica asume que el valor de cada entrada o salida es verdadero o falso. Pero esta norma crea un problema al describir fenómenos inexactos y ambiguos. La lógica difusa fue introducida por Zadeh en la década de 1960 (Zadeh, 1965) (Cox, 1992) y se ha consolidado como una disciplina de ingeniería al ser utilizada para controlar una amplia variedad de dispositivos (Shafiei et al., 2015) (Chaoui et al., 2012). Sin embargo, la lógica difusa tiene una ventaja particular en las zonas donde es imposible una descripción matemática precisa del proceso de control y es por lo tanto especialmente adecuado para apoyar la toma de decisiones médicas (Hanson et al., 2001).

La lógica difusa permite modelar de manera formal el mundo circundante y se utiliza sobre todo para describir situaciones vagas y subjetivas. Es una alternativa donde la lógica clásica ya no es suficiente. Por lo tanto, tiene una aplicación muy amplia, por lo que puede utilizarse para resolver diversos problemas de decisión. Por estas razones se optó por utilizar lógica difusa para la planificación de trayectorias en neurocirugía, de esta forma podemos asignar valores a diferentes parámetros de forma ambigua, por lo que podemos designar si una trayectoria es segura, medio segura o de alto riesgo.

2.7 Aplicaciones médicas

2.7.1 Endoscopia

El objetivo para el uso de endoscopios para la cirugía es reducir el trauma en el tejido cuando se compara con "cirugía abierta" tradicional. Además, el uso de la capacidad de visión lateral y una mejor iluminación produce mucho mejor visión dentro del campo operatorio que la cirugía tradicional. Sin embargo la cirugía endoscópica no es libre de riesgos y complicaciones (De Divitiis, 2009). Estos incluyen incluyen las siguientes: lesión de los vasos sanguíneos y fuga de líquido cerebroespinal.

En la actualidad, existen 2 tipos de endoscopios y se clasifican ya sea como endoscopios flexibles o rígidos. Estos diferentes endoscopios tienen diferentes diámetros. La elección entre éstos debe hacerse sobre la base de la indicación quirúrgica y la preferencia personal del cirujano.

Los endoscopios rígidos constan de tres partes principales: un eje mecánico, haces de fibra de vidrio para la iluminación de la luz y la óptica (objetivo, ocular, sistema relé). El diámetro del endoscopio varía entre 1,9 y 10 mm, pero por lo general en endoneurocirugía los endoscopios con un diámetro de 2.7-4 mm son los más utilizados. No es aconsejable el uso de endoscopios más pequeños debido a que mientras menor sea el diámetro de la lente, menos luz se puede transportar.



Figura 2-7. Endoscopio rígido fabricado por PENTAX medical (pentaxmedical, 2015).

La neuroendoscopia se puede utilizar para tratar una variedad de patologías (Cinalli et al., 2005) (Cappabianca et al., 2008) (Decq et al., 1998). Las indicaciones más frecuentes son la hidrocefalia obstructiva, las lesiones intra-paraventricular, quistes intraneurales, multiloculated marsupialización hidrocefalia, quistes coloides, adenomas hipofisarios y tratamiento de cisticercosis.

En la mayoría de los casos de neurocirugía tratados con neuroendoscopia, se necesita un sola trepanación para la aproximación. El sitio del agujero y el camino que el neuroendoscopio sigue a través del parénquima cerebral para alcanzar el objetivo varían en relación con el tipo de cirugía y la ubicación de la lesión. La resonancia magnética preoperatoria imágenes multiplanares permiten para establecer la posición exacta de la trepanación y el camino más conveniente.

2.7.2 Intervenciones al tercer ventrículo y ventrículos laterales

Llegar al tercer ventrículo y los ventrículos laterales con una herramienta resulta de alto riesgo ya que hay áreas de alto riesgo por lo que el cirujano debe optar por elegir la mejor zona de inserción por donde no se dañen estructuras vitales. En la Figura 1-8 se pueden observar diferentes enfoques de inserción hacia diferentes zonas de los ventrículos.

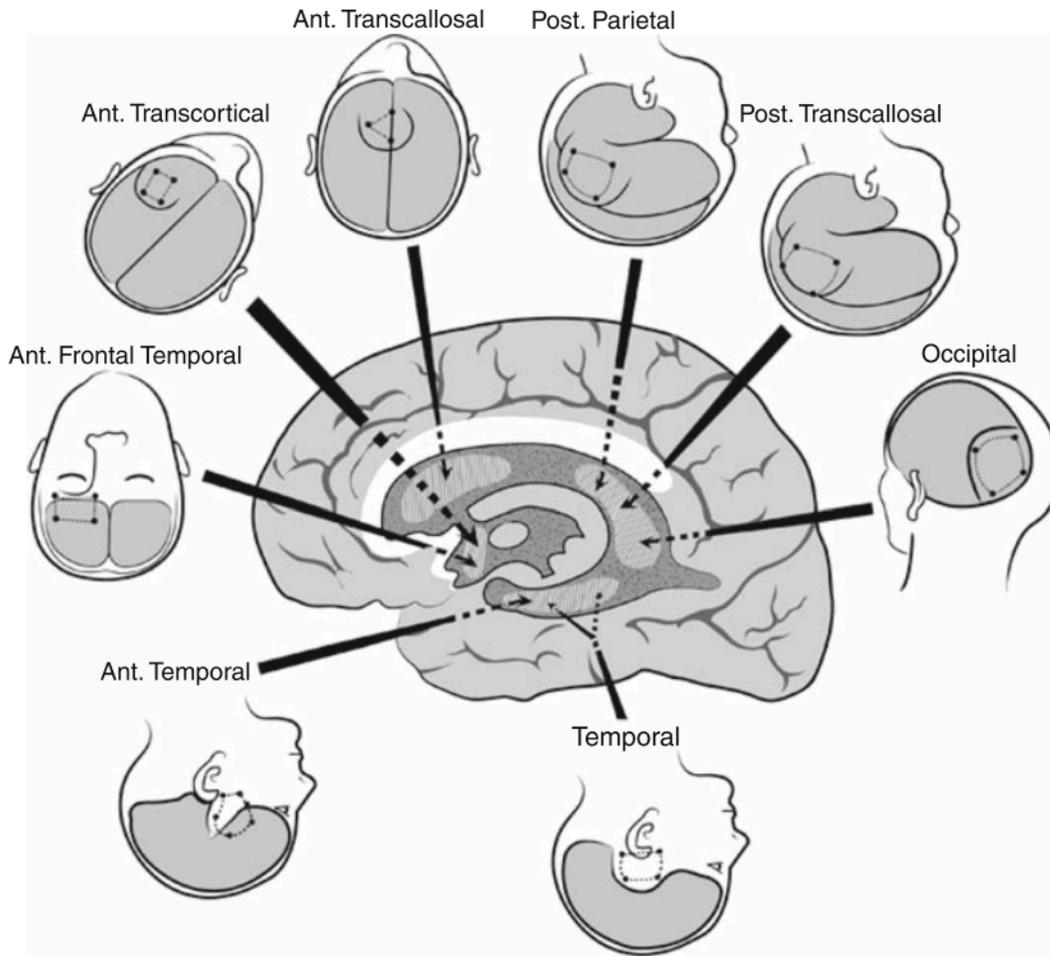


Figura 2-8. Áreas a considerar para realizar una craneotomía dirigida a determinadas zonas de los ventrículos (Antunes, 2009).

Las lesiones en el tercer ventrículo son muy difíciles de tratar debido a que se encuentra muy cerca de estructuras neuronales y vasculares de suma importancia para el cerebro, como lo es el eje hipotálamo-pituitario, conjunto de órganos con interacciones homeostáticas, y la región pineal (Antunes, 1982).

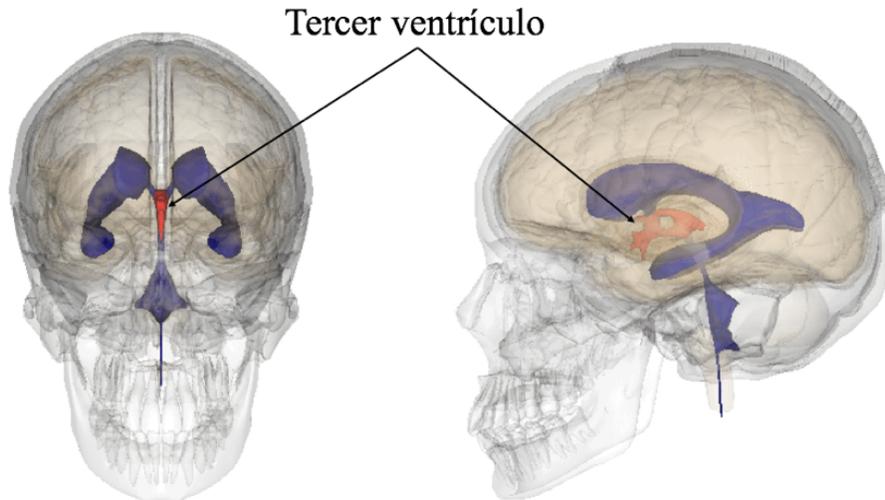


Figura 2-9. En color rojo se muestra el tercer ventrículo.

En una intervención quirúrgica en el tercer ventrículo es de vital importancia conocer el área de inserción por donde se hará menos daño (Rhoton, 2002), de esta forma evitar lastimar estructuras importantes como el hipotálamo o el fórnix, que es un conjunto de nervios dentro del cerebro. Por estas razones es crucial que el neurocirujano seleccione una trayectoria apropiada.

Complicaciones al operar en el tercer ventrículo puede provocar síntomas focales resultantes de la oclusión de la vena cortical, daños del área motora suplementaria causando disminución del flujo de salida de voz y pronunciación suave (afemia). Otra complicación es la posible aparición de convulsiones, la lesión de las estructuras venosas profundas incluyendo la vena talamostriada lo que puede causar un infarto hemorrágico de los ganglios basales. Colapso del sistema ventricular es muy común y el higroma posterior puede llegar a requerir drenaje. Por último, el daño del hipotálamo puede tener consecuencias terribles ya que éste mantiene la temperatura corporal; organiza conductas como la alimentación, ingesta de líquidos, apareamiento y agresión; además de ser el regulador central de las funciones viscerales autónomas y endocrinas

Otro caso difícil de tratar son las lesiones en los ventrículos laterales. Las complicaciones de la cirugía de los tumores de los ventrículos laterales están relacionados

con la ruta quirúrgica y la necesidad de transgredir el parénquima, aspectos fisiológicos del tejido, y su retracción.

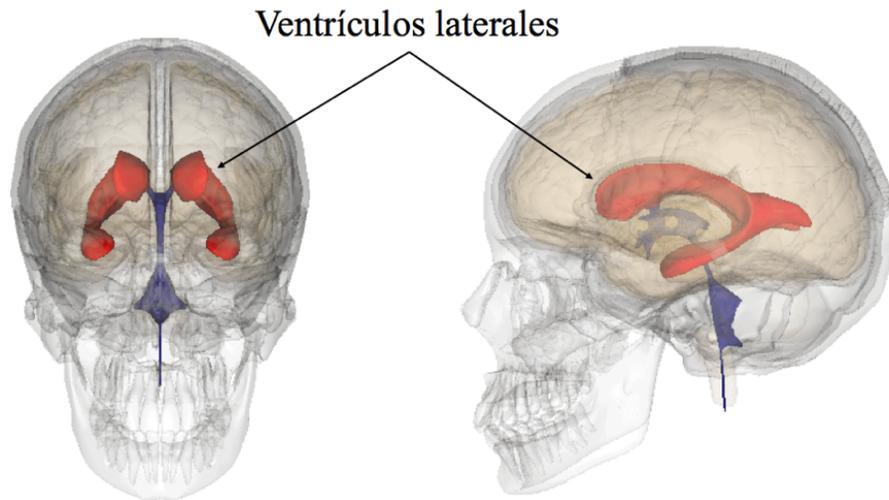


Figura 2-10. En color rojo se muestran los ventrículos laterales derecho e izquierdo.

Incluyen síntomas focales tales como defectos del campo visual y motor, déficits cognitivos y convulsiones. El colapso del manto cerebral una vez que las vías del líquido cerebroespinal sean desbloqueadas puede resultar en derrames subdurales no siempre fáciles de tratar.

2.7.3 Robótica

Sistemas asistidos por robot creados para la neurocirugía como el neuroArm (Sutherland et al., 2013) y el NeuroMate (Xia et al., 2008) podrían beneficiarse si hay un sistema de planificación que ayuden al cirujano para decidir la trayectoria en menos tiempo y con más confianza. Especialmente, el neuroArm que puede ser usado para realizar la cirugía dentro del anillo de resonancia magnética para adquirir las imágenes intraoperatorias de alta calidad sin interrumpir el ritmo de la cirugía, y así se puede beneficiar la etapa de planificación para diferentes escenarios en un tiempo más corto.



Figura 2-11. Robot utilizado en microcirugía llamado NeuroARM (Thirsk, 2015).



Figura 2-12. Robot cirujano NeuroMate desarrollado por la compañía Renishaw (Renishaw, 2012).

3. METODOLOGÍA

El flujo de trabajo propuesto para la planificación de trayectoria, Figura 1, dividiendo las tareas a realizar por el médico y los que se llevan a cabo de forma automática internamente por el software.

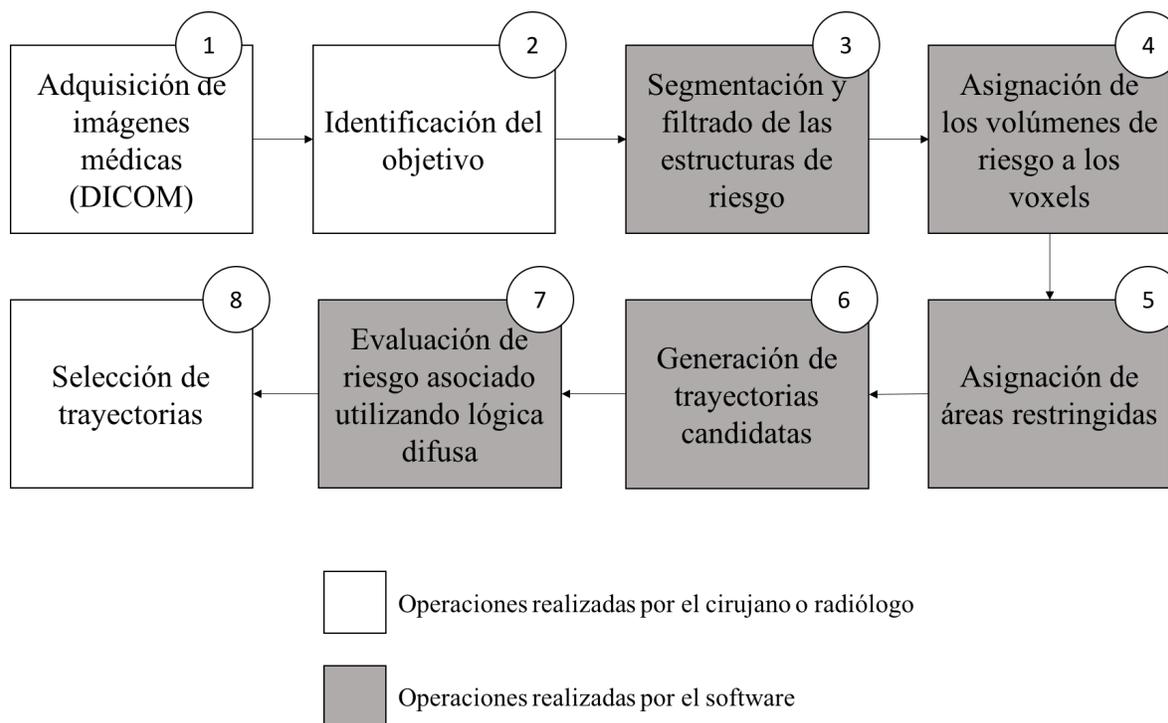


Figura 3-1. Flujo de trabajo para la planificación de trayectoria dividida en la operación realizada por el cirujano y las realizadas internamente por el software.

Primero se adquieren las imágenes médicas en formato DICOM del paciente para que puedan ser procesadas posteriormente (1), estas son adquiridas mediante resonancia magnética (MRI) o tomografía computarizada (CT). El siguiente punto es la identificación del punto objetivo (2), éste puede ser un tumor dentro del cerebro, quistes o simplemente un área estratégica a la que el cirujano quiera llegar para realizar alguna intervención. El punto objetivo es asignado manualmente al criterio de la experiencia de cirujano. El primer proceso realizado con el software es la segmentación de estructuras de interés dentro de las imágenes médicas previamente adquiridas como lo es el cerebro, vasos sanguíneos, ventrículos y el cráneo (3). Una vez localizadas las estructuras de interés se procede a asignar un volumen de riesgo a cada voxel de la imagen 3D generada por las imágenes médicas (4). El volumen de

riesgo, como se explicará más adelante, es un valor cuantitativo asignado a cada voxel que indica la cercanía a estructuras de riesgo. En el punto (5) es asignada la zona donde se introducirá la herramienta quirúrgica. En el punto (6) se generan las trayectorias candidatas para que puedan ser evaluadas con un sistema difuso (7) que indicará que tan riesgosa o segura es una trayectoria. Finalmente el cirujano podrá seleccionar la trayectoria partiendo de un mapa de riesgo generado por el software y su experiencia.

3.1 Segmentación de estructuras de riesgo

Durante la segmentación de imágenes médicas se identifican las estructuras de interés. Para nuestros propósitos estas áreas son tres estructuras; el cerebro, para definir el área a ser etiquetada y discriminar las áreas que están fuera del de este volumen; los vasos sanguíneos, que son estructuras de riesgo que deben ser evitados con el fin de no derramar sangre en el cerebro; y los ventrículos, que son también estructuras de riesgo almacenan en fluido cerebroespinal. El software de código abierto MITK Workbench (Wolf et al., 2005) fue utilizado para la segmentación del cerebro, Figura 2.

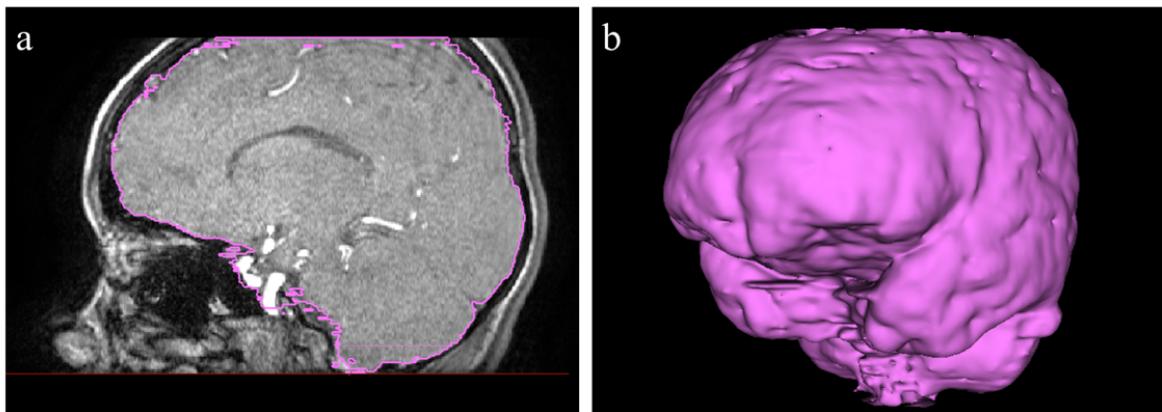


Figura 3-2. Detección Segmentación del cerebro a la vista corte sagital (a) y la reconstrucción 3D (b).

Para segmentar estructuras de riesgo $S = \{S_1, S_2, \dots, S_p\}$ se realizó un umbral en los conjuntos de imágenes binarias, para eliminar las áreas fuera del cerebro se utilizó una conjunción para cada valor del voxel de la reconstrucción del cerebro B y cada valor voxel del conjunto T identificado con el valor dentro del rango dado por umbral.

$$v_i(S_k) = v_i(B) \wedge v_i(T)$$

Donde S_k es la estructura de riesgo k y v_i es el valor del voxel i de las imágenes umbralizadas.

Sin embargo las imágenes suelen presentar ruido, sobre todo en los vasos sanguíneos y ventrículos. Por lo tanto, fue necesario filtrar utilizando morfología matemática con el fin de mejorar la segmentación. Se llevó a cabo una abertura con una máscara para eliminar los falsos positivos.

$$FilteredImage = (S_k \ominus Mask) \oplus Mask$$

Donde la estructura de riesgo S_k se erosionará con una máscara 3x3 y después será dilata. La segmentación de los vasos sanguíneos y los ventrículos se muestran en las figuras 3.3 y 3.4.

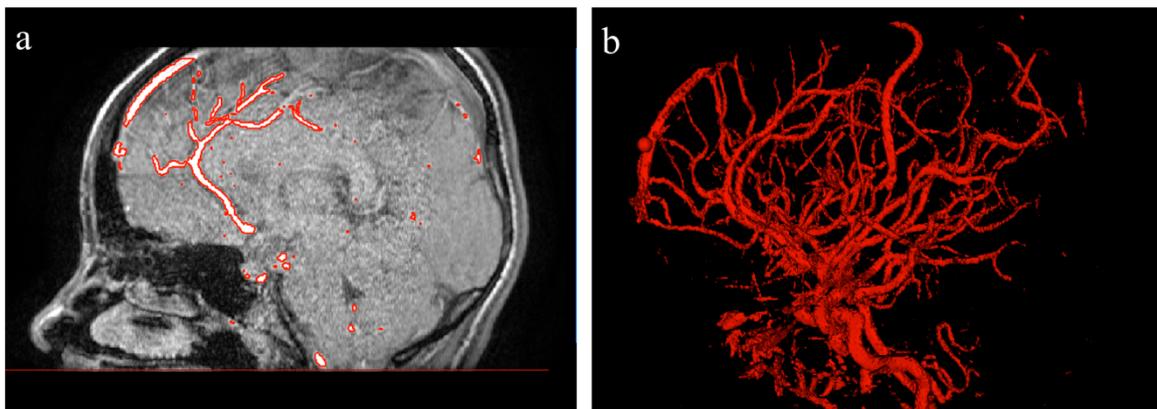


Figura 3-3. Detección de los vasos sanguíneos en la sección sagital (a) y la reconstrucción 3D (b) usando un umbral.

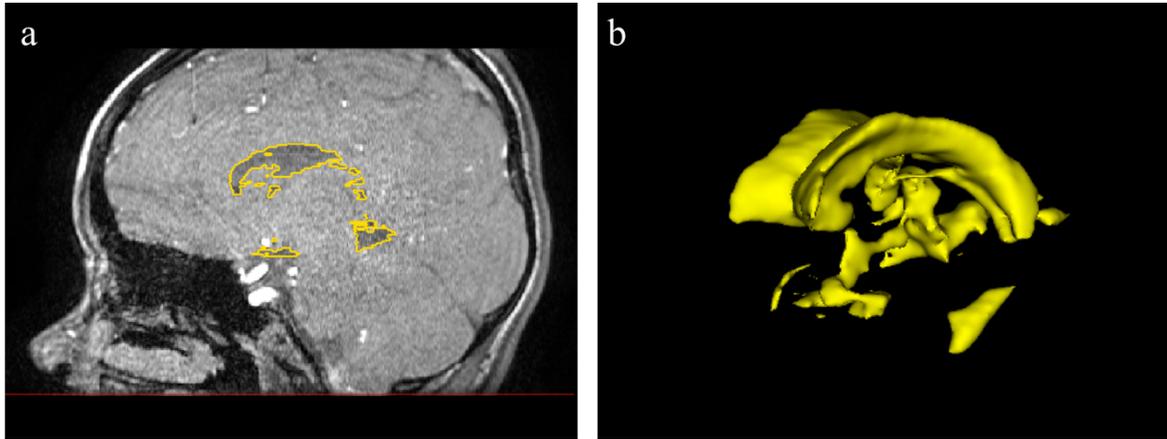


Figura 3-4. Detección de los ventrículos en la sección sagital (a) y la reconstrucción 3D (b) usando un umbral.

3.2 Cálculo de volúmenes de riesgo (etiquetado)

El etiquetado es el proceso de asignar un peso a cada voxel del volumen o región de interés en la imagen, de esta forma la trayectoria pasará por estos voxels en una línea recta. En el presente enfoque, el propósito del sistema es elegir la trayectoria desde el punto de inserción (la superficie de la piel) al objetivo que se ajusta mejor a las necesidades de la operación.

Antes de calcular el peso de voxels de etiqueta, una detección de bordes se realiza para los conjuntos de imágenes que contienen las estructuras de riesgo usando una máscara Laplaciana para localizar los bordes interiores de las estructuras. En la Figura 3.5 se muestran los resultados de la detección de bordes internos del ventrículo del hemisferio izquierdo ya solo este hemisferio es el que será etiquetado.

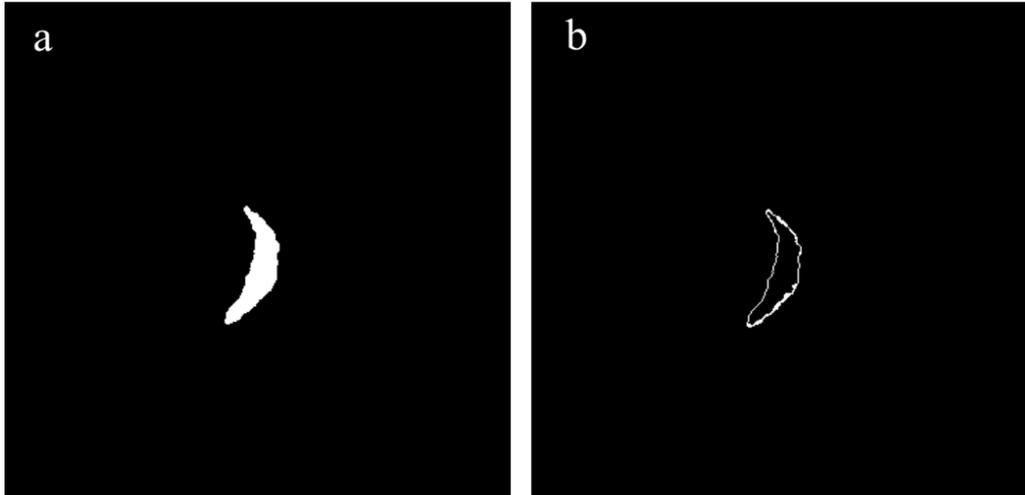


Figura 3-5. Detección de bordes internos del ventrículo izquierdo.

Un valor de riesgo que está directamente relacionado con el impacto estimado se asigna a cada voxel de interés, es decir, la gravedad de los daños al tejido cerebral. Para voxel etiquetado de las siguientes premisas se tuvieron en cuenta:

- Regiones asociadas a una alta morbilidad y complicaciones se les asigna una calificación alta (vasos sanguíneos).
- Regiones asociadas a complicaciones medianas se les asigna una calificación media (ventrículos).

Voxels cerca de estructuras críticas son asignados con un alto riesgo y bajan gradualmente de acuerdo a la distancia que están de estructuras de riesgo. Por lo tanto, lo que se pretende etiquetar es el volumen dentro del cerebro que no contienen estructuras de riesgo $S = \{s_1, s_2, \dots, s_p\}$. Para esto se utiliza lógica booleana aplicada a cada voxel de las estructuras identificadas previamente:

$$V_i = v_i(B) \vee (v_i(S_1) \vee v_i(S_2) \vee \dots \vee v_i(S_p))$$

Donde el voxel a etiquetar V_i es una disyunción exclusiva del valor de cada voxel v_i de la estructura del cerebro y la combinación del valor del voxel v_i de cada estructura de riesgo. En la Figura 3.6 se muestra un corte axial que muestra las áreas a etiquetar.



Figura 3-6. Corte axial mostrando en blanco el área a etiquetar.

Los valores de cada voxel a etiquetar dependerán de las estructuras de riesgo adyacentes a la misma. En esta investigación se utiliza el proceso de etiquetado presentado por Shamir et al. (2012). Las estructuras de riesgo son un conjunto de voxels identificados a través de su segmentación de riesgo asociado. El r_k son valores escalares no negativos.

$$vr(\bar{V}) = \max \left\{ \frac{r_k}{\text{dist}(\bar{V}, \overline{v(BordesS_k)}) + \alpha} \right\}$$

Donde $vr(\bar{V})$ es el volumen de riesgo de la ubicación central del voxel V , $\overline{v(BordesS_k)}$ es la ubicación central de cada uno de los bordes de las estructuras de riesgo, $\text{dist}(\bar{V}, \overline{v(BordesS_k)})$ es la distancia entre éstos puntos, α es un escalar no negativo.

En la Figura 3.7 (c) se muestran los volúmenes etiquetados de las imágenes estudio del hemisferio izquierdo teniendo en cuenta los vasos sanguíneos y ventrículos (estructuras de riesgo).

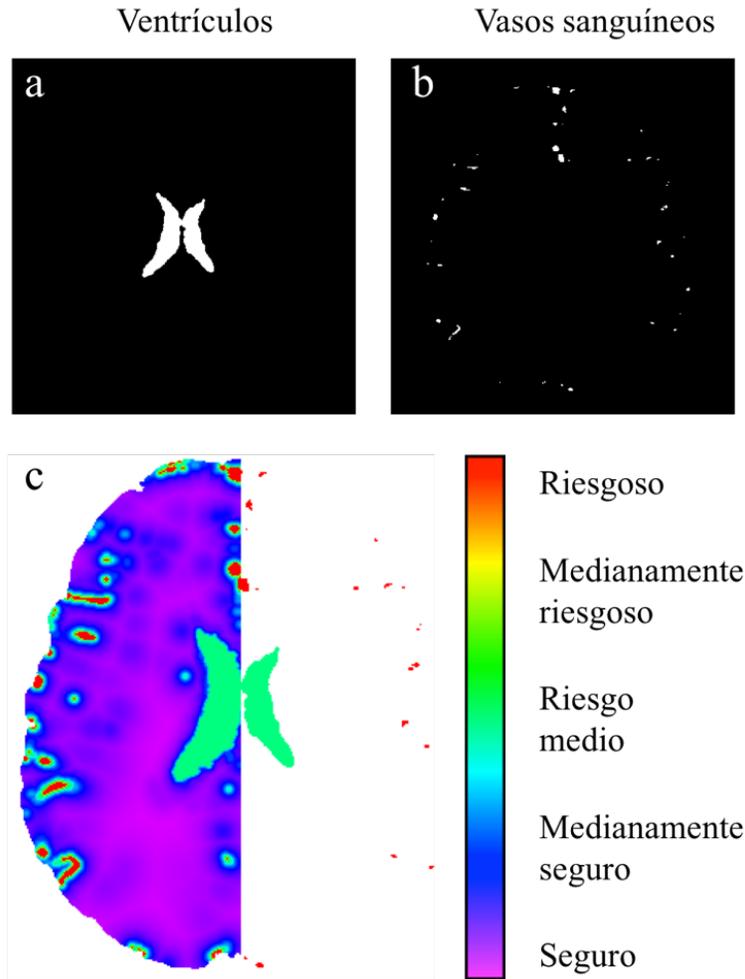


Figura 3-7. Corte axial etiquetada de la imagen 3D. a) ventrículos segmentados. b) vasos sanguíneos segmentados. c) Voxels etiquetados con un riesgo asociado en función de las estructuras cercanas. Las estructuras de mayor riesgo son los vasos sanguíneos (en rojo) que deben ser evitados con el fin de prevenir la hemorragia. El color magenta corresponde a las zonas más seguras.

Las estructuras más críticas se muestran en color rojo, en este caso los vasos sanguíneos. Los ventrículos se muestran en color verde, que corresponde con un riesgo medio en la escala. Este enfoque de etiquetado tiene la desventaja que es muy tardío. Sin embargo, una vez que se realiza la etapa de etiquetado puede obtenerse un mapa de riesgo de las trayectorias casi instantáneamente.

3.3 Asignación de áreas restringidas

Para planear trayectorias seguras algunos investigadores han señalado una serie de restricciones quirúrgicas (Bériault et al., 2011) (Shamir et al., 2012) (Navkar et al., 2010) (Essert et al., 2012). Las restricciones estrictas son las que deben cumplirse. El no considerarlas podría comprometer drásticamente la operación lo que lleva a problemas de salud graves o la muerte. Se consideraron los siguientes restricciones estrictas:

- Evitar la línea media del cerebro. Se debe evitar, ya que contiene sagital medial del buque seno de espesor en su parte superior y que está lleno de líquido cefalorraquídeo.
- Evitar los vasos sanguíneos. Para evitar complicaciones intraoperatorias como sangrado.
- La trayectoria debe ser inferior a 90 mm. Las trayectorias más largas se evitan. Área Crítica de la corteza. Para reducir el riesgo de déficit neurológico, el cirujano generalmente selecciona un punto de entrada en el lóbulo frontal superior, anterior a la corteza motora primaria y detrás de la línea del cabello.

Hay otras estructuras que se pueden tomar en cuenta como los surcos, pero consideramos que para este estudio es suficiente tener en cuenta sólo las estructuras más críticos. Además, el cerebro está lleno de surcos, y la elección como una restricción estricta podría limitar fuertemente el número de posibles trayectorias (muchos de ellos podría ser una opción importante).

En general, hay muchas maneras de trazar una trayectoria en recomendación por neurocirujanos en diferentes operaciones. La Figura 3.7 se muestran las áreas de inserción consideradas teniendo en cuenta los enfoques de Antunes et al. (2009).

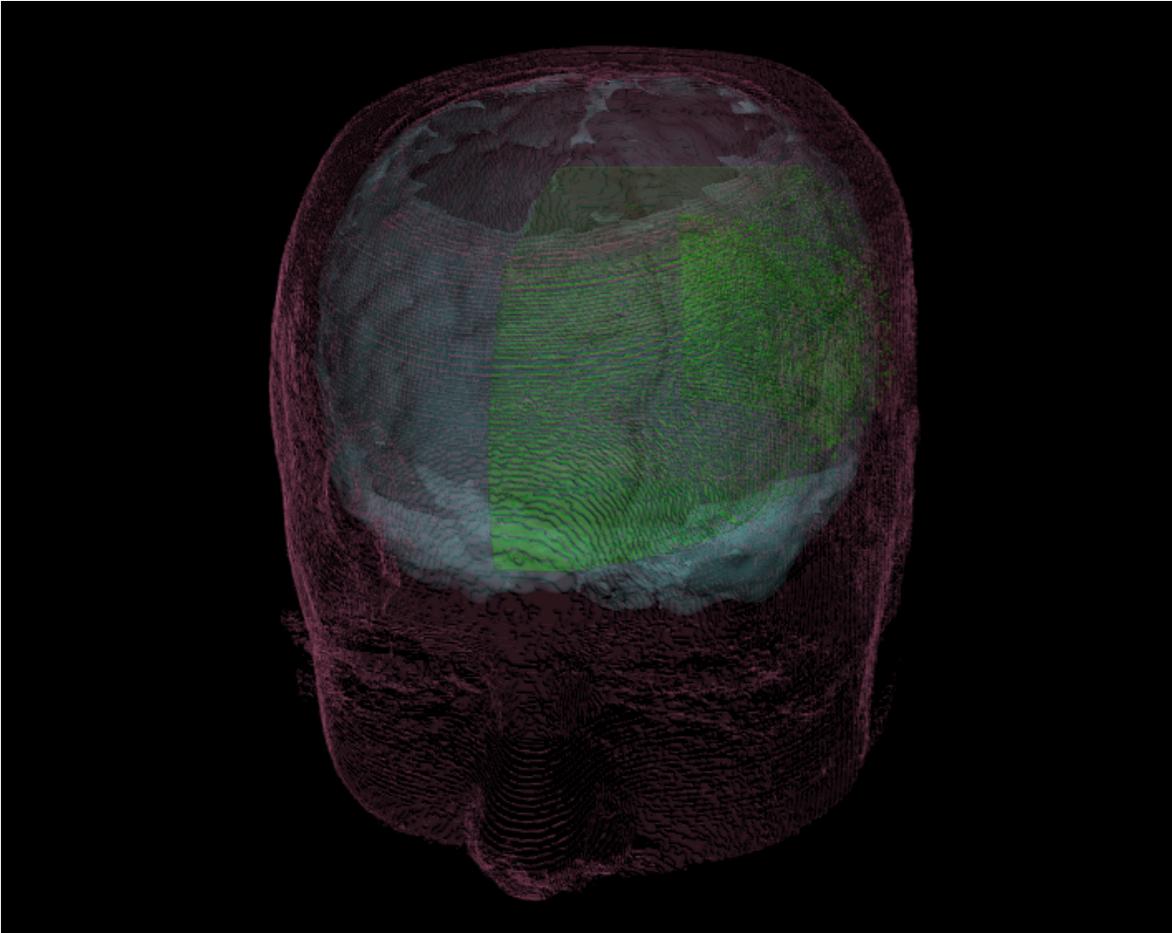


Figura 3-8. Área de inserción consideradas en este trabajo (verde). Éstas se enfocan en la parte anterior frontal temporal del cráneo.

3.4 Generación de trayectorias candidatas

Como se ha mencionado, se deben cumplir las restricciones estrictas que son valores booleanos. Por otro lado las restricciones blandas son los que pueden ser representado su riesgo con un valor cuantificable. Por ejemplo, la distancia de la trayectoria puede tener un valor que la represente (pero no más de 90 mm, que es una restricción estricta). También pertenece a esta categoría algunas regiones en el tejido cerebral que no necesariamente puede tener consecuencias fatales, pero todavía puede conducir a problemas de salud. Por esta razón, el riesgo debe ser minimizado en esas áreas. En este estudio estamos tomando en cuenta las siguientes restricciones blandas:

1. Longitud de Trayectoria
2. Voxels riesgo sobre la trayectoria

La longitud trayectoria es la distancia entre cada punto de inserción hasta el punto de destino.

$$\text{longitud}(X) = \text{dist}(\text{inserción}, \text{objetivo})$$

Los volúmenes de cada trayectoria se adquieren al calcular una línea paramétrica, haciendo así la captura cada valor del volumen de riesgo calculado por donde pasa la trayectoria.

$$V(X) = \begin{cases} x = x_1 + (x_2 - x_1)t, \\ y = y_1 + (y_2 - y_1)t, \\ z = z_1 + (z_2 - z_1)t \end{cases}$$

Donde $V(X)$ es una función de la trayectoria X que es a su vez parametrizada por t obteniendo así múltiples trayectorias v .

$$V(X) = \{v_1, v_2, v_3, \dots, v_n\}$$

Con los pesos correspondientes:

$$R(X) = \{r_1, r_2, r_3, \dots, r_n\}$$

Una vez que son obtenidos los voxels que cruzan cada trayectoria se calcula una suma de los pesos.

$$\text{riesgo}(X) = \sum_{i=1}^n r_i$$

3.5 Evaluación de riesgo asociado utilizando lógica difusa

En muchos problemas del mundo real, los datos de diseño, la función objetivo y las restricciones se expresan en términos vagos y lingüísticos (Zadeh, 1965) (Rao, 2009). Por ello el objetivo de este trabajo de tesis es determinar el riesgo de la trayectoria mediante las

instrucciones de los neurocirujanos en términos lingüísticos. La lógica difusa se utiliza para reconocer el riesgo de las diferentes trayectorias posibles al atravesar el tejido cerebral.

Dadas las restricciones suaves, en este trabajo se cuenta con una entrada de función de pertenencia para cada uno de éstas y una función de pertenencia de salida que indicará la decisión de riesgo de la trayectoria. Los valores a tratar son normalizados para poderlos utilizar en el sistema difuso, las figuras 3-9, 3-10 y 3-11.

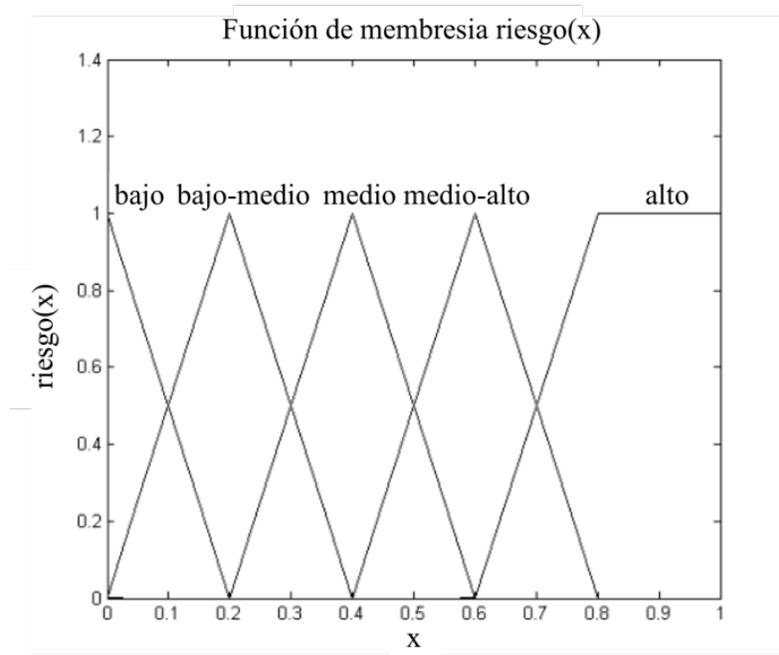


Figura 3-9. Función de pertenencia de entrada para la suma de volúmenes de riesgo de la trayectoria. Clasificamos el riesgo de una trayectoria de baja, baja-media, media, media-alta y alta, que son suficientes en términos lingüísticos para clasificar el riesgo.

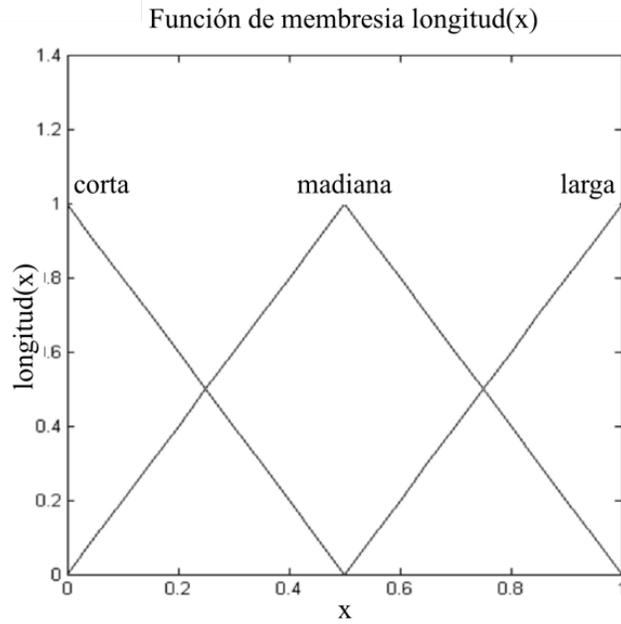


Figura 3-10. Función de pertenencia de entrada de la longitud de la trayectoria. Se divide en corta, mediana y larga.

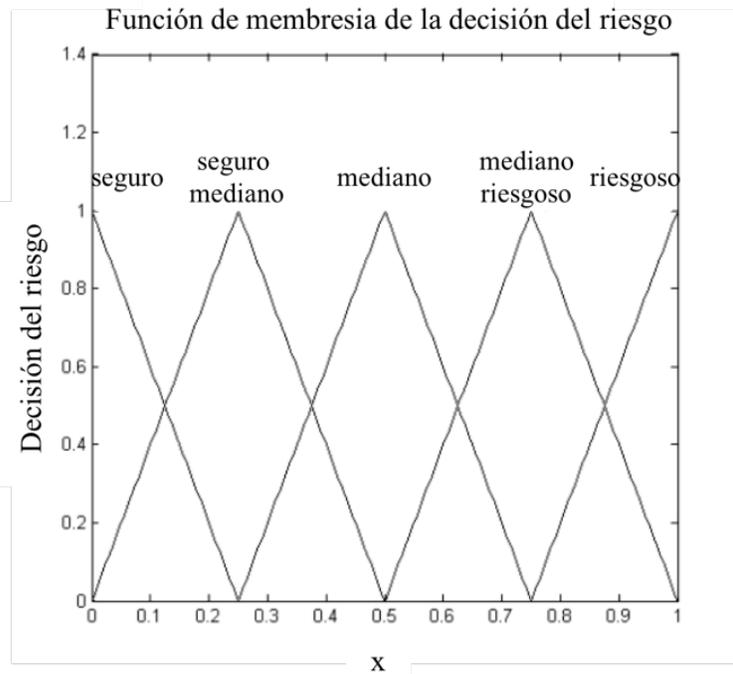


Figura 3-11. Función de pertenencia de salida que indica la decisión del riesgo de la trayectoria que es la suma de los volúmenes de riesgo por donde pasa la trayectoria candidata. Se cuenta con 5 funciones triangulares; seguro, seguro mediano, mediano, mediano riesgoso y riesgoso.

Para las funciones de membresía se optó por usar en su mayoría funciones triangulares debido que no podemos permitirnos un rango de error ya sea para las funciones de entrada y la de salida. En el caso de la Figura 3-9 podemos observar que se cuenta con una función trapezoidal debido que se considera que hay un rango en los valores normalizados que se considera una suma de volúmenes de riesgo alto.

Fueron implementadas quince reglas en el sistema difuso para regresar la salida de la decisión del riesgo asociado a cada trayectoria, Tabla 3-1.

Tabla 3-1. Reglas difusas implementadas en el sistema de decisión de riesgo de la trayectoria.

Regla	Entradas			Salida
	Suma de volúmenes de riesgo	Operación	Longitud de la trayectoria	Decisión de riesgo de la trayectoria
1	baja	and	corta	seguro
2	baja	and	mediana	seguro-mediano
3	baja	and	larga	seguro-mediano
4	bajo-medio	and	corta	seguro-mediano
5	bajo-medio	and	mediana	seguro-mediano
6	bajo-medio	and	larga	mediano
7	medio	and	corta	seguro-mediano
8	medio	and	mediana	mediano
9	medio	and	larga	mediano
10	medio-alto	and	corta	mediano
11	medio-alto	and	mediana	mediano-riesgoso
12	medio-alto	and	larga	riesgoso

13	alto	and	corta	riesgoso
14	alto	and	mediana	riesgoso
15	alto	and	larga	riesgoso

El método defuzzificación que resultó mejor fue el método centroide, que es la suma del producto de las trayectorias que están dentro de rango de la decisión de riesgo correspondiente de cada trayectoria $d(x_i)$ entre las sumas de la misma.

$$centroide = \frac{\sum_{i=0}^n x_i \cdot d(x_i)}{\sum_{i=0}^n d(x_i)}$$

3.6 Tecnologías utilizadas

Para el desarrollo de este sistema se tuvieron que utilizar diferentes tecnologías, cada una para cumplir con un rol específico.

3.6.1 MATLAB

MATLAB es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). MATLAB cuenta con múltiples bibliotecas que nos permitió trabajar con el procesamiento de imágenes DICOM y también nos permitió tener una visualización preliminar de las estructuras segmentadas y de las trayectorias (ver Figura 3-12).

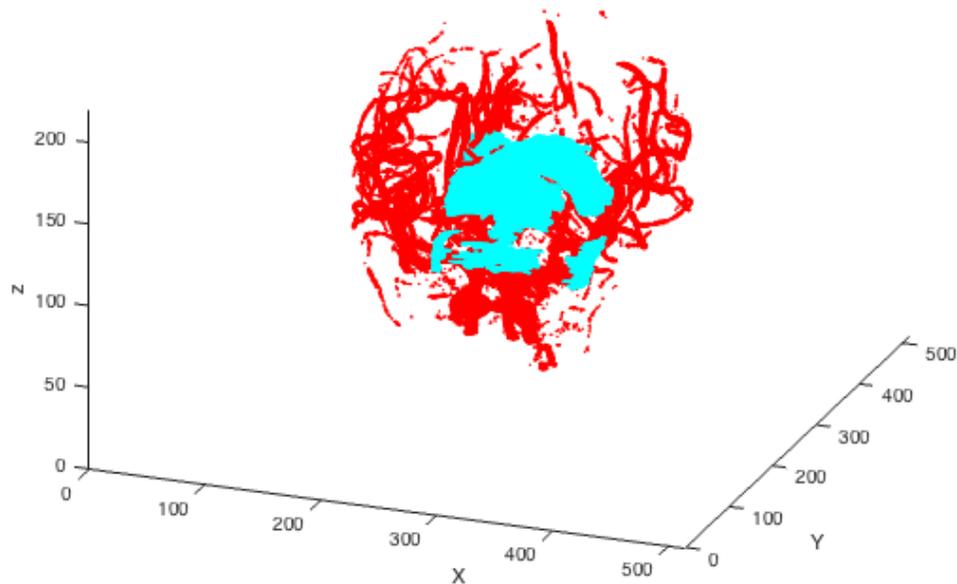


Figura 3-12. Visualización de los vasos sanguíneos y los ventrículos utilizando la función plot de MATLAB.

Sin embargo como se puede apreciar en la imagen anterior, las estructuras no se pueden apreciar bien debido a la falta de volumen en las estructuras por lo que se optó por utilizar otra herramienta de visualización que se explicará más adelante.

3.6.2 *Lenguaje de programación C++*

Para el desarrollo del sistema se utilizó el lenguaje de programación C++. Es un lenguaje de uso general con tendencia a la programación de sistemas basado en el lenguaje C, descrito en la norma ISO/IEC 9899:1990. Además de las facilidades que ofrece C, C++ brinda otros tipos de datos, clases, plantillas, excepciones, espacios de nombres, funciones en línea, sobrecarga de operadores, sobrecarga de nombres de funciones, referencias, operadores de gestión dinámica de memoria y facilidades de biblioteca adicionales.

Por diseño y necesidad, C++ es un lenguaje de programación capaz de aportar una ejecución en tiempo real que solo podría igualar un código ensamblador cuidadosamente elaborado. Del mismo modo es un lenguaje que se encuentra disponible en una amplia

variedad de plataformas, desde el procesador más pequeño hasta la más ambiciosa supercomputadora. Además, los mecanismos de abstracción de C++ (como las clases y las plantillas) sirven con eficacia a aquellos usuarios que consideran que un rendimiento elevado es solo una ventaja adicional. Debido a estas características el lenguaje de programación C++ es perfecto para el desarrollo de aplicaciones biomédicas.

El lenguaje C++ cuenta con una amplia gama de bibliotecas con definiciones de diferentes funcionalidades (matemáticas, procesamiento de imágenes, visualización 3D, entre otras), lo que nos permite el desarrollo de un sistema complejo sin la necesidad de programar desde cero algún algoritmo que se requiera.

Para el proceso de etiquetado de la imagen 3D se utilizó C++ ya que el tiempo de ejecución era más rápido que en MATLAB, por lo que era más rápido al correr programas con una gran carga computacional.

3.6.3 *Visualization Toolkit (VTK)*

VTK es una biblioteca de visualización de código libre compatible con el lenguaje de programación C++ (Schroeder, 2001). Esta biblioteca soporta una gran cantidad de algoritmos para renderizado, texturizado, métodos volumétricos, suavizado, entre otros lo que nos permitió generar los volúmenes de las estructuras segmentadas para visualizarlas en pantalla (ver Figura 3-13 y 3-14).

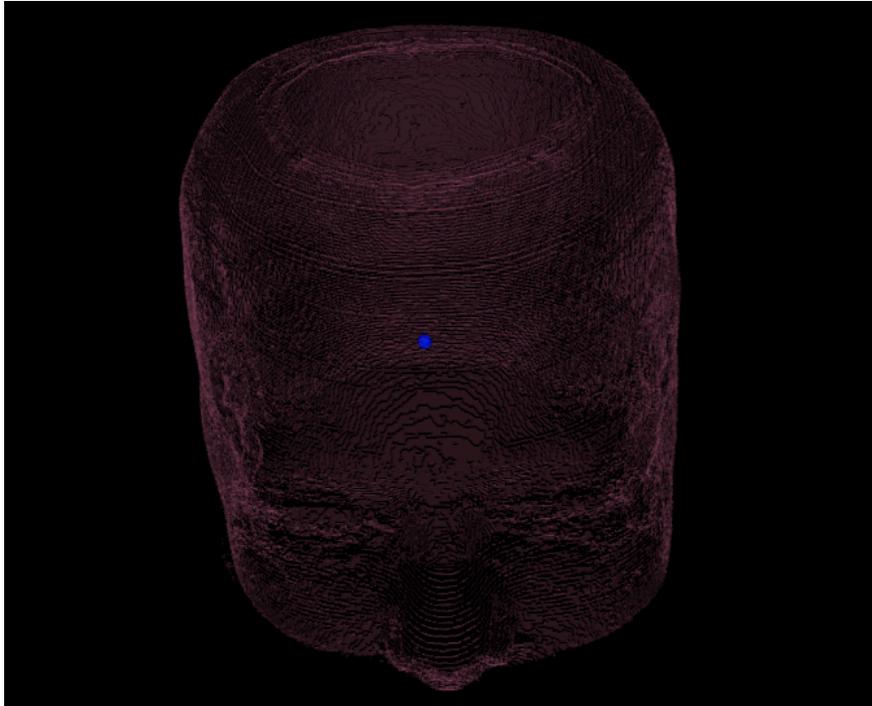


Figura 3-13. Visualización de la piel segmentada de las imágenes DICOM tratadas

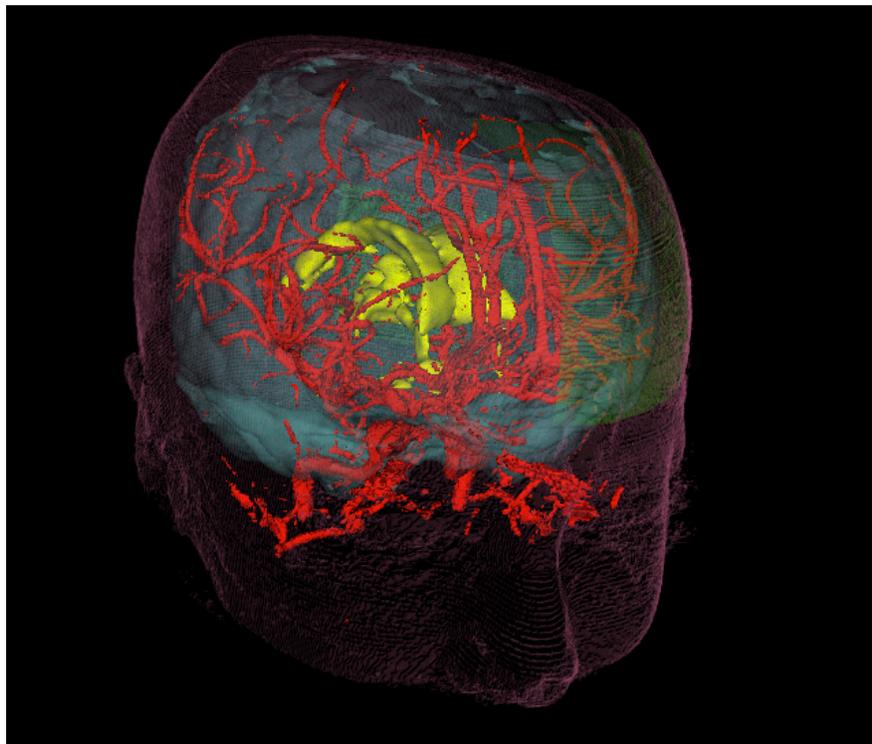


Figura 3-14. Visualización de todas las estructuras segmentadas; piel (rosa), cerebro (azul), vasos sanguíneos (rojo), ventrículos (amarillo) y puntos de inserción (verde).

3.6.4 Qt

Qt es una biblioteca multiplataforma ampliamente usada para desarrollar aplicaciones con interfaz gráfica de usuario. Qt utiliza el lenguaje de programación C++ de forma nativa por lo que no se tuvo complicaciones al quererlo integrar al proyecto.

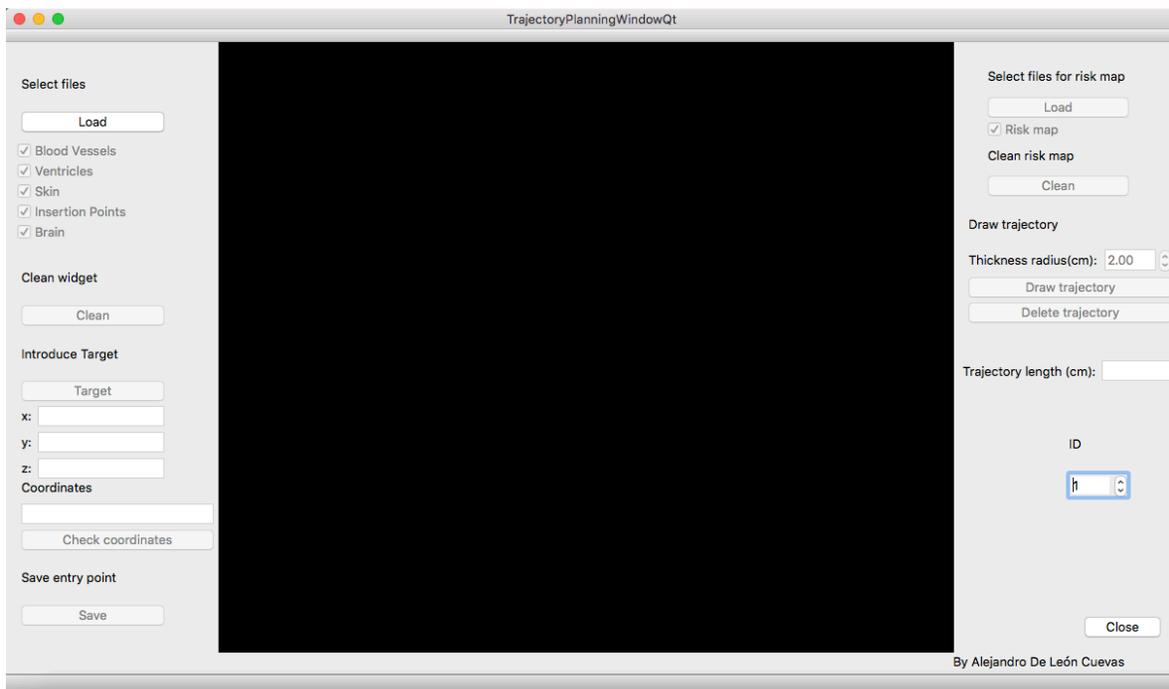


Figura 3-15. Interfaz desarrollada en Qt para la visualización de las estructuras, las trayectorias y el mapa de riesgo asociado a cada trayectoria

La interfaz desarrollada consta de un botón para cargar los archivos VTP (*VTK Polygonal Data*) que almacena un volumen de las estructuras segmentadas (ver Figura 3-16).

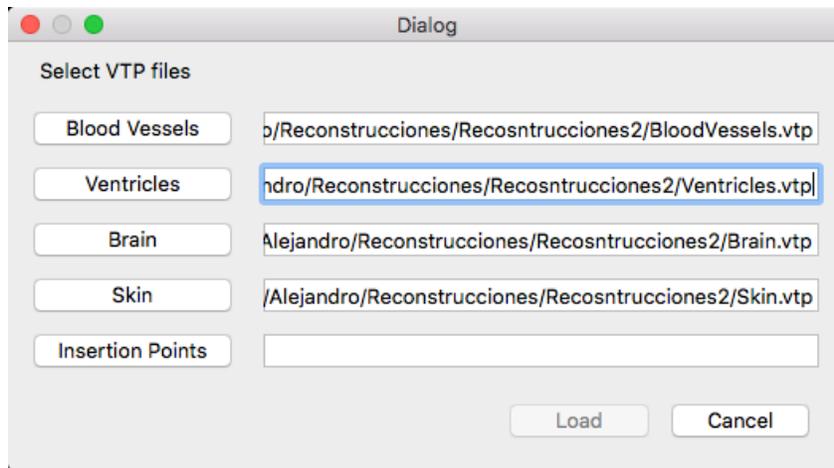


Figura 3-16. Ventana que permite la carga de los archivos VTP.

También cuenta con elementos para posicionar un punto objetivo, así como para visualizar un punto seleccionado con el mouse. El punto seleccionado puede ser almacenado en un fichero para su consulta posterior.

La interfaz cuenta con un generador de la trayectoria partiendo de un punto seleccionado dentro del área de inserción al punto objetivo (ver Figura 3-17).

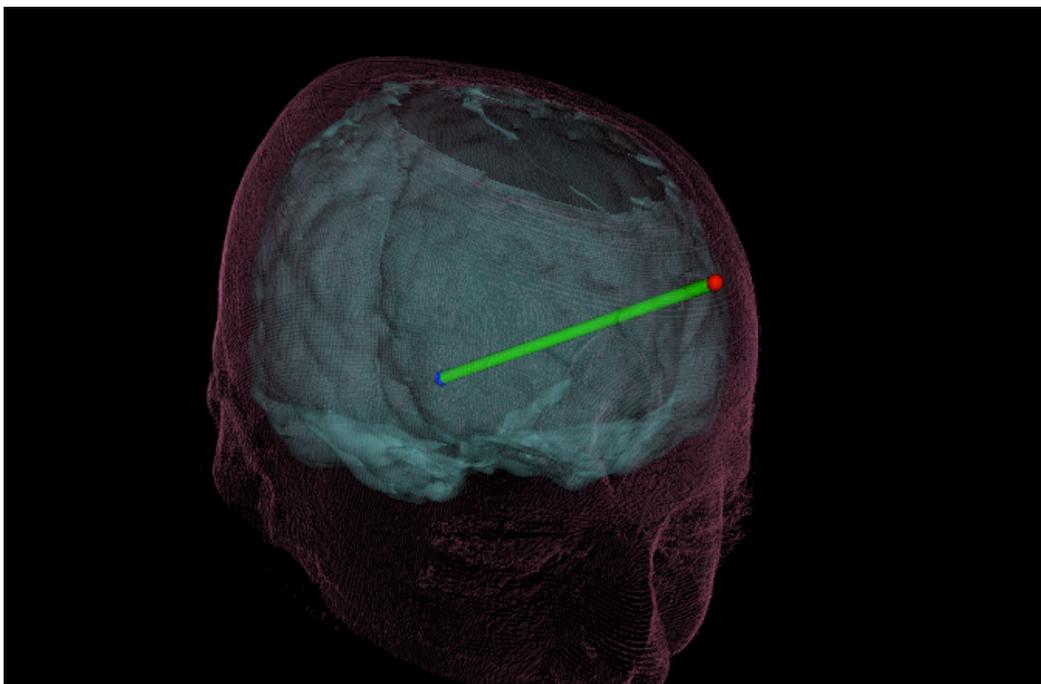


Figura 3-17. Trayectoria trazada partiendo de un punto de inserción al punto objetivo.

3.6.5 CMake

CMake es una herramienta multiplataforma de generación o automatización de código

diseñada para construir, probar y empaquetar software. Se utiliza para controlar el proceso de compilación del software usando ficheros de configuración sencillos e independientes de la plataforma lo que nos permite, partiendo de los códigos, generar un proyecto para cualquier plataforma. Por esto el software desarrollado puede ser compilado en una computadora con sistema operativo Windows, Mac OSX o Linux.

CMake nos facilito la tarea de incorporar las librerías de VTK y de Qt en un mismo proyecto.

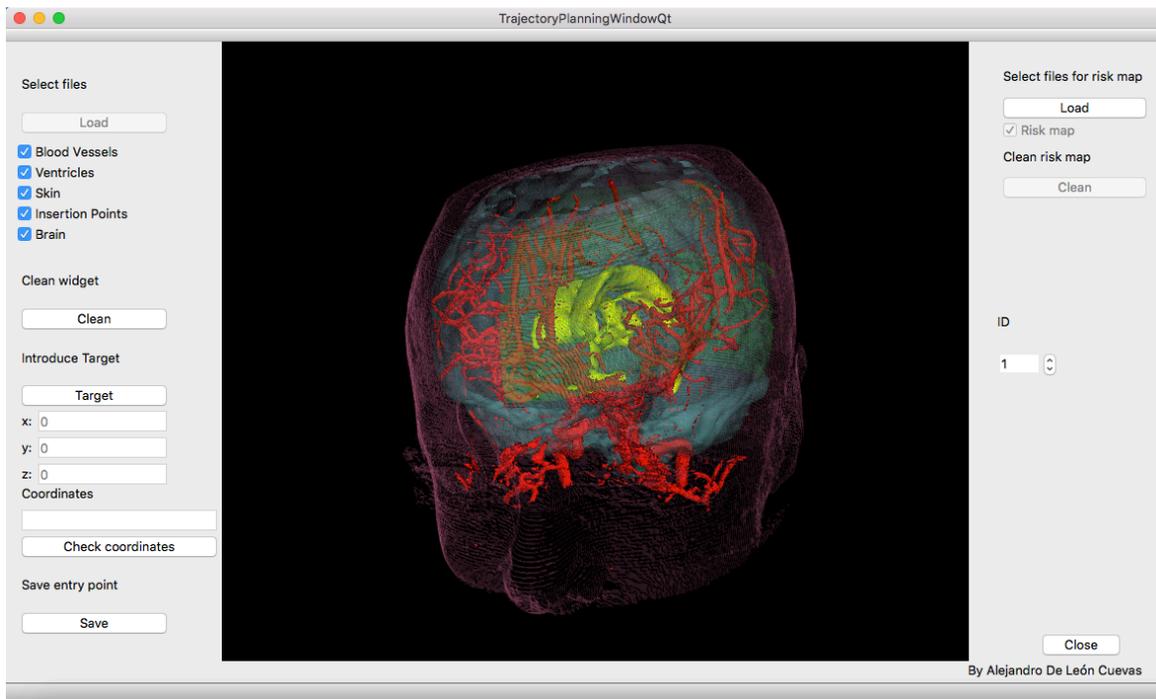


Figura 3-18. CMake nos permitió integrar de forma sencilla VTK y Qt.

3.6.6 Adquisición de imágenes DICOM

Las imágenes fueron proporcionadas por el Hospital Los Ángeles en Querétaro, Qro. Con ayuda del médico neurocirujano Gerardo Ignacio Milchorena Olivares. Las imágenes tratadas fueron imágenes de resonancia magnética con contraste para resaltar los vasos sanguíneos.

4. RESULTADOS

La metodología descrita anteriormente se desarrolló en el lenguaje de programación C++ por el tiempo de ejecución rápida para el procesamiento de imágenes médicas, filtrado, etiquetado, implementación de sistema difuso y visualización 3D de las estructuras y trayectorias es importante, y MATLAB se utilizó para el análisis de datos. Los procesos se aplicaron en un conjunto de imágenes médicas con una resolución de 512x514x212. Antes de ejecutar el sistema difuso se llevo a cabo pre-procesamiento para identificar las estructuras de riesgo, calcular el volumen de riesgo de los voxels, así como identificar las áreas de inserción para la herramienta quirúrgica.

Para implementar el sistema difuso se consideraron como funciones de membresía de entrada la longitud de las múltiples trayectorias y la suma de los pesos de cada voxel. En la Figura 4-1, se presenta la función de decisión generada utilizando las 15 reglas y el método defuzzificación con centroide.

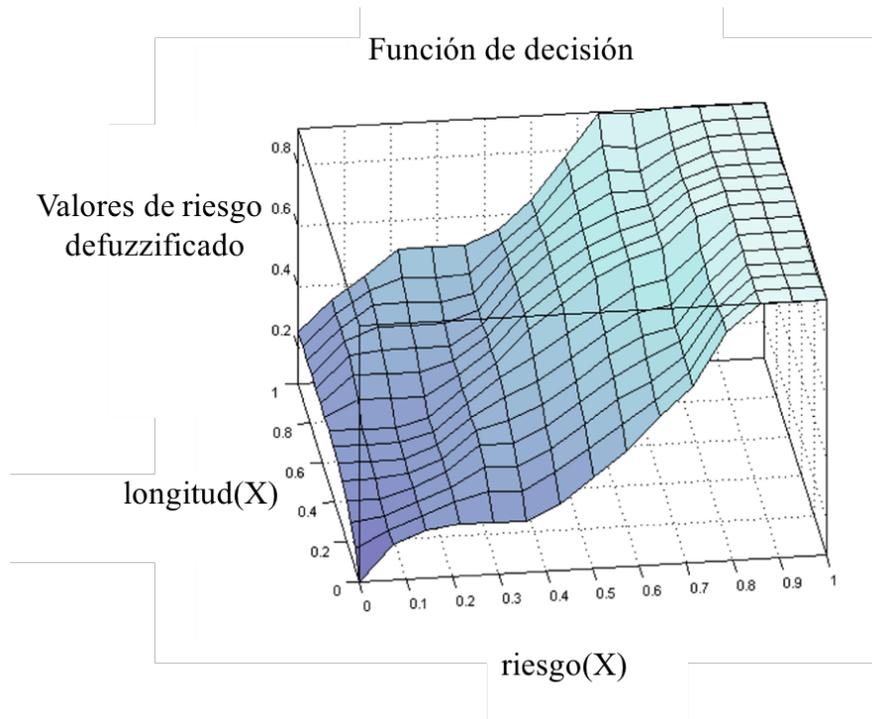


Figura 4-1. Función de decisión generada por el sistema difuso. Se puede observar que la decisión de riesgo sube gradualmente a medida que la longitud de la trayectoria y el riesgo de las anatomías lesionadas aumenta.

En el presente caso de estudio, se obtuvieron veinte mil noventa y seis trayectorias candidatas que desde el punto de inserción hasta en punto objetivo indicado manualmente.

Se experimentó con dos casos; en el primero se pretende llegar al tercer ventrículo; y el segundo se pretende llegar a un punto en el ventrículo lateral.

Para llegar al tercer ventrículo es necesario situar el punto objetivo en el Foramen de Monroe, área donde se conectan los ventrículos laterales y el tercer ventrículo. En la Figura 4-2 se muestra el punto objetivo en la reconstrucción 3D.

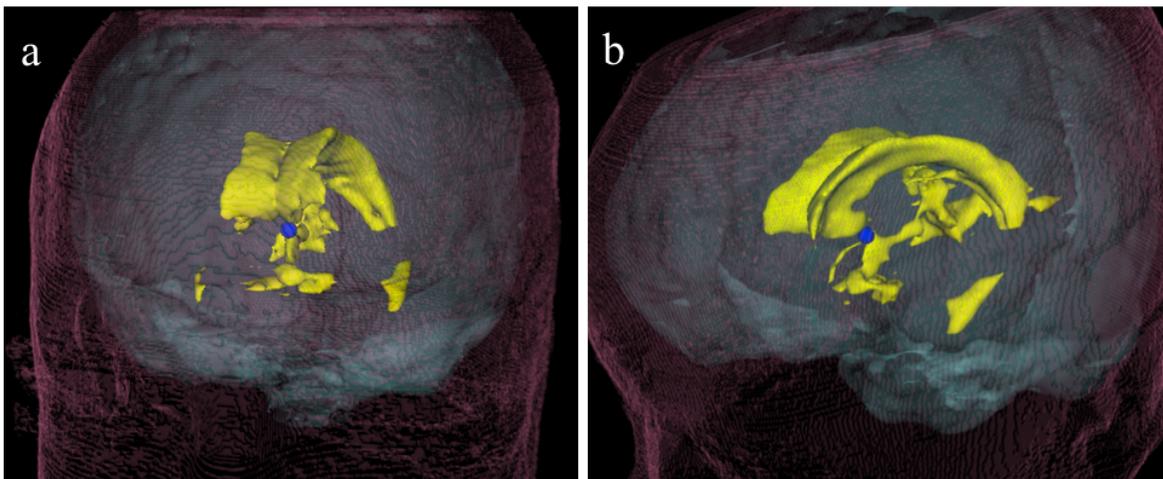


Figura 4-2. Dos vistas del punto azul que muestra el Foramen de Monroe (punto objetivo). a) Vista frontal; b) vista lateral.

En la Figura 4-3 se presenta un mapa que muestra el riesgo de cada trayectoria prevista. Las regiones en magenta son, de acuerdo con el enfoque actual, las zonas seguras, mientras que los puntos rojos se deben evitar, ya que representan un alto riesgo. A primera vista, se puede observar que los puntos de mayor riesgo son donde la trayectoria atraviesa vasos sanguíneos. Esto es como se esperaba, porque le dimos un alto riesgo para este tipo de estructuras, pero en realidad también contienen los riesgos de otras estructuras, como los ventrículos. Lo que parece muy prometedor es que las zonas más seguras se ven lejos de los puntos rojos.

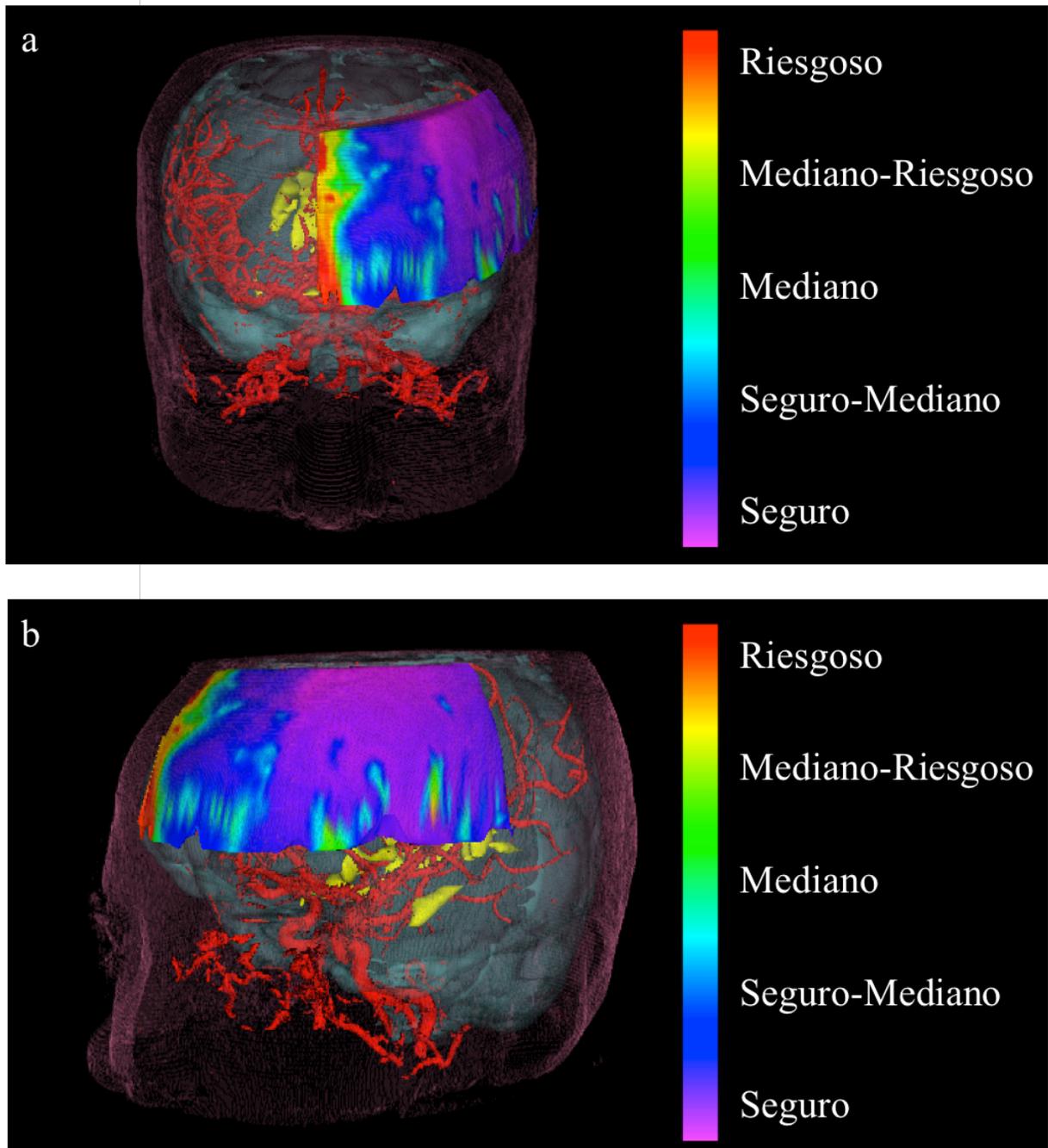


Figura 4-3. Mapa de riesgo de trayectorias calculadas para llegar al tercer ventrículo. La zona de inserción es en el área anterior frontal temporal. a) Vista frontal; b) vista lateral.

Las trayectorias fueron calificadas con el riesgo de decisión calculado con la longitud de la trayectoria y la suma de los volúmenes de riesgo que hay en ésta. Esos resultados se pueden ver en la Tabla 4-1.

Tabla 4-1. Resultados de la trayectorias candidatas más segura y más riesgosas del primer caso.

Trayectoria candidata	Longitud (mm)	Suma de volúmenes de riesgo (0-1)	Decisión de riesgo (0-1)
1	54.24609143	0.25278202	0.325575664
2	54.18643733	0.253165632	0.326013394
3	54.26759044	0.253558094	0.326460553
4	54.69940327	0.254320737	0.327327559
5	54.16653522	0.25481916	0.327892818
⋮	⋮	⋮	⋮
20092	54.76552694	0.815011719	0.913645266
20093	78.56424398	0.82098098	0.9161515
20094	79.0259193	0.803597295	0.916691588
20095	79.06795724	0.818110727	0.916737752
20096	79.11224333	0.805869828	0.916783147

La Figura 4-4 muestra la trayectoria sugerida (en color verde) por el sistema de planificación para el primer caso. Se puede ver que está muy lejos de las regiones evaluadas como de alto riesgo. En esta figura la evaluación del riesgo es de la recta que va desde el punto de inserción al punto objetivo.

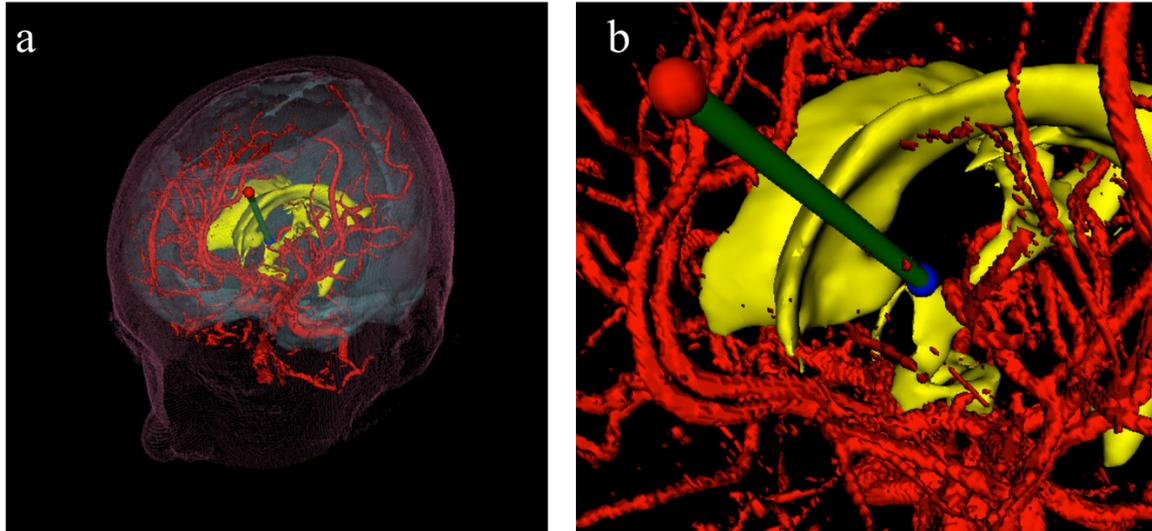


Figura 4-4. a) Trayectoria sugerida por el sistema del primer caso. b) acercamiento de la imagen donde se puede apreciar que la trayectoria no atraviesa estructuras de alto riesgo.

Para el segundo caso se tiene un área más vasta y por ello se tiene que determinar primero a que punto interno del ventrículo se quiere llegar, de esta forma el cirujano eligirá un punto objetivo sobre la superficie del ventrículo lateral. En la Figura 4-5 se muestra el punto objetivo seleccionado en la reconstrucción 3D para hacer una inserción en el ventrículo lateral.

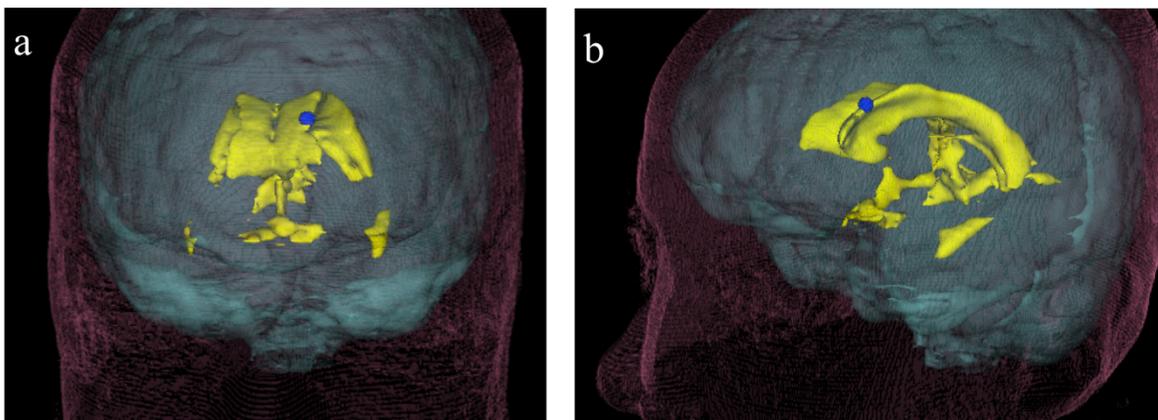


Figura 4-5. Dos vistas del punto azul que muestra el punto objetivo seleccionado para llegar al ventrículo lateral derecho. a) Vista frontal; b) vista lateral.

Igual que el caso anterior, es generado un mapa de riesgo de el área donde se localizan los puntos de inserción a evaluar, ver Figura 4-6.

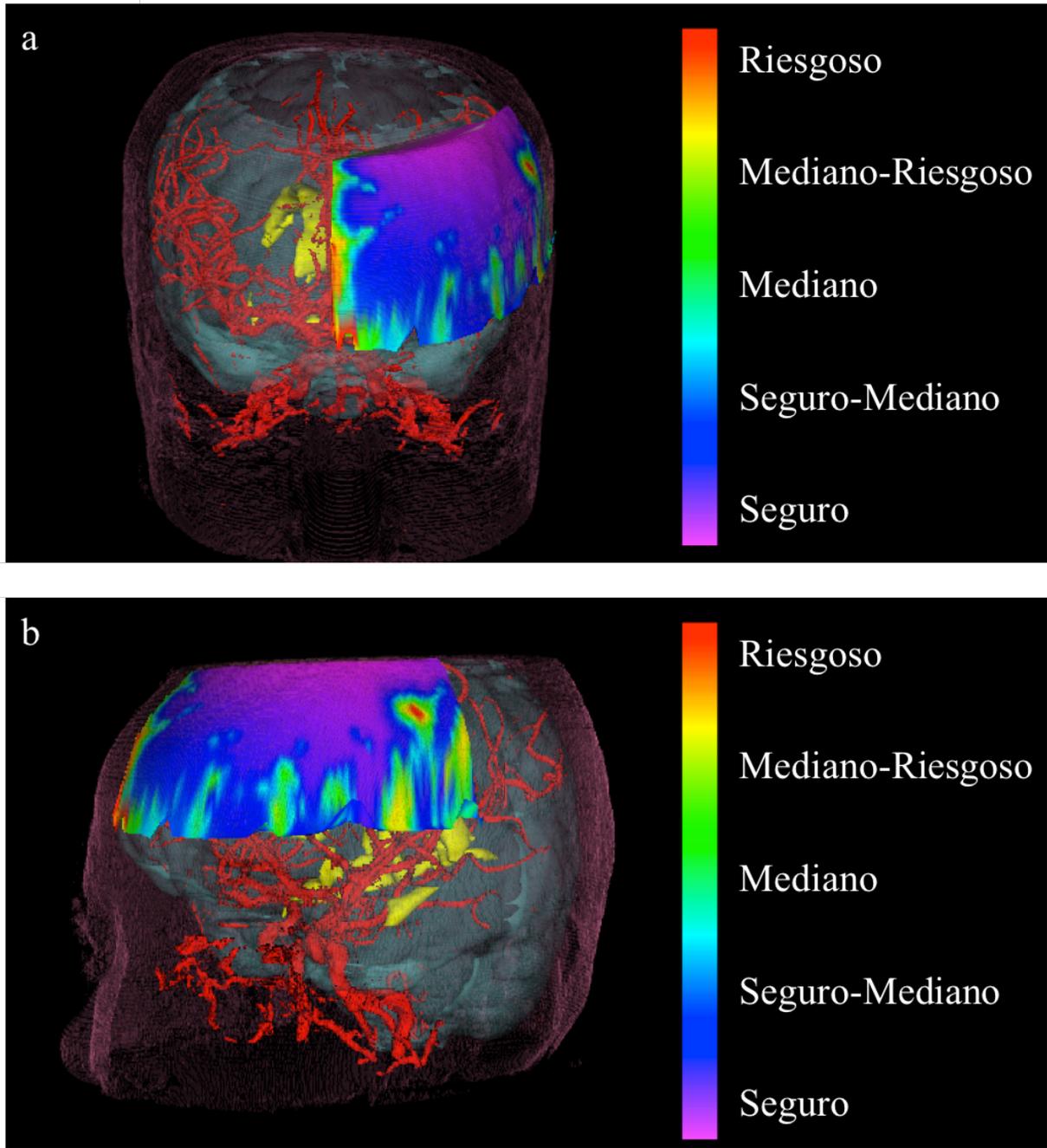


Figura 4-6. Mapa de riesgo de trayectorias calculadas para llegar al ventrículo lateral. La zona de inserción es en el área anterior frontal temporal. a) Vista frontal; b) vista lateral.

La Tabla 4-2 muestra los resultados de las trayectorias más seguras y las más riesgosas evaluadas del segundo caso.

Tabla 4-2. Resultados de la trayectorias candidatas más segura y más riesgosas del segundo caso.

Trayectoria candidata	Longitud (mm)	Suma de volúmenes de riesgo (0-1)	Decisión de riesgo (0-1)
1	48.7959081	0.000412836	0.301302853
2	48.9378288	0.000372732	0.302379780
3	49.0453984	0.000396782	0.303194340
4	49.0654688	0.000408257	0.303346502
5	49.1169331	0.000414385	0.303734550
⋮	⋮	⋮	⋮
20092	76.5587400	0.001125048	0.918295924
20093	76.4854920	0.001123557	0.917204841
20094	67.3780854	0.001507555	0.914278753
20095	67.0347783	0.001541624	0.913970708
20096	66.9511114	0.001519748	0.913902867

La Figura 4-7 muestra la trayectoria sugerida (en color verde) por el sistema de planificación para el segundo caso.

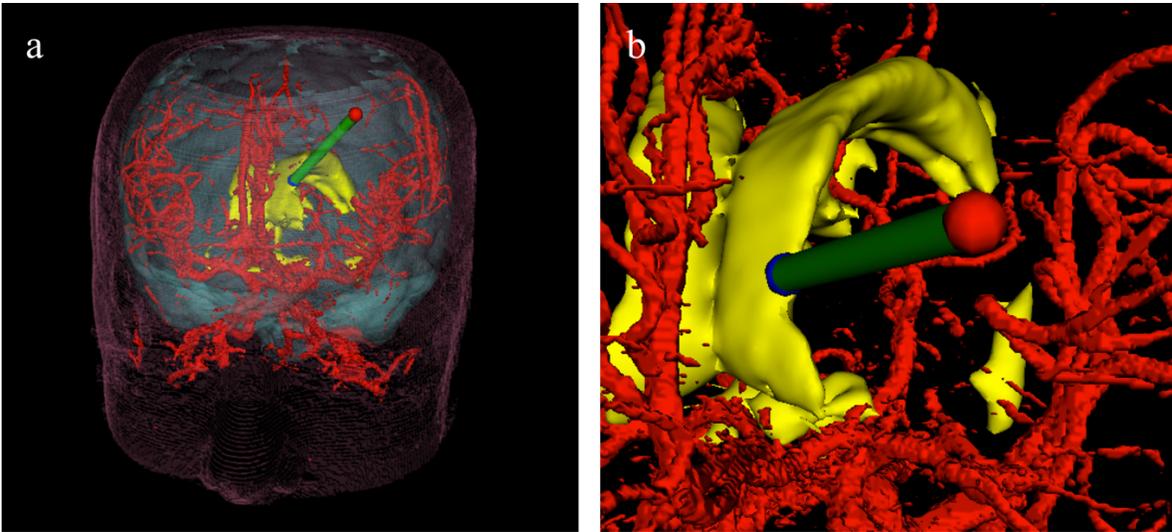


Figura 4-7. a) Trayectoria sugerida por el sistema del segundo caso. b) acercamiento de la imagen donde se puede apreciar que la trayectoria no atraviesa estructuras de alto riesgo.

5. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

En este trabajo, se presenta un sistema de planificación para la selección de trayectoria en neurocirugía utilizando la lógica difusa. Diferentes etapas de preprocesamiento se explicaron. Se realizó una segmentación de las estructuras de riesgo para etiquetar los voxels de interés con un riesgo correspondiente. La suma de los volúmenes de riesgo de los voxels atravesados por la trayectoria candidata y su longitud desde el objetivo hasta los puntos de inserción permitidos se calcularon para conseguir las funciones de pertenencia. El método defuzzificación empleado para este fin fue el método centroide.

Un sistema que estima el riesgo de todas las trayectorias candidatas fue desarrollado, por lo que puede facilitar el proceso de toma de decisiones al planificar una trayectoria en neurocirugía *keyhole*. Trabajar con lógica difusa nos permite hacer una relación con varios parámetros para la toma de decisiones. Se obtuvo un mapa con el riesgo de daños lo que permite visualizar qué áreas son profundas y arriesgadas desde el punto de inserción al punto objetivo. Se adquirió una función de decisión que no muestra inconsistencias muy abruptas en el comportamiento de la función.

El principal inconveniente del presente enfoque es que la etapa del etiquetado demora mucho tiempo la cual se considera como un área de oportunidad. Hay también diferentes técnicas que minimizan el tiempo de cálculo de ecuaciones simples, como la computación paralela. Es posible evaluar cuál de estas técnicas podría ayudar para minimizar el tiempo de ejecución.

Es posible mejorar el comportamiento de la función de decisión del sistema difuso al tomar en cuenta otros parámetros de las trayectorias. Por ejemplo, hay secciones de los vasos sanguíneos que no son muy peligrosas y pueden dar un factor de riesgo más bajo que otras secciones. Continuando con esta idea, también es deseable seleccionar una enfermedad específica con el fin de clasificar y valorar funciones de membresía.

6. REFERENCIAS

- Antunes J. L. (1982) Surgical approaches to the anterior third ventricle. *Contemp Neurosurg* 4(25): 1-6
- Antunes, J. L. (2009). Management of Tumors of the Anterior Third and Lateral Ventricles. In *Practical Handbook of Neurosurgery* (pp. 755-774). Springer Vienna.
- Bériault, S., Al Subaie, F., Mok, K., Sadikot, A. F., & Pike, G. B. (2011). Automatic trajectory planning of DBS neurosurgery from multi-modal MRI datasets. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2011* (pp. 259-266). Springer Berlin Heidelberg.
- Brunenberg, E. J., Vilanova, A., Visser-Vandewalle, V., Temel, Y., Ackermans, L., Platel, B., & ter Haar Romeny, B. M. (2007). Automatic trajectory planning for deep brain stimulation: a feasibility study. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2007* (pp. 584-592). Springer Berlin Heidelberg.
- Bucy P.C. (1978). Neurosurgery in darkness. *Surg Neurol* 9:360
- Cappabianca, P., Cinalli, G., Gangemi, M., Brunori, A., Cavallo, L. M., de Divitiis, E., ... & Godano, U. (2008). Application of neuroendoscopy to intraventricular lesions. *Neurosurgery*, 62, SHC-575.
- Cinalli, G., Cappabianca, P., De Falco, R., Spennato, P., Cianciulli, E., Cavallo, L. M., ... & De Divitiis, E. (2005). Current state and future development of intracranial neuroendoscopic surgery. *Expert review of medical devices*, 2(3), 351-373.
- Cox, E. (1992). Fuzzy fundamentals. *Spectrum, IEEE*, 29(10), 58-61.
- Chaoui, H., & Sicard, P. (2012). Adaptive fuzzy logic control of permanent magnet synchronous machines with nonlinear friction. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, 59(2), 1123-1133.
- Dandy, W. E., & Blackfan, K. D. (1913). An experimental and clinical study of internal hydrocephalus. *Journal of the American Medical Association*, 61(25), 2216-2217.
- De Divitiis, E. (2009). Endoscopy: Principles and Techniques. In *Practical Handbook of Neurosurgery* (pp. 31-48). Springer Vienna.
- Decq, P., Le Guerinel, C., Brugières, P., Djindjian, M., Silva, D., Kéravel, Y., ... & Nguyen, J. P. (1998). Endoscopic management of colloid cysts. *Neurosurgery*, 42(6), 1288-1294.
- Essert, C., Haegelen, C., Lalys, F., Abadie, A., & Jannin, P. (2012). Automatic computation of electrode trajectories for Deep Brain Stimulation: a hybrid symbolic and numerical approach. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 7(4), 517-532.
- Galloway, R., Peters, T. (2008). "Overview and History of Image-Guided Interventions". En Peters, T., Cleary, K., *Image-Guided Interventions* (1-16 p). USA: Springer.

- Hamada, H., Hayashi, N., Kurimoto, M., & Endo, S. (2005). Endoscopic aqueductal stenting via the fourth ventricle under navigating system guidance: technical note. *Neurosurgery*, 56(1), ONS-206.
- Hanson, C. W., & Marshall B. E. (2001). Artificial intelligence applications in the intensive care unit. *Crit Care Med*, 29:427–435.
- Hounsfield, G. N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British journal of radiology*, 46(552), 1016-1022.
- Jankowska, D., Milewska, A. J., Górska, U., Matuszewski, R., Sovalat, H., Milewski, R., ... & Wietlicka-Piszcz, M. (2010). Applications of logic in medicine. *The journal*, 21, 34.
- Kall, B. A., Kelly, P. J., Goerss, S., & Frieder, G. (1985). Methodology and clinical experience with computed tomography and a computer-resident stereotactic atlas. *Neurosurgery*, 17(3), 400-406.
- Kelly, P. J. (1986). Applications and methodology for contemporary stereotactic surgery. *Neurological research*, 8(1), 2-12.
- Lara, J. C., Hernández, D. G., & Alonso-Vanegas, M. A. (2005). Desarrollo de un aparato estereotático con el sistema de arco centrado. *Archivos de neurociencias (México, DF)*, 10(3), 196-202.
- Lee, J. D., Huang, C. H., & Lee, S. T. (2002). Improving stereotactic surgery using 3-D reconstruction. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 21(6), 109-116.
- Longatti, P., Basaldella, L., Feletti, A., Fiorindi, A., & Billeci, D. (2005). Endoscopic navigation of the fourth ventricle: Technical note and preliminary experience. *Neurosurgical focus*, 19(6), 1-4.
- Moniz, E. (1927). L'encephalographie arterielle, son importance dans la localisation des tumeurs cérébrales. Review in *Neurology (Paris)*, 34, 72-90.
- Navkar, N. V., Tsekos, N. V., Stafford, J. R., Weinberg, J. S., & Deng, Z. (2010). Visualization and planning of neurosurgical interventions with straight access. In *Information Processing in Computer-Assisted Interventions* (pp. 1-11). Springer Berlin Heidelberg.
- NEMA. The dicom standard. Technical report. <http://medical.nema.org>. Última consulta: 21 de Noviembre de 2013.
- Nowinski, W. L., Yang, G. L., & Yeo, T. T. (2000). Computer-aided stereotactic functional neurosurgery enhanced by the use of the multiple brain atlas database. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 19(1), 62-69.
- Pernecky, A., Kindel, S., Kanno, T., Tschabitscher, M., & Reisch, R. (2009). *Keyhole Approaches in Neurosurgery: Volume 1: Concept and Surgical Technique* (Vol. 1). Springer Science & Business Media.

- Rao, S. S., & Rao, S. S. (2009). *Engineering optimization: theory and practice*. John Wiley & Sons.
- Renishaw. (2012). First surgical procedures for Renishaw's neuro|mate® robot in Nice, France. Renishaw. <http://www.renishaw.com/en/first-surgical-procedures-for-renishaws-neuromate-robot-in-nice-france--19414>.
- Rhoton A (2002) The lateral and third ventricles. *Neurosurgery SI (Suppl 1)* 51: 207-271
- Schroeder, W. J. (Ed.). (2001). The VTK user's guide: updated for version 4.0; [overview, installation, examples, techniques, references]. Kitware.
- Schroeder, W. J., Lorensen, B., & Martin, K. (2004). *The visualization toolkit*. Kitware.
- Seitel, A., Engel, M., Sommer, C. M., Radeleff, B. A., Essert-Villard, C., Baegert, C., ... & Maier-Hein, L. (2011). Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions. *Medical physics*, 38(6), 3246-3259.
- Shafiei, S. E., & Sepasi, S. (2015). Incorporating sliding mode and fuzzy controller with bounded torques for set-point tracking of robot manipulators. *Elektronika ir elektrotechnika*, 104(8), 3-8.
- Shamir, R. R., Joskowicz, L., Tamir, I., Dabool, E., Pertman, L., Ben-Ami, A., & Shoshan, Y. (2012). Reduced risk trajectory planning in image-guided keyhole neurosurgery. *Medical physics*, 39(5), 2885-2895.
- Sindou, M. P. (2009). *Practical handbook of neurosurgery*. Springer.
- Sutherland, G. R., Wolfsberger, S., Lama, S., & Zarei-nia, K. (2013). The evolution of neuroArm. *Neurosurgery*, 72, A27-A32.
- Thirsk R. (2015). neuroArm: an example of space technologies benefiting people on Earth. Robert Thirsk. <http://robertthirsk.ca/2015/10/28/neuroarm-an-example-of-space-technologies-benefiting-people-on-earth/>.
- Tirelli, P., De Momi, E., Borghese, N. A., & Ferrigno, G. (2009). Computer Assisted Neurosurgery. *Int J CARS*, 4(1), S85-S91.
- Vaillant, M., Davatzikos, C., Taylor, R. H., & Bryan, R. N. (1997, January). A path-planning algorithm for image-guided neurosurgery. In *CVRMed-MRCAS'97* (pp. 467-476). Springer Berlin Heidelberg.
- Wolf, I., Vetter, M., Wegner, I., Böttger, T., Nolden, M., Schöbinger, & Meinzer, H. P. (2005). The medical imaging interaction toolkit. *Medical image analysis*, 9(6), 594-604.
- Xia, T., Baird, C., Jallo, G., Hayes, K., Nakajima, N., Hata, N., & Kazanzides, P. (2008). An integrated system for planning, navigation and robotic assistance for skull base surgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted*
- Zadeh, L. A. (1965). Fuzzy sets. *Information and control*, 8(3), 338-353.

7. ANEXO: PUBLICACIONES

7.1 Anexo I – Publicación en 12th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE 2015)

Trajectory planning for keyhole neurosurgery using fuzzy logic for risk evaluation

Alejandro De León Cuevas, Saúl Tovar-Arriaga, Arturo González-Gutiérrez, Marco Antonio Aceves-Fernández

Centro de Investigación y Desarrollo de Informática, Facultad de Informática de la Universidad Autónoma de Querétaro

Av. de las Ciencias S/N Campus Juriquilla, Querétaro, Qro.

a.deleon.cuevas@gmail.com

saulotov@yahoo.com.mx

Abstract— Planning safe trajectories in keyhole neurosurgery requires a high level of accuracy in order to access to small structures either by biopsies, stimulating deep brain and others. We propose a computer system that carries out decision making based on rules using fuzzy logic to plan safe trajectories for preoperative neurosurgery. The processes to generate input values of membership functions, and implementation of the system for decision function will be explained. The results of risk weights for each candidate trajectory are evaluated and the safest calculated trajectories taking into account the risk structures that there are in the brain from the insertion points to the target point are visualized.

Index Terms—Trajectory planning, Image guided surgery, artificial intelligence in surgery, fuzzy logic.

I. INTRODUCTION

Minimally-invasive computer-assisted interventions are gaining importance in today's clinical routine. Accurate detection of tumors, lesions and anatomical structures with a probe, needle biopsy, catheter or electrode within the brain are based on preoperative CT/MRI images which are the standard of care in many of the computer-assisted neurosurgical procedures. Those include biopsies [1] treatment of hydrocephalus, aspiration and drainage of deep bruising of the brain, Ommaya catheter insertion, deep brain stimulation [2], craniotomy minimum access, to name a few. Improper insertion of a surgical tool inside the brain tissue can lead to medical complications of the patient because it can compromise the performance of definitive surgery, dosing suitable radiation, cause intracranial hemorrhage and/or temporary or permanent neurological damage. These complications can occur if there is inadequate preoperative evaluation.

Surgical planning is often a difficult task even for experienced surgeons, for three main reasons [3]. First, due to the difficulty of mentally reconstruct the three-dimensional shape of brain structures of two dimensional tomographic images. Second, due to the complexity of the human brain morphology. Third, because predicting the physiological consequences of various surgical plans is rather a complicated task.

Research has been done to facilitate the decision taking processes of preparatory planning. Recent studies describe methods for trajectory planning in neurosurgery for evaluation

and risk reduction. Lee [4] and Nowinski [5] propose a method by locating risk structures and locating the insertion point of the surgical tool manually. Vaillant [3] proposes to assign a risk weight of each risk structure and make a sum of the weights where the surgical tool goes through the brain. Brunberg [6] calculates the Euclidean distances of each voxel of the candidate trajectory into risk structures selecting the trajectory that is farther from risk structures. Navkar [7] describes a method which normalizes the distances of all trajectories that go from a target to each insertion point on the surface of the head taking into account the risk structures and locates structures that are in each path, considering trajectories with less depth and do not cross a risk structure. Shamir [8] calculates the volume of risk in each voxel according to adjacent risk structures, thus a sum of the weights by where the candidate trajectory goes through is applied to determine the associated risk.

In this work we introduce a new approach for semi-automatic trajectory planning that differentiates from previous works in which the system chose best matches of trajectories based on fuzzy rules for decision making. In this approach a decision function that will allow us to consider different criteria for making generally accepted decisions and assigning a risk to candidate trajectories is generated. The clinician can assign the weight of the risk structures localized according to the complications presented by the patient, afterwards, he has the opportunity to choose, according to his experience, the most suitable trajectory.

II. METHODOLOGY

The proposed workflow for trajectory planning is presented Figure 1, dividing the tasks to be performed by the clinician and those to be automatically performed by the software.

First (1) the 3D medical images (DICOM) of the patient are acquired; (2) identification of the target, such as a tumor or an injury in the patient brain tissue will be selected by the surgeon - which is a point in space in the area that is pretend to be reached by the surgical tool. The following procedures will be performed by the software: (3) identification of risk structures using segmentation techniques, such as the ventricles and blood vessels that are in the brain; (4) filtering the segmented images; (5) allocation of a risk volume in each area of interest, that will vary depending the adjacent structures that are near the area to be labeled; (6) identification of restricted areas such as risk

structures and the areas where the intersection can make with the surgical tool; (7) the generation of possible trajectories based on permitted areas to insert the surgical tool into the brain; (8) The decision-making algorithm is started in order to determine how risky are the trajectories and gives only the best 5 matches; (9) the clinician selects the best trajectory of those obtained with the algorithm according to its criterion.

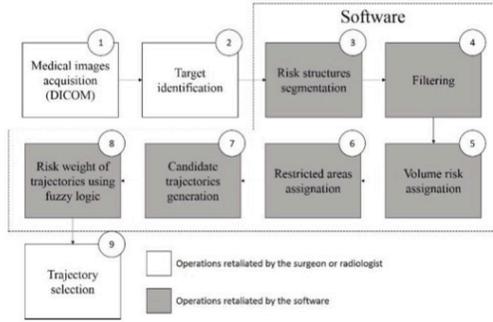


Figure 1. Workflow for trajectory planning.

A. Image segmentation

During segmentation of medical images the structures of interest are identified. For our purposes we were interested in identifying three structures; the brain, to define the area to be labeled and filter structures that are outside the area of interest; blood vessels, which are structures of risk that must be avoided in order not to spill blood in the brain; and the ventricles, which are also risk structures stored in the cerebrospinal fluid cavities.

The open source MITK Workbench software [9] was used for segmentation of the brain using the Fast Marching method [10], Figure 2.

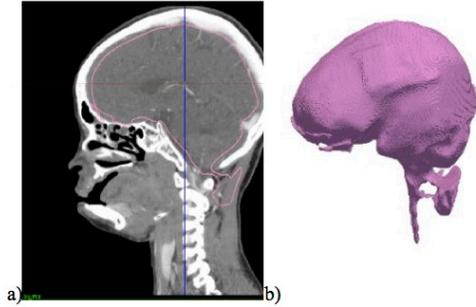


Figure 2. Detection of the brain in sagittal section (a) and the 3D reconstruction (b).

To segment risk structures $S = \{S_1, S_2, \dots, S_p\}$ a threshold in the sets of binary images was performed, to eliminate areas outside the brain a conjunction between each voxel value $v =$

$\{v_1, v_2, v_3, \dots, v_p\}$ of the brain set B and each voxel value of the set T identified with the value within the range given by the threshold was performed, Eq. 1.

$$v_i(S_k) = v_i(B) \wedge v_i(T) \quad (1)$$

Where S_k is the risk structure k , v_i is the value of the voxel i of a set of binary images. Segmentation of blood vessels and ventricles are show in the Figures 3 and 4.

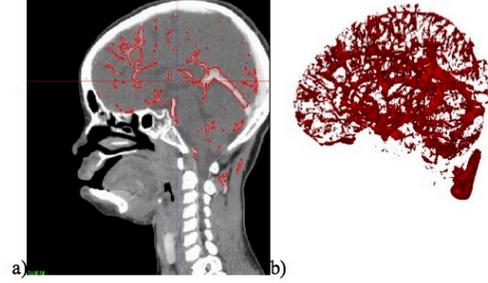


Figure 3. Detection of blood vessels in sagittal section (a) and the 3D reconstruction (b).

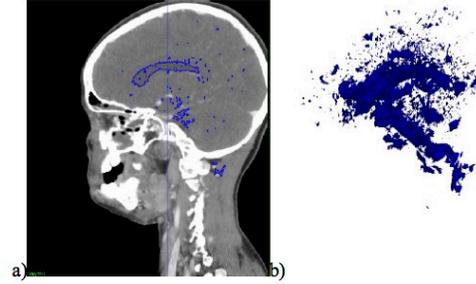


Figure 4. Detection of ventricles in sagittal section (a) and the 3D reconstruction (b).

However images usually present noise, particularly in blood vessels and ventricles. Therefore, it was necessary to filter them using mathematical morphology in order to improve segmentation. An opening with a mask was implemented for eliminate false positives, Eq. 2, as is shown in the Figure 5.

$$FilteredImage = (S_k \ominus Mask) \oplus Mask \quad (2)$$

Where the risk structure S_k will be eroded with a 3x3 mask, then it will be dilated.

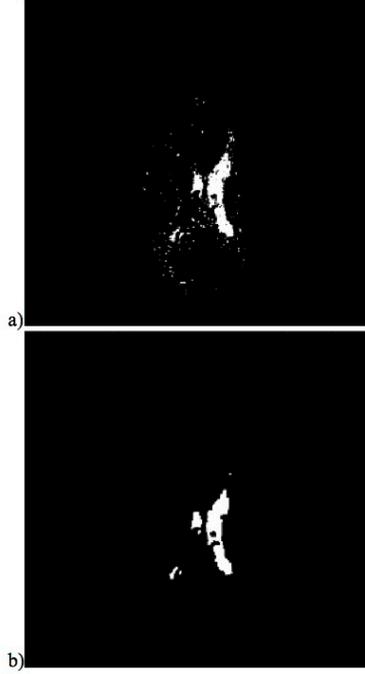


Figure 5. a) Unfiltered image; b) filtered image using mathematical morphology with a mask of 3x3.

B. Labeling

Labeling is the process of assigning a weight to each region of the volume of interest (or voxel of interest) in the image. The trajectory goes through these voxels of interest. Using this the best trajectory from the target to an insertion point can be calculated.

A risk value that is directly related to the estimated impact is assigned to each voxel of interest, i.e., the severity of the damage to brain tissue.

For voxel labeling the following premises were taken into account:

- Regions associated with high morbidity and complications are assigned a high rating.
- Regions associated with reduced complications and reversible damage are assigned a low rating.
- Voxels near to critical structures are assigned with a high risk and go down gradually according to the distance they are away from.

Considering the aforementioned premises, what is intended to label is the volume within the brain that do not contain risk structures S_k , Eq. 3:

$$V_i = v_i(B) \cup (v_i(S_1) \cup v_i(S_2) \cup \dots \cup v_i(S_p)) \quad (3)$$

Where the voxel to label V_i is an exclusive disjunction of the brain voxel's value v_i and the join of each risk structure voxel's value v_i .

Before calculating the weight of voxels to label, an edge detection is performed to the sets of images containing the risk structures using a Laplacian mask as this allows to locate the internal edges of the structures.

The values of each voxel to label will depend on the risk structures adjacent to it. Risk structures are a set of voxels identified through their associated risk segmentation $r = \{r_1, r_2, \dots, r_p\}$. The r_k are nonnegative scalar values.

$$riskVolume(\bar{V}) = \max \left\{ \frac{r_k}{dist(\bar{V}, v(EdgeS_k)) + \alpha} \right\} \quad (4)$$

Where \bar{V} is the central location of the voxel V , $v(EdgeS_k)$ is the central location of each edge risk structures, $dist(\bar{V}, v(EdgeS_k))$ is the distance between these points, α is a non-negative scalar.

In Figure 6, the labeled volumes only of the right brain considering two risk structures are displayed.

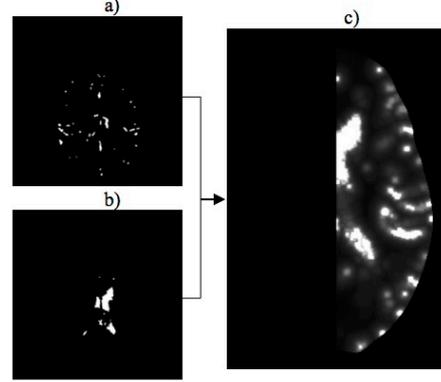


Figure 6. a) Structure with blood vessels. b) Structure with the ventricles. c) Voxels labeled with an associated risk of two structures (blood vessels and ventricles).

C. Restricted areas identification

To plan a safe trajectory some researchers have stated a set of surgical strict restrictions [11]. Next strict restrictions most to be taken into consideration in order to establish the insertion points of the tool:

- Avoid the critical area of the cortex. To reduce the risk of neurological deficits, the surgeon usually selects an entry point in the superior frontal lobe, anterior to the primary motor cortex and behind the hairline.
- Avoid crossing the midline of the brain. It is avoided as it is filled with cerebrospinal fluid.

Another strict restrictions to trace the trajectories from the target to the insertion point are:

- The trajectory must be less than 90 mm.
- Avoid ventricles, to prevent leakage of cerebrospinal fluid.
- Avoid blood vessels, to prevent intraoperative complications such as bleeding.

D. Trajectories generation for permitted areas

Soft restrictions

As already mentioned, strict restrictions must be met (are Boolean values). Once those restrictions are satisfied, we can use soft restrictions to determine how risky a trajectory is:

1. Trajectory length
2. Voxels risk on the trajectory

The trajectory length is the distance between each insertion point to the target point, Eq. 5.

$$\begin{aligned} \text{length}(X) \\ = \text{dist}(\text{insertionPoint}, \text{targetPoint}) \end{aligned} \quad (5)$$

The volumes of each trajectory are acquired to calculate a parametric line from $\text{targetPoint} = (x_1, y_1, z_1)$ to $\text{insertionPoint}_x = (x_2, y_2, z_2)$, Eq. 6.

$$V(X) = \begin{cases} x = x_1 + (x_2 - x_1)t, \\ y = y_1 + (y_2 - y_1)t, \\ z = z_1 + (z_2 - z_1)t \end{cases} \quad (6)$$

Where V is a set of points of the trajectory X , and the parameter t record the real numbers, given the set of voxels:

$$V(X) = \{v_1, v_2, v_3, \dots, v_n\} \quad (7)$$

With corresponding weights:

$$R(X) = \{r_1, r_2, r_3, \dots, r_n\} \quad (8)$$

Once the voxels which crosses the trajectory area are located a weighted sum of its individual risk is calculated, Eq. 9.

$$\text{risk}(X) = \frac{\sum_{i=1}^n v_i r_i}{\sum_{i=1}^n r_i} \quad (9)$$

E. Planning trajectories using fuzzy logic

In many real-world problems, design data, objective function and constraints are expressed in vague and linguistic terms [12] [13], for those reasons, fuzzy logic was used to recognize how safe or risky are the different possible trajectories.

Given the soft restrictions, a membership function input for each of these and an output membership function are created indicating how safe or risky a trajectory is, Figure 7, 8 and 9.

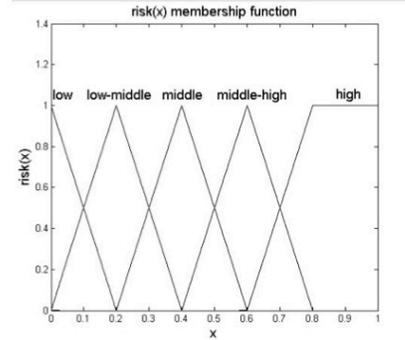


Figure 7. Input membership function of the sum of each risk volume that is in the trajectory.

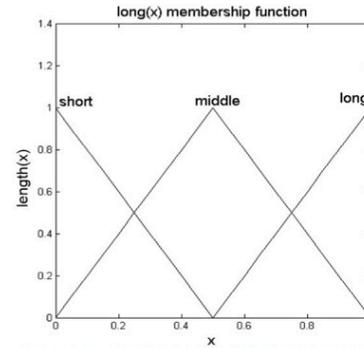


Figure 8. Input membership function of trajectory length.

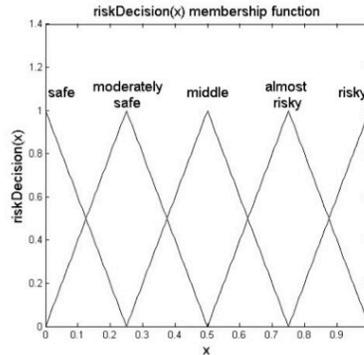


Figure 9. Output membership function indicating the decision of risk of the trajectory.

Fifteen rules were implemented in the fuzzy logic system:

1. If (risk(X) is low) \wedge (length(X) is short) then (riskDecision(X) is safe)
2. If (risk(X) is low) \wedge (length(X) is middle) then (riskDecision(X) is moderately_safe)
3. If (risk(X) is low) \wedge (length(X) is long) then (riskDecision(X) is moderately_safe)
4. If (risk(X) is low-middle) \wedge (length(X) is short) then (riskDecision(X) is moderately_safe)
5. If (risk(X) is low-middle) \wedge (length(X) is middle) then (riskDecision(X) is moderately_safe)
6. If (risk(X) is low-middle) \wedge (length(X) is long) then (riskDecision(X) is middle)
7. If (risk(X) is middle) \wedge (length(X) is short) then (riskDecision(X) is moderately_safe)
8. If (risk(X) is middle) \wedge (length(X) is middle) then (riskDecision(X) is middle)
9. If (risk(X) is middle) \wedge (length(X) is long) then (riskDecision(X) is middle)
10. If (risk(X) is middle-high) \wedge (length(X) is short) then (riskDecision(X) is middle)
11. If (risk(X) is middle-high) \wedge (length(X) is middle) then (riskDecision(X) is almost_risky)
12. If (risk(X) is middle-high) \wedge (length(X) is long) then (riskDecision(X) is risky)
13. If (risk(X) is high) \wedge (length(X) is short) then (riskDecision(X) is risky)
14. If (risk(X) is high) \wedge (length(X) is middle) then (riskDecision(X) is risky)
15. If (risk(X) is high) \wedge (length(X) is long) then (riskDecision(X) is risky)

The defuzzification method that better resulted was the centroid method, which is the sum of the product of the trajectories that are within the range of decision x_i per the corresponding risk of each trajectory $riskDecision(x_i)$ between the sums of it, Eq. 10.

$$riskDecisionCentroid = \frac{\sum_{i=0}^n x_i \cdot riskDecision(x_i)}{\sum_{i=0}^n riskDecision(x_i)} \quad (10)$$

III. RESULTS

The methodology described above was developed in the programming language C++ because a quick execution time for processing medical images, filtering, labeled, implementation of fuzzy system and 3D visualization of structures and trajectories is important, and MATLAB was used for data analysis. The processes were applied on a set of medical images with resolution of 512x512x361; this set was downloaded of the data sets of OsiriX web page [14]. Before running the fuzzy system pre-processing for structures risks identification, risk of adjacent voxels as well as identify areas of insertion of the surgical tool, and the distance from the insertion point to the target point had to be carried out.

To implement the fuzzy system the length of multiple trajectories and the sum of the weights of each voxel as values for the input membership functions were considered. In Figure

10, the decision function generated using the 15 rules and the defuzzification method with centroid is presented.

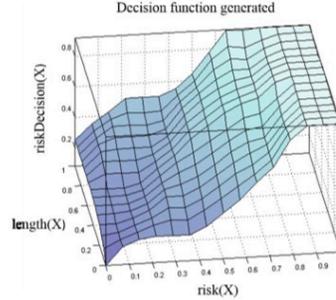


Figure 10. Decision function generated by the implemented fuzzy system.

In Figure 11 a map with the risk of each trajectory planned is shown.

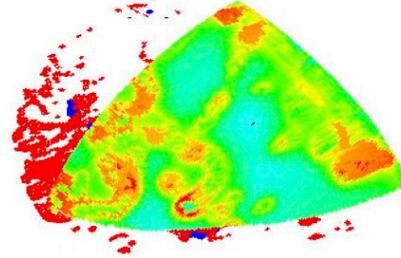


Figure 11. Risk map of all candidates calculated trajectories.

Twenty thousand ninety six trajectories candidates were obtained, these were rated with the decision risk calculated with the trajectory length and its weight risk.

TABLE I. RESULTS OF THE SAFETIES AND RISKIER OF THE CANDIDATE TRAJECTORIES WITH THE SET OF USED MEDICAL IMAGES.

Number of trajectory candidate	Length (mm)	Weight risk (0-1)	Risk decision centroid (0-1)
1	54.24609143	0.25278202	0.325575664
2	54.18643733	0.253165632	0.326013394
3	54.26759044	0.253558094	0.326460553
4	54.69940327	0.254320737	0.327327559
5	54.16653522	0.25481916	0.327892818
⋮	⋮	⋮	⋮
20092	54.76552694	0.815011719	0.913645266
20093	78.56424398	0.82098098	0.9161515
20094	79.0259193	0.803597295	0.916691588
20095	79.06795724	0.818110727	0.916737752
20096	79.11224333	0.805869828	0.916783147

Figure 12 shows the surface of the scalp, which is the area where the trajectories are calculated according to the restrictions given in the methodology for the insertion of the surgical tool.

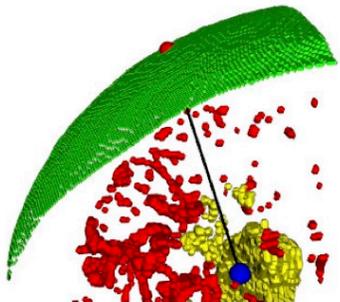


Figure 12. A perspective of the best trajectory.

Safest trajectories calculated from the target tend to be in an area in common as shown in Figure 13.

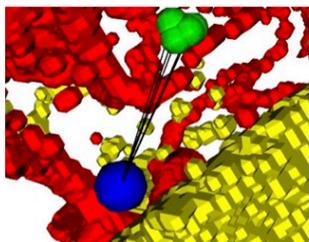


Figure 13. Five safeties calculated trajectories.

IV. CONCLUSION

Planning less risky trajectory using fuzzy logic was evaluated. Different preprocessing stages were used to detect risk structures and label the voxels of interest. The sum of the weight risk values of the voxels crossed by a trajectory and its length from the target to the permitted insertion points were calculated by getting the membership functions. The defuzzification method that got better results was the centroid method.

A system that estimate the risk of all candidate trajectories was developed, so that can facilitate the decision making process when planning a trajectory for keyhole neurosurgery. Working with fuzzy logic allows us to make a relationship with several parameters for decision making.

A map with the risk of damages was obtained, that permit to visualize which areas are safeties and riskier from the insertion point to the target. The advantages defuzzification method acquired a decision function that do not shown very abrupt inconsistencies in the function behavior.

As future work we will consider the thickness of the insertion tool and to apply an optimization criterion to improve the

behavior of the decision function of the fuzzy system, as well as to consider other parameters for decision making for safer trajectories.

ACKNOWLEDGMENT

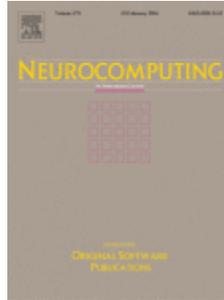
We would like to thank to CONACYT for supporting our research.

REFERENCES

- [1] A. Seitel, M. Engel, C. M. Sommer, B. a. Radeleff, C. Essert-Villard, C. Baegert, M. Fangerau, K. H. Fritzsche, K. Yung, H.-P. Meinzer, and L. Maier-Hein, "Computer-assisted trajectory planning for percutaneous needle insertions," *Med. Phys.*, vol. 38, no. 6, p. 3246, 2011.
- [2] C. Essert, C. Haegelen, F. Lalys, A. Abadie, and P. Jannin, "Automatic computation of electrode trajectories for Deep Brain Stimulation: a hybrid symbolic and numerical approach." *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 7, no. 4, pp. 517–32, Jul. 2012.
- [3] M. Vaillant, C. Davatzikos, R. H. Taylor, and R. N. Bryan. "A path-planning algorithm for image-guided neurosurgery". In *CVRMed-MRCAS'97*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 467-476, January 1997.
- [4] J. D. Lee, C. H. Huang, and S. T. Lee. "Improving stereotactic surgery using 3-D reconstruction". *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 21(6), 109-116, 2002.
- [5] W. L. Nowinski, Q. L. Yang, and T. T. Yeo, "Computer-aided stereotactic functional neurosurgery enhanced by the use of the multiple brain atlas database," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 19, no. 1, pp. 62–69, 2000.
- [6] E. J. L. Brunenberg, A. Vilanova, V. Visser-vandewalle, Y. Temel, L. Ackermans, B. Platel, M. Bart, and H. Romeny, "Automatic Trajectory Planning for Deep Brain Stimulation : A Feasibility Study," pp. 584–592, 2007.
- [7] N. V. Navkar and N. V. Tsekos, et al. "Visualization and planning of neurosurgical interventions with straight access." *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*. Springer Berlin Heidelberg, 2010. 1-11.
- [8] R. R. Shamir, L. Joskowicz, I. Tamir, E. Dabool, L. Pertman, A. Ben-Ami and Y. Shoshan. "Reduced risk trajectory planning in image-guided keyhole neurosurgery". *Medical physics*, 39(5), 2885-2895, 2012.
- [9] I. Wolf, M. Vetter, I. Wegner, T. Böttger, M. Nolden, M. Schöbinger, H. P. Meinzer. *The medical imaging interaction toolkit*. *Medical image analysis*, 9(6), 2005, pp 594-604.
- [10] H. J. Johnson, M. M. McCormick and L. Ibáñez. "The ITK software guide. Book 2: Design and Functionality. Fourth Edition. Updated for ITK version 4.7", 2015, pp 368-375.
- [11] S. Bériault, F. Al Subaie, K. Mok, A. F. Sadikot and G. B. Pike. "Automatic trajectory planning of DBS neurosurgery from multimodal MRI datasets." *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2011*. Springer Berlin Heidelberg, 2011. 259-266.
- [12] L. A. Zadeh. "Fuzzy Sets" *Information and Control*, 1965, pp 338-353.
- [13] S. S. Rao. *Engineering optimization: theory and practice*. John Wiley & Sons, 2009, 722-725,
- [14] DICOM sample image sets. (2015, July 17). Retrieved from <http://www.osirix-viewer.com/datasets/>

7.2 Anexo II - Recomendación a un special issue en la revista Neurocomputing

El trabajo presentado en el CCE 2015 fue recomendado para un *special issue* de la revista Neurocomputing y se envió un artículo en una versión extendida del trabajo. Hasta el momento se espera respuesta.



Factor de impacto 2.083 (JCR)

ISSN: 0925-2312