



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**



PROCESAMIENTO DE IMÁGENES DE RM DEL CEREBRO PARA VALORACIÓN DEL VOLUMEN DE LCR

Autor: David Sierra Rodríguez
Valladolid, Julio de 2019

Tutor:
Eusebio de la Fuente López

Departamento de Ingeniería
de Sistemas y Automática

Cotutor:
Carlos Alberto Rodríguez Árias

Departamento de Cirugía, Oftalmología,
Otorrinolaringología y
Fisioterapia

ABSTRACT

La demencia es uno de los grandes problemas neurológicos existentes en gran parte de la población envejecida a nivel mundial. La detección temprana de los primeros indicadores supone un aumento considerable de la calidad de vida del paciente. La hidrocefalia crónica de adulto, considerada una de las principales causas de la demencia, se diagnostica analizando las imágenes de RM y con marcadores como el Índice de Evans.

El análisis de las imágenes médicas obtenidas mediante resonancia magnética se ha convertido en una herramienta imprescindible para el diagnóstico de múltiples patologías. Sin embargo, este análisis se realiza de forma manual en la mayoría de los casos.

Para aprovechar la gran precisión y capacidad de procesamiento de un ordenador actual se ha desarrollado un prototipo de software de segmentación de estructuras cerebrales. Este programa es capaz de cuantificar el volumen de la capacidad craneal y del líquido cefalorraquídeo para ayudar al personal médico a diagnosticar distintas patologías lo más temprano posible.

Palabras clave: segmentación, resonancia magnética, hidrocefalia, líquido cefalorraquídeo, procesamiento de imágenes.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	9
1.1.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	9
1.2.	ANTECEDENTES	11
1.3.	OBJETIVOS	13
1.3.1.	OBJETIVO GENERAL	13
1.3.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
2.	MARCO TEÓRICO MÉDICO	15
2.1.	NEUROANATOMÍA	15
2.1.1.	CAPACIDAD CRANEAL	15
2.1.2.	DISTRIBUCIÓN DEL LCR	16
2.2.	PLANOS ANATÓMICOS	19
2.3.	RESONANCIA MAGNÉTICA	21
2.3.1.	BASES FÍSICAS DE LA RM	21
2.3.2.	IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 y T2	23
2.3.3.	ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES T1 Y T2	24
2.4.	FORMATO DICOM PARA IMÁGENES MÉDICAS	25
2.5.	LÍQUIDO CEFALORRAQUÍDEO (LCR)	26
2.6.	HIDROCEFALIA	28
2.6.1.	ÍNDICE DE EVANS	29
3.	MARCO TEÓRICO DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES	31
3.1.	HISTOGRAMA	31
3.2.	MODELO GAUSSIANO MIXTO	33
3.3.	VECINDAD Y CONECTIVIDAD	34

3.4.	SEGMENTACIÓN	35
3.4.1.	TÉCNICAS BASADAS EN LOS BORDES	35
3.4.2.	TÉCNICAS BASADAS EN LA UMBRALIZACIÓN	36
3.4.3.	TÉCNICAS ORIENTADAS A LAS REGIONES	36
3.5.	TEMPLATE MATCHING	38
4.	DESARROLLO DE LA APLICACIÓN DE SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES	41
4.1.	HERRAMIENTAS SOFTWARE UTILIZADAS	42
4.1.1.	Framework Qt	42
4.1.2.	Librería OpenCV	42
4.2.	IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES	44
4.3.	SEGMENTACIÓN MANUAL DE IMAGEN DE RM CEREBRAL	45
4.4.	ESTRUCTURA DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO	47
4.4.1.	ESTRUCTURA DEL DIRECTORIO	48
4.4.2.	VENTANA DE AJUSTES	49
4.4.3.	CORRECCIÓN DEL DESFASE AXIAL	51
4.4.4.	REGISTRO DE LA IMAGEN	54
4.4.5.	CÁLCULO DEL VOLUMEN CRANEAL	56
4.4.6.	CÁLCULO DEL VOLUMEN DE LCR	58
4.4.7.	ANÁLISIS CUANTITATIVO	60
4.4.8.	PLANOS ANATÓMICOS: SAGITAL Y CORONAL	61
4.4.9.	ESFUERZO SOBRE LA MASA CEREBRAL	62
4.4.10.	CÁLCULO DEL ÍNDICE DE EVANS	63

5.	RESULTADOS	65
5.1.	RESULTADOS PACIENTE 1	65
5.2.	RESULTADOS PACIENTE 2	67
6.	CONCLUSIONES	69
7.	BIBLIOGRAFÍA	71

1. INTRODUCCIÓN

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad trastornos neurológicos como la demencia afectan a una gran parte de la población envejecida, llegando a porcentajes de prevalencia del 56,2% en España (Lobo, 2001). La demencia es un cuadro clínico que puede deberse a múltiples causas, entre los tipos de demencia más importantes se encuentran la enfermedad de Alzheimer (50%), la enfermedad cerebrovascular (20%) y la enfermedad de Parkinson (Fustinoni, 2002).

Se hace distinción entre demencias reversibles y demencias tratables, en cualquiera de los casos se pueden conseguir grandes mejoras para el paciente con un diagnóstico temprano. La detección precoz de una demencia supone un aumento considerable de la calidad de vida del paciente y de las personas cercanas al mismo. Pudiendo incluso conseguir mantener la autonomía personal y las cualidades cognitivas (López, s.f.).

Sentís y Estañol (2006) consideran la Hidrocefalia como una de las principales causas de la demencia. Esta patología es cada vez más común en edades adultas, aunque puede presentarse en otras edades de forma excepcional. Puede deberse a un desajuste entre la producción y absorción de Líquido Cefalorraquídeo (LCR) o a una obstrucción en el acueducto de Silvio. En ambos casos se produce un aumento del tamaño de los ventrículos, del volumen de LCR en el cráneo y de la presión de éste.

El diagnóstico de la hidrocefalia se realiza en la mayoría de los casos de forma manual por el especialista, siendo el método más utilizado el cálculo del Índice de Evans (Poca y Sahuquillo, s.f.). Al realizar mediciones de forma manual se pueden cometer errores intraobservador.

Existen softwares creados con el objetivo de apoyar las observaciones visuales del especialista como FreeSurfer. Sin embargo, estos programas basan su algoritmo en atlas de comparación con un modelo. Esto conlleva un gran coste computacional y la aparición de errores al procesar pacientes con dilataciones ventriculares significativas.



Poca y Sahuquillo (Sin fecha) describen el cálculo del Índice de Evans como insuficiente para diagnosticar Hidrocefalia por presentar falsos positivos en casos de atrofia cerebral. Abogan por el análisis de las imágenes de Tomografía Computarizada (TC) y Resonancia Magnética (RM) que aportan información adicional.

En esta situación se encuentra en el campo de la investigación y el desarrollo la creación de un software que cuantifique el volumen craneal y de líquido cefalorraquídeo para permitir una comparación con la mayor precisión posible.



1.2. ANTECEDENTES

En 1971 Godfrey Hounsfield construye el primer escáner de Tomografía Computarizada (TC), considerado como la base de casi todos los sistemas de obtención de imágenes médicas que se utilizan en la actualidad. En 1976 Mansfield y su grupo de investigación publican la primera imagen de un dedo humano obtenida por Resonancia Magnética (RM) (National Academy of Sciences, 2001). La RM acabará desbancando a la Tomografía Computarizada al conseguir imágenes más nítidas y sin radiación ionizante.

La Resonancia Magnética (RM) se ha convertido en una herramienta ampliamente utilizada y muy valiosa en el diagnóstico de muchas áreas en la medicina. Permite caracterizar y diferenciar los tejidos blandos del cuerpo humano (Rivera, 2011).

Durante los años 80 y 90, gracias a la rápida evolución de los procesadores, la visión artificial experimenta un gran auge y se posiciona como la herramienta indispensable y revolucionaria que sigue siendo en la actualidad (Torres, s.f.). Esta revolución hace que la Visión Artificial se comience a utilizar en multitud de campos, entre ellos en el análisis y segmentación de imágenes médicas.

El desarrollo de herramientas de procesamiento de imágenes de RM craneal permite la obtención de información de una forma no invasiva para el paciente. Se consigue calcular índices como el de Evans, calcular volúmenes en el interior del cráneo y la segmentación de áreas importantes para el estudio. Algunos de los softwares existentes en la actualidad capaces de realizar estas operaciones son: FreeSurfer, FSL y SMP.

FreeSurfer es un software diseñado en Athioula A. Martinos Center for Biomedical Imaging en 1999 (Jiménez & Rodríguez, 2017). Consiste en un conjunto de herramientas para el análisis de imágenes cerebrales, proporciona una serie de algoritmos para cuantificar las propiedades funcionales y estructurales del cerebro humano. Ha evolucionado desde un código destinado a generar representaciones de la superficie de la corteza cerebral a un programa complejo capaz de cuantificar y crear modelos de la mayoría de estructuras visibles macroscópicamente en el cerebro (Fischl, 2013). FreeSurfer trabaja a partir de la serie de imágenes de RM potenciadas en T1. Para el procesamiento de imágenes se basa en GCA (Gaussian Classifier Atlas) que asigna una etiqueta a cada vóxel basándose en una estimación probabilística y poder así, posteriormente, segmentar y realizar el cálculo volumétrico (Riklin & Gordon, 2017).



Este software presenta algunas deficiencias como el alto coste computacional que supone procesar la RM de un paciente (puede llegar a las 30 horas de ejecución) y los grandes errores que comete en sistemas ventriculares dilatados, como ocurre en los casos de hidrocefalia.

SPM (Statistical Parametric Mapping) es un paquete de software diseñado para el análisis de secuencias de imágenes cerebrales. Su algoritmo se basa en el mapeo paramétrico estadístico para probar hipótesis sobre imágenes (The FIL Methods group, 2019). SPM realiza una extracción agresiva de la parte de la imagen correspondiente al cráneo, esto produce errores en la cuantificación volumétrica de las áreas de interés (Jiménez & Rodríguez, 2017).

FMRIB Software Library (FSL) es una librería de herramientas diseñada por la Universidad de Oxford para el análisis de imágenes cerebrales del tipo resonancia magnética funcional, resonancia magnética e imágenes por tensor de difusión (Hanayik, 2019). Algunas de sus herramientas como FAST (FMRIB's Automated Segmentation Tool) consiguen resultados con bastante precisión. Sin embargo, requiere como entrada imágenes de RM con previa extracción del cráneo, lo que supone que en la mayoría de las ocasiones es necesario retocar las imágenes manualmente (Jiménez & Rodríguez, 2017). Este proceso requiere personal cualificado y un tiempo considerable antes de poder iniciar la ejecución del programa.

Algunas de las deficiencias mencionadas se han ido subsanando en los últimos años por los desarrolladores de estos códigos. Sin embargo, estos programas son de carácter general y pretenden abarcar casi toda la complejidad del cerebro humano y ello conlleva en la mayoría de los casos altos tiempos de ejecución. Programas como FreeSurfer, debido al uso que realiza del Gaussian Classifier Atlas, puede tardar en ejecutar entre 20 y 30 horas. La opción de manipulación manual de las imágenes que propone FSL tampoco convence por el gran coste de personal y de tiempo que supone. Por estas razones y guiado por el departamento de neurocirugía del Hospital Clínico Universitario de Valladolid se considera de relevancia la creación de un software capaz de cuantificar volumétricamente el cráneo y el líquido cefalorraquídeo con la mayor precisión posible en un tiempo de ejecución aceptable.



1.3. OBJETIVOS

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Se pretende diseñar un software para el análisis de las imágenes de RM craneales. Éste servirá de ayuda al personal especializado para la valoración del paciente y el posible diagnóstico de patologías. La rapidez y precisión de procesamiento de una computadora será supervisada por los conocimientos de un profesional. Dando en todo momento un apoyo visual de los resultados para poder realizar posibles correcciones. Se trabajará con las series de imágenes de RM T1 y T2.

1.3.2.. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Cuantificar el volumen craneal a partir de las series de imágenes de resonancia magnética.
- Cuantificación volumétrica del líquido cefalorraquídeo (LCR) existente dentro del volumen craneal. Este se reparte entre el sistema ventricular y alrededor de la masa cerebral (espacios subaracnoideos).
- Cálculo del Índice de Evans en la imagen seleccionada por el usuario.
- Valoración de la trasudación peripendimaria en la imagen seleccionada por el usuario.
- Valoración del esfuerzo realizado sobre la masa cerebral.
- Generación de los planos anatómicos sagital y coronal.
- Evaluar la funcionalidad y resultados del programa diseñado en comparación con otras herramientas existentes y con la opinión de un experto en la materia.



2. MARCO TEÓRICO MÉDICO

Las imágenes obtenidas por resonancia magnética se han convertido en una herramienta ampliamente utilizada y muy valiosa en el diagnóstico de muchas áreas en la medicina. Permite caracterizar y diferenciar los tejidos blandos del cuerpo humano (Rivera, 2011). Existen varias configuraciones a la hora de utilizar estas máquinas para poder obtener las imágenes requeridas en cada caso. Con objeto de facilitar el entendimiento de las funciones de estos instrumentos y de la neuroanatomía se presenta a continuación un breve resumen del marco teórico utilizado.

2.1. NEUROANATOMÍA

2.1.1. CAPACIDAD CRANEAL

Se considera capacidad craneal al volumen existente dentro del cráneo de los seres vertebrados. Como norma general el volumen craneal de un ser humano se encuentra entre 1200 y 1850 cm^3 (Bromage, McMahon & Thackeray, 2008). A la hora de realizar la segmentación por visión artificial de este volumen se encuentran zonas de bastante complejidad. Algunas de ellas son los senos sigmoideo, transverso, petroso inferior y petroso superior ubicadas todas ellas en la parte posterior de la cabeza. Otra zona con complejidad especial es el seno frontal debido a la facilidad de confusión con la capacidad nasal y ocular. Como se verá posteriormente será necesario analizar distintos tipos de imágenes para conseguir una segmentación consistente.

Se pueden observar las áreas nombradas en el párrafo anterior en la *figura 2.1*. Para facilitar la lectura se han subrayado las zonas de mayor importancia para la realización del presente proyecto.



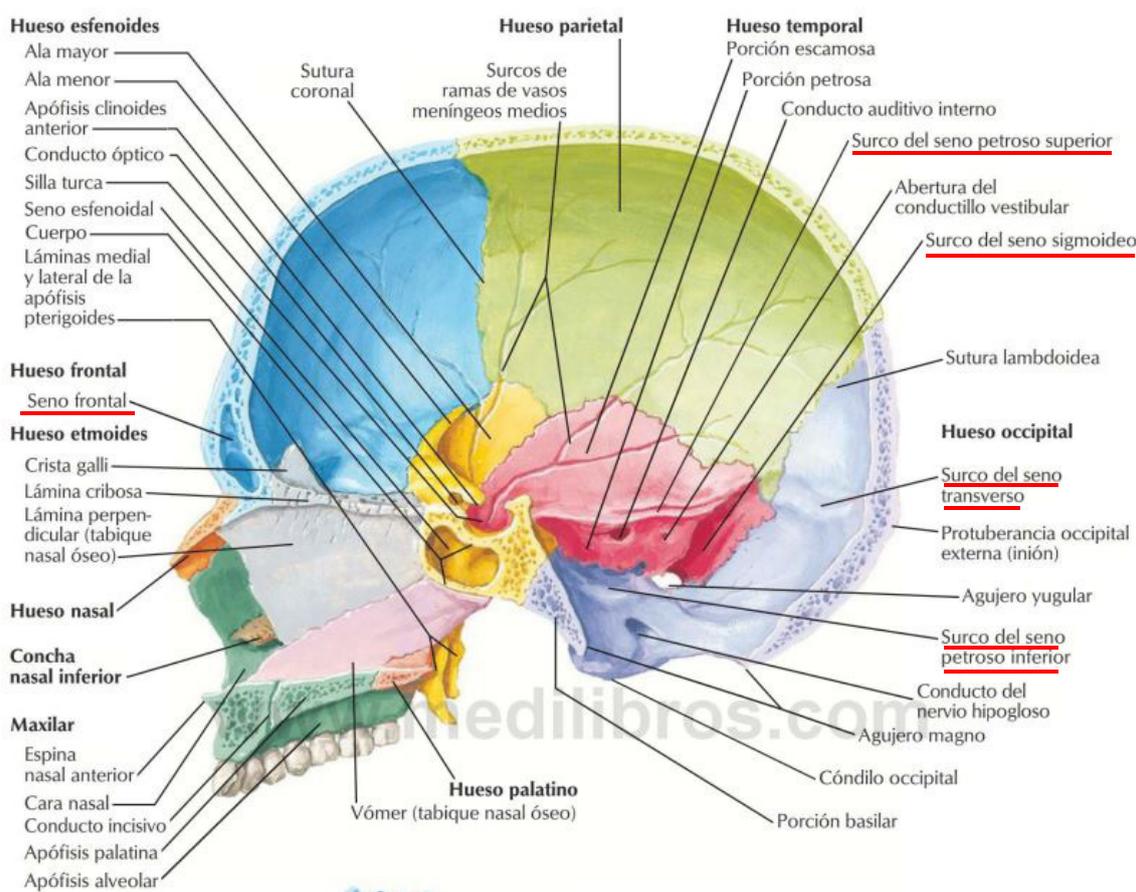


Figura 2.1. Sección sagital media del cráneo. Recuperado de Nettet, Frank H "Atlas de Anatomía Humana". Copyright © 2014 by Saunders

2.1.2. DISTRIBUCIÓN DEL LCR

Según Pérez-Neri (2014) el volumen de líquido cerebroespinal o cefalorraquídeo (LCR) en un adulto puede variar desde 75 a 270 ml. Esta cantidad de LCR se reparte entre el sistema ventricular (25%), canal espinal (20 a 50%) y el espacio subaracnoideo (25 a 55%). En la Figura 2.2 se puede observar la anatomía de los ventrículos cerebrales en una visión lateral del cerebro por transparencia. Las formas tan complejas y variantes que adquiere el sistema ventricular añaden una dificultad considerable al cálculo del volumen de este.



Visión lateral izquierda por transparencia

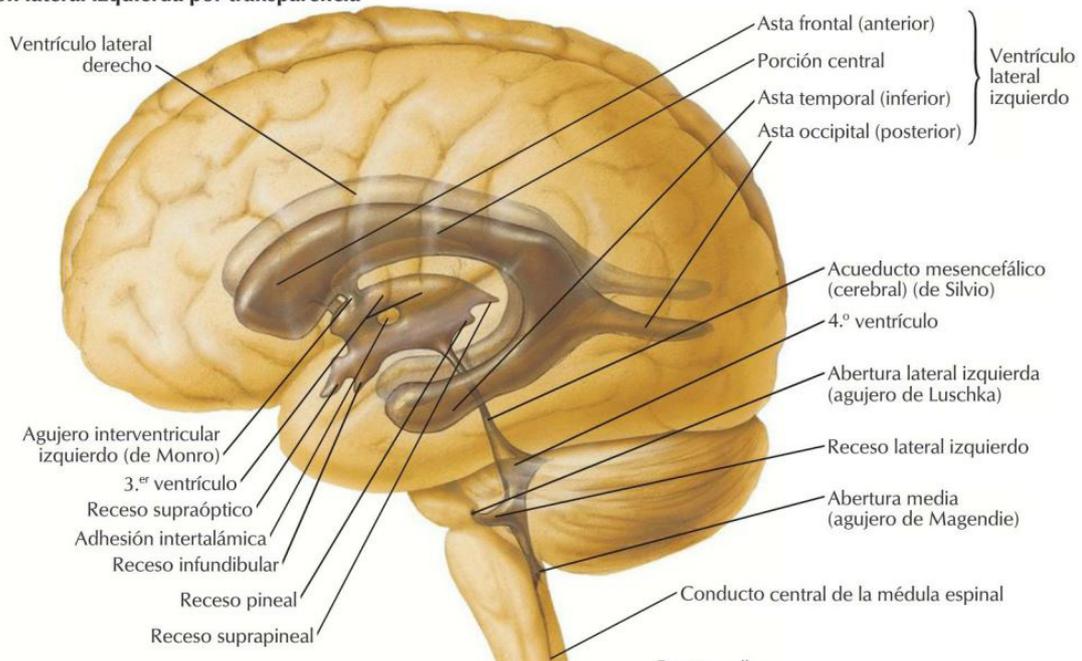


Figura 2.2. Visión lateral izquierda del cerebro por transparencia. Recuperado de Nettet, Frank H "Atlas de Anatomía Humana". C o p y r i g h t © 2014 by Saunders

El líquido cefalorraquídeo fluye desde los ventrículos laterales al tercer ventrículo por el agujero de Monro, y al cuarto por el acueducto de Silvio. Desde ahí puede salir por el agujero de Magendie o por los agujeros de Luschka hacia la cisterna magna. La velocidad del líquido cefalorraquídeo no es uniforme y es de forma pulsátil impulsado por sístole cardiaca (Pérez-Neri, 2014).

Estos datos esclarecen la gran importancia de calcular la totalidad del volumen de LCR incluido en la cavidad craneal. Para conseguir una precisión aceptable de esta medición no es posible despreciar ninguna de las áreas en las que se encuentra.

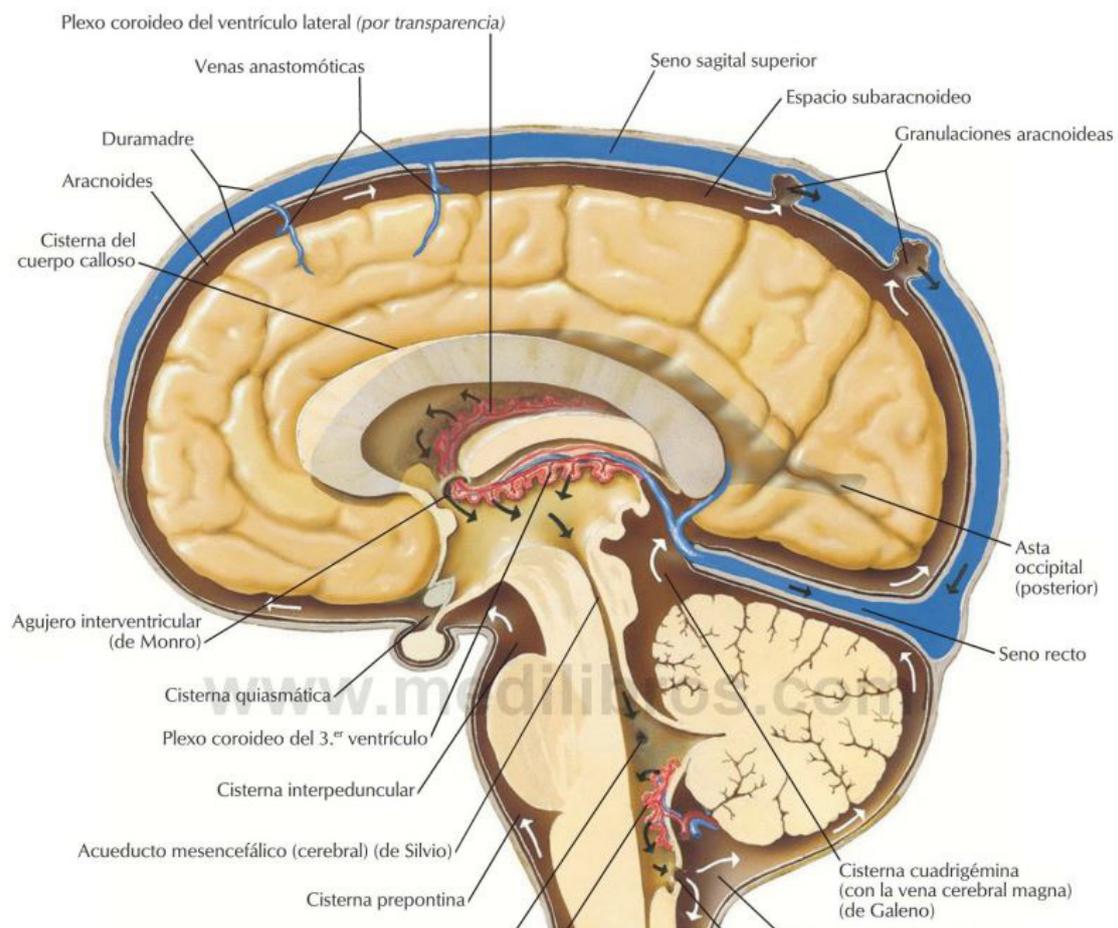


Figura 2.3. Circulación del líquido cerebrospinal (cefalorraquídeo). Recuperado de Nettet, Frank H "Atlas de Anatomía Humana". Copyright © 2014 by Saunders



2.2. PLANOS ANATÓMICOS

Los planos anatómicos son los cortes imaginarios realizados al cuerpo o a alguna de sus partes. Son de gran utilidad para entender la ubicación y la forma de las estructuras anatómicas tridimensionales visualizándolas en dos dimensiones. Los planos anatómicos más utilizados son el axial, sagital y coronal. Deben su nombre a la alineación con las suturas del cráneo (visualizar *figura 2.4*). El plano axial divide el cuerpo en partes superiores e inferiores. El plano sagital se proyecta como un perfil dividiendo al cuerpo en partes derechas e izquierdas, este plano está alineado con la sutura sagital. Y el plano coronal o frontal divide al cuerpo dejando partes anteriores y posteriores, está alineado con la sutura del mismo nombre.

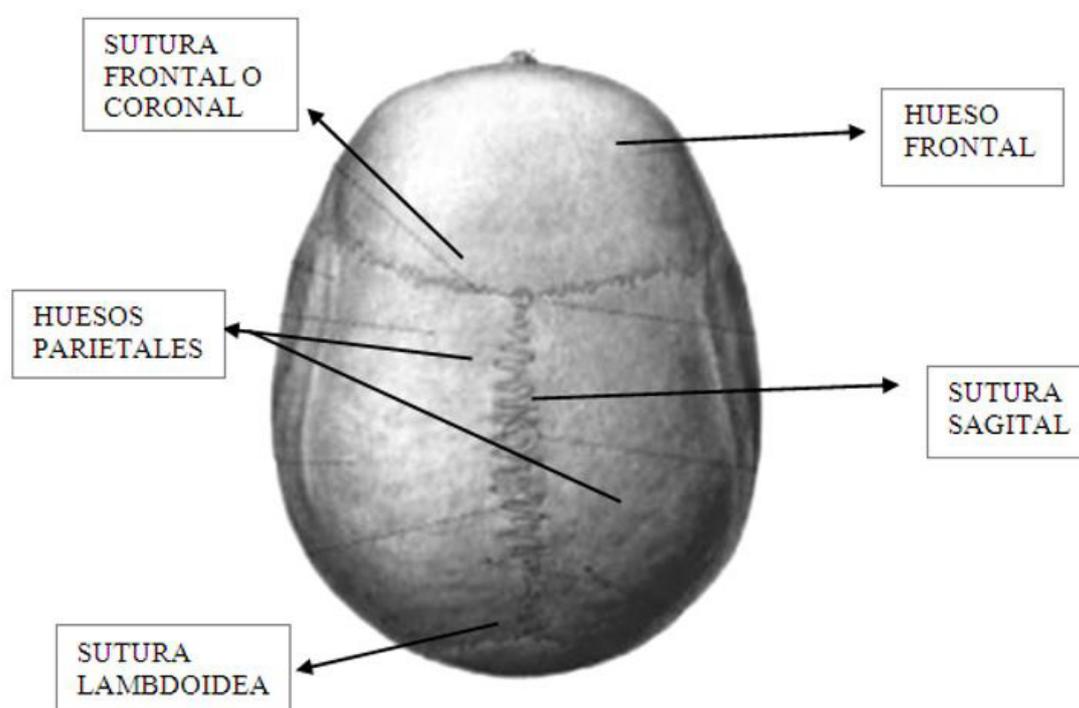


Figura 2.4. Suturas o sinartrosis craneales de un adulto. Recuperado de Anatomía del Sistema Nervioso. Vázquez (s.f.)

En la práctica tanto la tomografía computarizada (TC) como la resonancia magnética (RM) realizan la captura de imágenes en el plano axial. El paciente permanece tumbado e inmóvil en una cama que se mueve lentamente, para cada sección se construye una imagen en el plano axial (NIBIB, s.f.).

Una vez completa la serie de imágenes del plano axial, se pueden reconstruir digitalmente los planos sagital y coronal. Las columnas correspondientes de cada imagen de la serie axial generan las imágenes de la serie sagital de la misma forma que las filas correspondientes de la serie axial crean las imágenes de la serie coronal. Se puede observar un ejemplo en la *Figura 2.5*.

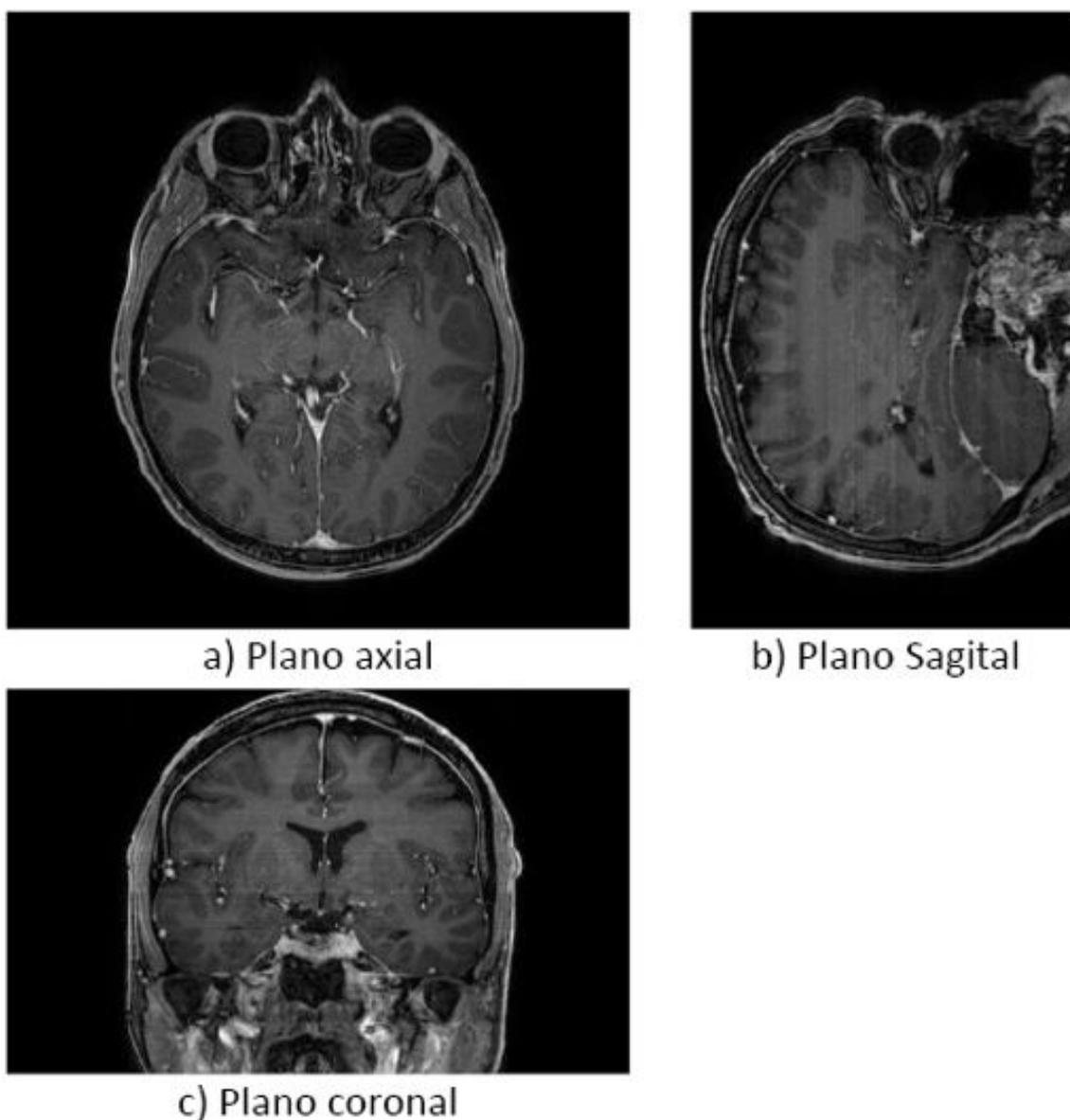


Figura 2.5. Planos anatómicos de imágenes de RM cerebral. Planos sagital y coronal reconstruidos por el software del proyecto.

2.3. RESONANCIA MAGNÉTICA

El software informático diseñado durante la elaboración de este proyecto utiliza imágenes de resonancia magnética (RM) potenciadas en T1 y en T2. Por ello se considera de relevancia realizar una breve introducción a las bases físicas de la RM y de las diferentes secuencias de imágenes.

2.3.1. BASES FÍSICAS DE LA RM

La resonancia magnética es un fenómeno físico por el cual ciertas partículas como los electrones, protones y los núcleos atómicos con un número impar de protones (Z) pueden absorber selectivamente energía de radiofrecuencia al ser colocados bajo un campo magnético (Gili, s.f.). Para la creación de las imágenes de RM se aprovecha la resonancia magnética del núcleo de Hidrógeno. Al aplicar un campo magnético externo el eje de giro de los protones se alinea. La magnetización existente en la dirección del campo magnético externo se considera longitudinal (mayoría de protones alineados paralelamente). La velocidad de giro de estos protones se denomina frecuencia de precesión y es fácilmente calculable mediante la ecuación de Larmor (*Ecuación 2.1*).

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

Ecuación 2.1. Ecuación de Larmor

Esta ecuación relaciona la frecuencia de precesión (ω_0) con la fuerza del campo magnético aplicado (B_0) a través de la constante giromagnética propia de cada elemento (γ). Utilizando pulsos de radiofrecuencia se hace entrar en resonancia a estos protones. Así, la magnetización longitudinal disminuye y aparece magnetización transversal con el aumento de protones alineados antiparalelamente (Rivera, 2011).



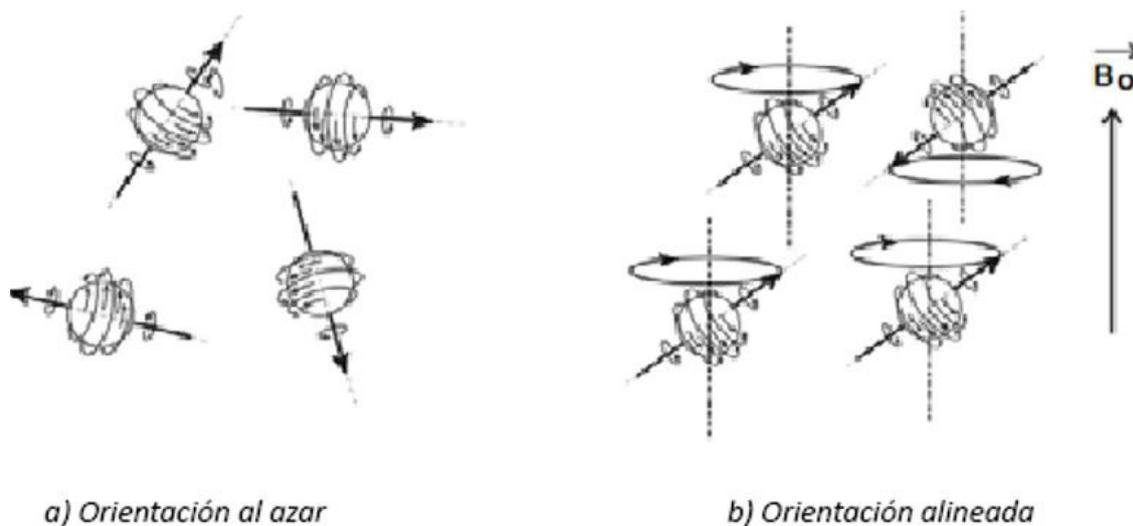


Figura 2.6. Diferencia de orientación de los ejes de giro con campo magnético externo. Recuperado de Gili, Jaume "Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen"

Una vez cesa la emisión de radiofrecuencia, la magnetización va a volver a su posición inicial mediante un proceso de liberación de energía al que se le denomina relajación. Estudiando la señal de relajación se puede obtener información sobre la densidad de núcleos de Hidrógeno existentes en cada punto del espacio y sobre el medio físico existente (Gili, s.f.).

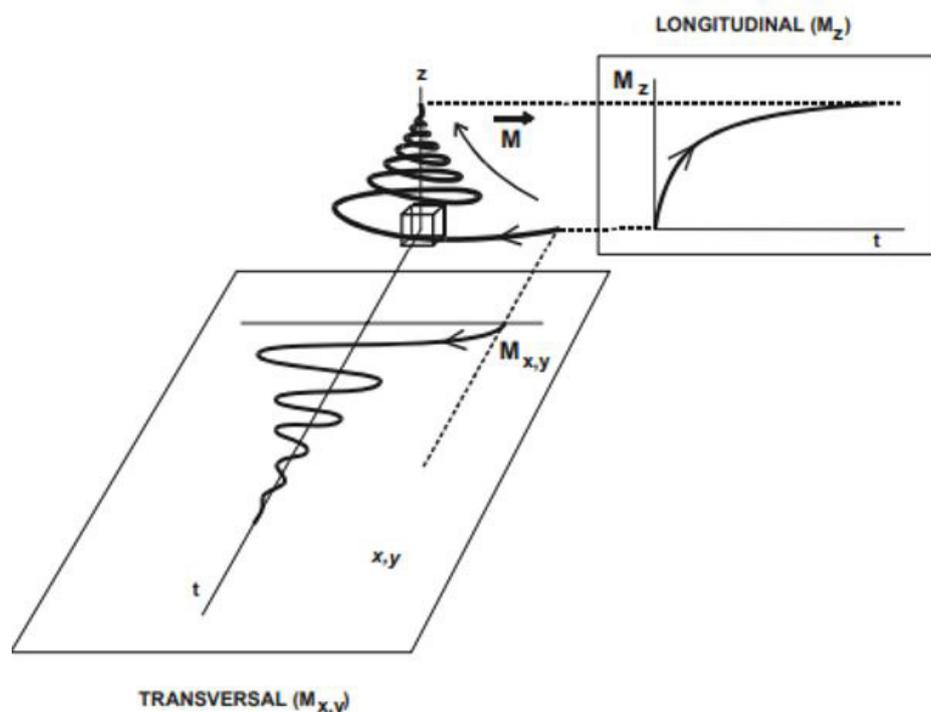


Figura 2.7. Estudio de la Relajación siguiendo la evolución en el tiempo de la componente longitudinal y transversal. Recuperado de Gili, Jaume "Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen"

2.3.2. IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 y T2

La Relajación Longitudinal tiene forma de un exponencial creciente regulada por una constante de tiempo llamada t_1 (ms). Este tiempo de relajación longitudinal dependerá del entorno molecular con el que el núcleo de H se correlaciona y de su facilidad en la liberación de energía. En las imágenes potenciadas en T1 la grasa aparece hiperintensa por su gran facilidad de relajación, al contrario que el agua que aparece hipointensa (Gili, s.f.).

Al contrario que en las imágenes potenciadas en T1 en las imágenes potenciadas en T2 se mide el tiempo de relajación transversal. Cuando la magnetización transversal sea igual a cero implica que el vector de magnetización se ha alineado totalmente con el campo magnético aplicado (Gili, s.f.).

En la *figura 2.8* se puede observar algunas correspondencias entre las sustancias existentes dentro de la neuroanatomía estudiada y el nivel de gris con el que aparecen en las series de imágenes T1 y T2.

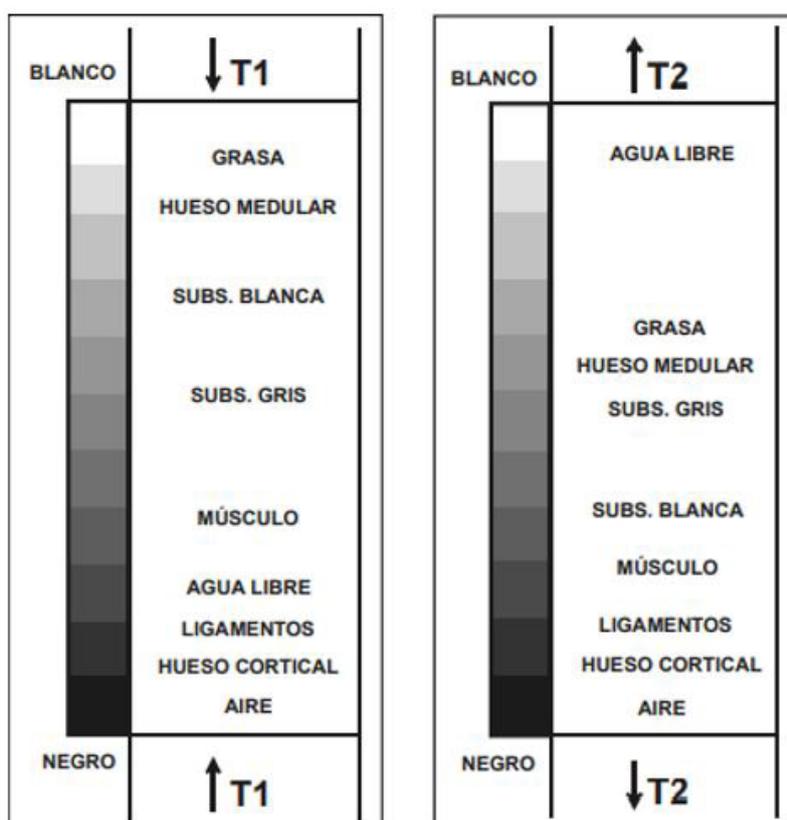
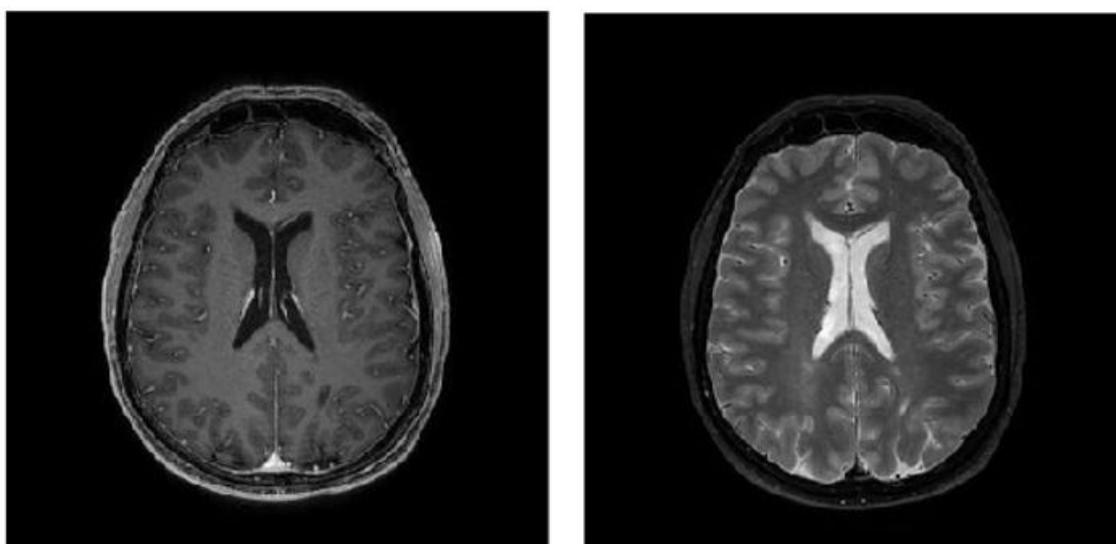


Figura 2.8. Correspondencia nivel de gris en la imagen con la estructura bioquímica. Recuperado de Gili, Jaume "Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen"



2.3.3. ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES T1 Y T2

Este proyecto se ha centrado en el cálculo volumétrico de la capacidad craneal y del líquido cefalorraquídeo. Para poder analizar correctamente las imágenes de las distintas series es importante conocer en qué niveles de gris aparecerán estas sustancias. El LCR, por su gran contenido acuoso, se representa con bajos niveles de gris en las imágenes potenciadas en T1 y con altos niveles de gris en las potenciadas en T2. El cráneo, elemento delimitador del volumen craneal, aparecerá con un mayor nivel de gris en las imágenes T1 que en las imágenes T2.



a) Imagen potenciada en T1

a) Imagen potenciada en T2

Figura 2.9. Comparación de la misma sección axial en T1 y en T2.

2.4. FORMATO DICOM PARA IMÁGENES MÉDICAS

Como norma general al realizar resonancias magnéticas no se obtienen imágenes en los formatos habituales de uso (*.jpg, *.png, *.bpm, etc). Debido a la importancia crucial que tienen estas imágenes en el ámbito hospitalario se utiliza un formato especial.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) es un estándar propuesto y administrado por la National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Según Serna (2010), se diseña para asegurar el correcto funcionamiento e interconexión de sistemas de imágenes médicas. Pretende evitar la pérdida de información para que los usuarios que accedan al archivo lo hagan en las mismas condiciones que cuando las imágenes fueron tomadas. Algunos de los datos que DICOM proporciona son el nombre del paciente, el tipo de estudio, el dispositivo médico, los parámetros de adquisición, la imagen digital, etc.

Para facilitar el trabajo de programación el software diseñado trabaja con imágenes en formato *.jpg y por lo tanto es necesario cambiar el formato original *.dcm. Existen multitud de convertidores entre estos dos formatos. Incluso se han implementado nuevas funcionalidades en las máquinas de RM que permiten extraer las series de imágenes en *.jpg directamente.



2.5. LÍQUIDO CEFALORRAQUÍDEO (LCR)

El LCR es un líquido incoloro que baña el cerebro y la médula espinal. Circula por el espacio subaracnoideo, el sistema ventricular y por el canal medular central. Su volumen en condiciones normales se encuentra entre 100 y 150 ml. En presencia de leucocitos u otras sustancias su color se enturbia y en numerosas enfermedades altera su composición por lo que su estudio es de gran importancia para el diagnóstico (Sevillano, Cacabelos y Cacho, 2011).

Según Sevillano et al. (2011), el líquido cefalorraquídeo o cerebroespinal tiene tres funciones principales de gran importancia:

- Protección mecánica del sistema nervioso central. Actúa como amortiguador dentro de la sólida bóveda craneal.
- Mantenimiento del medio interno. Es un vehículo para sustancias neuromoduladoras como quimiorreceptores y hormonas además de cumplir una función de protección inmunológica. También desempeña un papel nutricional como transportador de nutrientes.
- Mantenimiento del volumen. El LCR circula entre el cráneo y la médula espinal (de forma pulsátil impulsado por sístole cardiaca) compensando los cambios en el volumen de sangre intracraneal, manteniendo una presión constante.

La producción del LCR se concentra en los plexos coroideos de los ventrículos laterales (70%) y en las membranas aracnoideas (30%). La producción de líquido cefalorraquídeo puede considerarse a razón de 0.35 ml/min o 500 ml/día y se renueva cada 3 o 4 horas. El volumen de LCR varía con la edad: recién nacido (40-60ml), niño (60-100ml), adolescente (80-120ml) y adulto (140±30ml). La distribución de este líquido propuesta por Sevillano et al. (2011) se muestra en la *figura 2.10*.



Distribución LCR (ml)

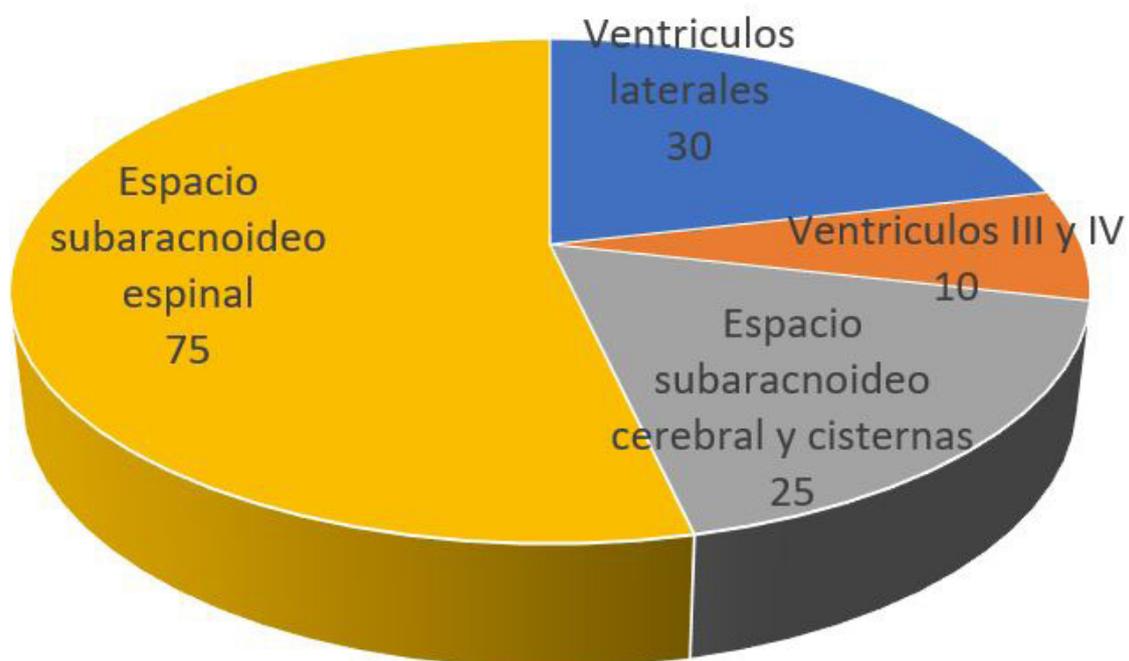


Figura 2.10. Distribución del LCR



2.6. HIDROCEFALIA

La hidrocefalia es la acumulación excesiva de LCR en el cerebro. Es esta situación el sistema ventricular cerebral sufre una dilatación anormal. Los trastornos en la producción, circulación (por obstrucciones) y absorción del líquido cefalorraquídeo son las principales causas de esta patología (Sevillano et al., 2011).

Según Sevillano et al. (2011) destacan los siguientes tipos de hidrocefalia:

- **Hidrocefalia comunicante.** Este tipo de hidrocefalia se produce cuando el flujo del LCR se ve bloqueado después de salir de los ventrículos al espacio subaracnoideo. Esta forma se denomina comunicante porque el LCR aún puede fluir entre los ventrículos, que permanecen abiertos. La reabsorción del LCR está alterada en las vellosidades aracnoideas por infecciones o hemorragia.
- **Hidrocefalia no comunicante.** Este tipo de hidrocefalia se produce cuando el flujo del LCR se ve bloqueado a lo largo de una o más de las vías estrechas que conectan los ventrículos. Una de las causas más comunes es la obstrucción del acueducto de Silvio (conducto entre el tercero y cuarto ventrículo). También puede ser causada por la presencia de tumores o por hemorragias cerebrales.
- **Hidrocefalia ex vacuo.** Este tipo de hidrocefalia se produce cuando hay daño cerebral, ocasionado por una enfermedad cerebrovascular o una lesión traumática, en estos casos, puede haber una verdadera atrofia o malacia cerebral focal.
- **Hidrocefalia a presión normal.** Este tipo de hidrocefalia se produce comúnmente en las personas mayores y está caracterizada por síntomas asociados a otras condiciones que ocurren a menudo en los ancianos, tales como pérdida de memoria, demencia, trastorno de la marcha, incontinencia urinaria y una reducción general de la actividad normal de la vida diaria.



2.6.1. ÍNDICE DE EVANS

Para el diagnóstico de la hidrocefalia se han propuesto varios marcadores, entre ellos destaca el Índice de Evans. Este índice se obtiene a partir del cociente entre la distancia máxima existente entre las dos astas frontales de los ventrículos laterales y la distancia máxima entre las dos tablas internas en el mismo corte en el que se ha evaluado el parámetro anterior (Figura 2.11). Se considera que existe hidrocefalia para valores superiores a 0.3 de este índice.

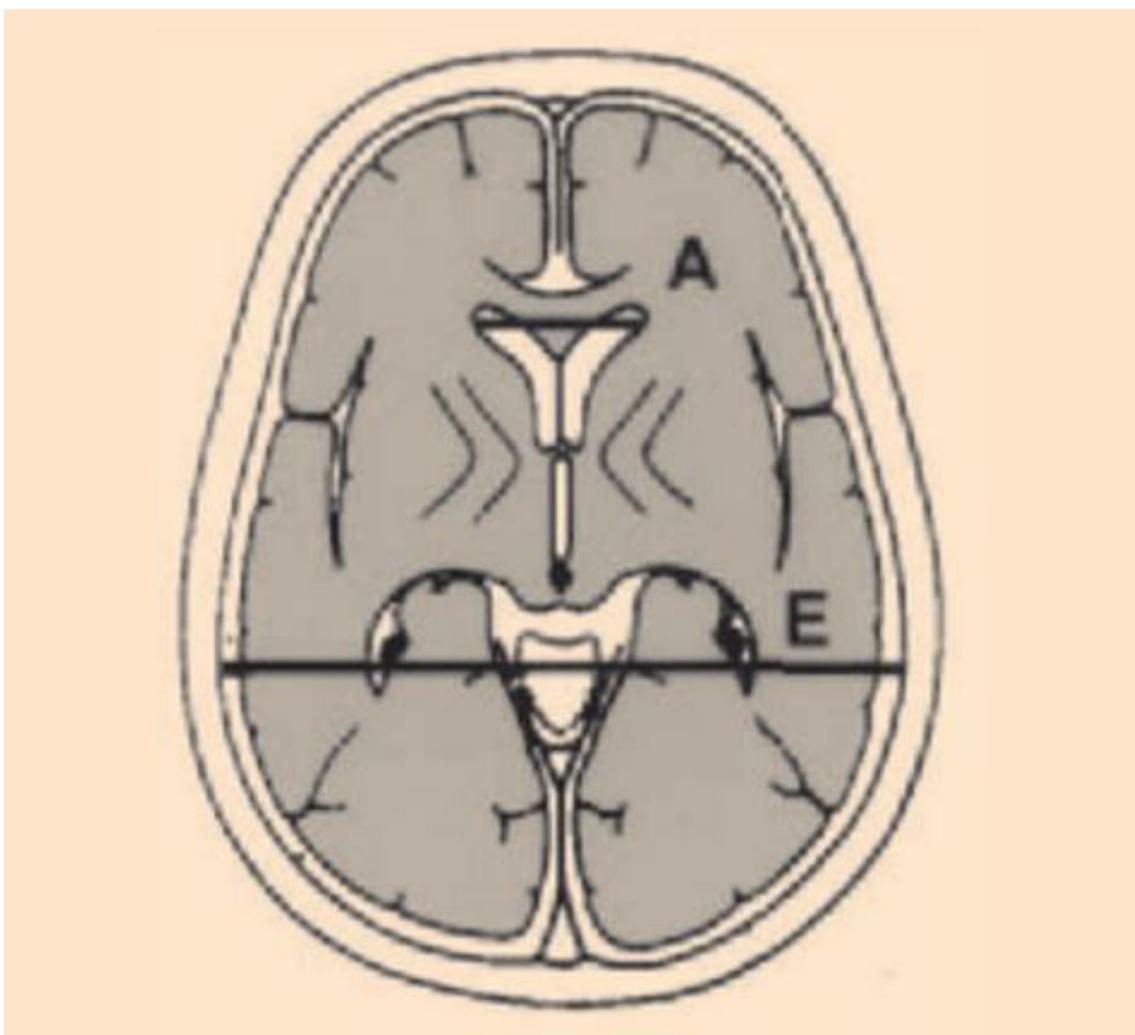


Figura 2.11. Esquema del índice de Evans. La distancia A corresponde a la máxima distancia entre las astas ventriculares y la distancia E a la máxima distancia entre las dos tablas.
Recuperado de Sevillano et al. (2011).

3. MARCO TEÓRICO DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

Para el análisis de las imágenes de resonancia magnética cerebral realizado en este proyecto se han utilizado técnicas de visión artificial. A continuación, se exponen algunas de las herramientas más importantes de este campo.

3.1. HISTOGRAMA

El histograma es una representación gráfica de la cantidad de píxeles asociados a los niveles de gris que componen una imagen. En el eje horizontal se encuentran los distintos niveles de gris (en una imagen en escala de grises este eje abarca valores desde 0 a 255) y en el eje vertical el número de píxeles que tienen ese valor.

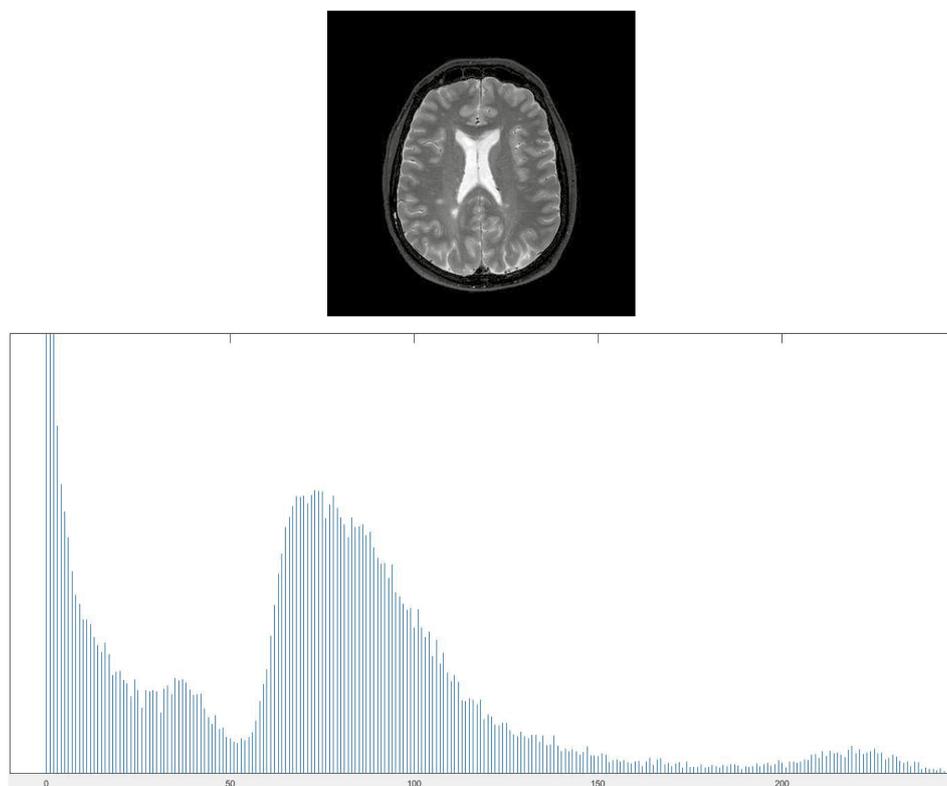


Figura 3.1. Histograma de una imagen de resonancia magnética cerebral



El análisis del histograma de una imagen que se quiere procesar es de gran importancia. Este gráfico muestra de forma rápida información sobre los conjuntos existentes dentro de la imagen y el rango de grises que estos adquieren.



3.2. MODELO GAUSSIANO MIXTO

Tomando las curvas correspondientes a las diferentes estructuras de la imagen (en una imagen en la que cada estructura tuviese un nivel de gris distinto) como campanas de Gauss se puede aplicar el Modelo Gaussiano Mixto. Este realizará una segmentación más precisa cuanto más separadas estén las campanas de Gauss en el histograma. Si estas se encuentran muy juntas sus colas se cruzarán y se deberá recurrir a métodos estadísticos.

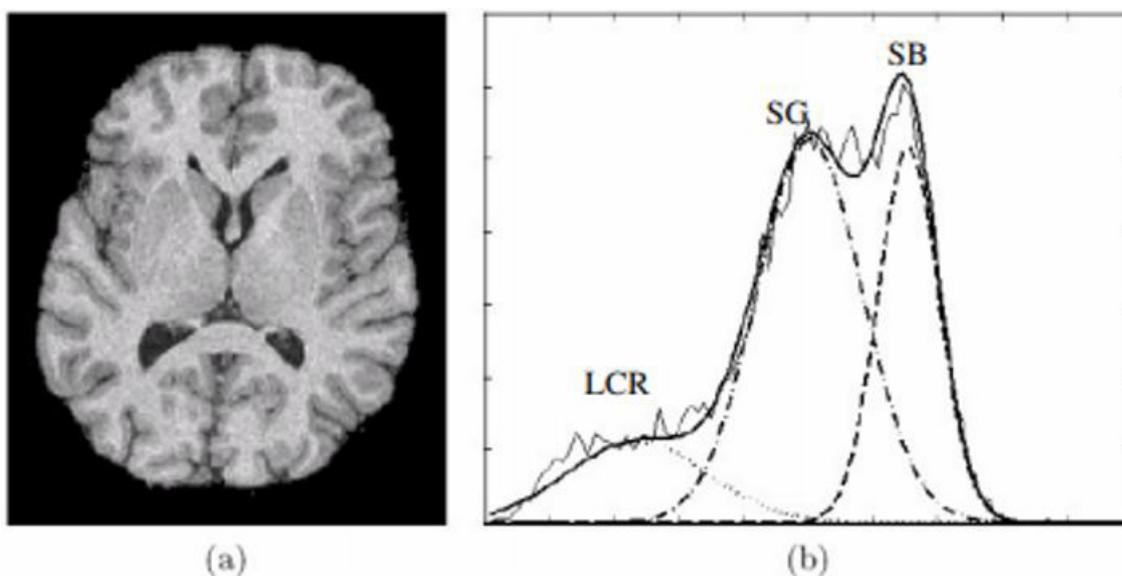


Figura 3.2. Modelo Gaussiano Mixto en histograma. A) Corte axial cerebral B) Histograma de la imagen. Se pueden observar tres campanas de Gauss correspondientes al líquido cefalorraquídeo (LCR), sustancia gris (SG) y a la sustancia blanca (SB). Recuperado de: Manjón, 2006 “Segmentación Robusta de Imágenes de RM cerebral”

3.3. VECINDAD Y CONECTIVIDAD

Se define como vecinos de un píxel aquellos píxeles que los rodean. Sin embargo, existen dos tipos de vecindad, tomando como adyacentes los ocho píxeles que rodean cada punto o únicamente tomando cuatro (Figura 3.3). Este planteamiento en dos dimensiones se extrapola a tres dimensiones.

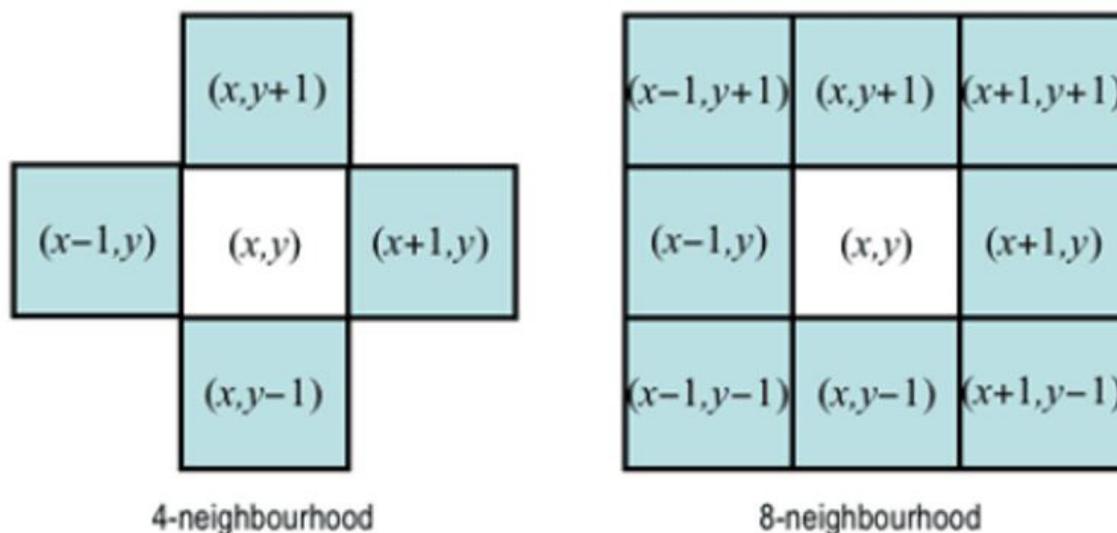


Figura 3.3. Vecindad entre píxeles. Recuperado de Mucientes, 2018 “Valoración del volumen de LCR y sus implicaciones mediante procesamiento de imágenes MRI”

La conectividad determina si dos píxeles corresponden a la misma estructura de la imagen. Dos píxeles estarán conectados si cumplen la condición de vecindad y además su nivel de gris se encuentra dentro del mismo rango.

3.4. SEGMENTACIÓN

La segmentación de una imagen consiste en el proceso de extracción de las estructuras de interés existentes en ella. Conlleva un etiquetado de todos los píxeles de la imagen creando agrupaciones. La segmentación se apoya en tres conceptos básicos: similitud (en criterios como nivel de gris, color, etc.), conectividad (regiones continuas de píxeles) y discontinuidad (bordes o líneas reparatorias). Se pueden distinguir distintos enfoques o técnicas para la segmentación de imágenes (UPM, s.f.).

3.4.1. TÉCNICAS BASADAS EN LOS BORDES

En estas técnicas es imprescindible la detección de bordes, para ello se utilizan filtros como el de Sobel o el de Canny. Estos filtros basan su algoritmo en el análisis del gradiente de la imagen y son capaces de conseguir muy buenos resultados si se ajustan sus parámetros correctamente (*Figura 3.4*).

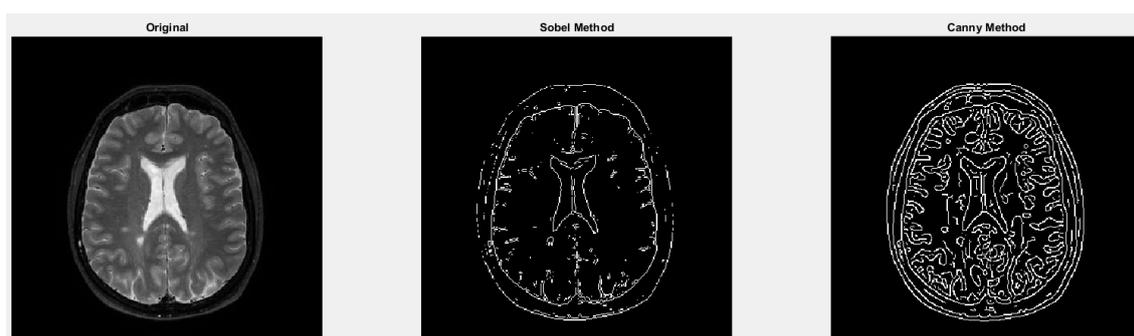


Figura 3.4. Comparativa entre el filtro Sobel y el filtro Canny aplicados sobre una imagen de resonancia magnética cerebral

Otra forma de hallar los contornos de una imagen es utilizando los contornos activos. Esta técnica consiste en emplear una curva cerrada que se va adaptando dinámicamente hasta alcanzar la frontera del objeto. El uso de contornos activos tiene como gran ventaja la obtención de contornos continuos, esto no ocurre con el uso de los filtros Sobel y Canny en los que dependerá del ajuste de sus parámetros.

Si las estructuras que se quiere segmentar están formadas por figuras geométricas simples es de gran utilidad emplear la transformada de Hough. Este algoritmo trata de detectar líneas y/o circunferencias recibiendo como entrada una imagen de bordes (UPM, s.f.).



3.4.2. TÉCNICAS BASADAS EN LA UMBRALIZACIÓN

La umbralización basa su algoritmo en la similitud entre los píxeles pertenecientes a una estructura y a su diferenciación con los demás. En esta técnica es crucial la correcta selección del umbral o umbrales que separarán a las distintas estructuras. Existen diversos métodos para el cálculo del umbral: ajuste gaussiano, minimización de la varianza interclase, entropía del histograma, análisis de concavidad, etc. Entre todos ellos destaca el método de Otsu, este método supone que las funciones de densidad de las estructuras siguen un modelo gaussiano. El método de Otsu calcula un umbral que minimiza la suma ponderada de las varianzas de las estructuras (UPM, s.f.).

3.4.3. TÉCNICAS ORIENTADAS A LAS REGIONES

Estas técnicas se basan en criterios de similitud y continuidad de los píxeles que forman una región o estructura en la imagen. Dentro de la segmentación orientada a las regiones destacan tres técnicas distintas:

-**Crecimiento de regiones.** A partir de píxeles semillas se hace crecer la región considerando las reglas de similitud y conectividad establecidas. Se trata de un proceso iterativo que parte de las semillas, comprueba la propiedad con sus vecinos, añade los píxeles que la cumplan y realiza de nuevo el proceso con los nuevos vecinos de la región. Este método plantea dos problemas: la selección del criterio de similitud y la elección de las semillas.

-**Pirámides y árboles cuaternarios.** La imagen de máxima resolución se divide en cuatro rectángulos iguales. Cada región es posteriormente dividida en otras cuatro subregiones. Estas divisiones se van haciendo recursivamente hasta alcanzar a nivel de píxel (UPM, s.f.)

-**División y fusión de regiones.** Para superar la problemática de la selección de semillas se descompone la imagen en regiones arbitrarias, de forma que si la región es muy discrepante se divide y en caso contrario buscará fusionarse con las regiones adyacentes. Al utilizar esta técnica se pierden los contornos reales.



En la práctica, la aplicación en solitario de cualquiera de estos métodos es ineficaz. El ruido, el desconocimiento del número de estructuras existentes o diversos factores asociados a escenas reales aumentan bruscamente la complejidad de la segmentación. Por ello, para conseguir resultados aceptables es necesario el conocimiento previo de las características de las imágenes a tratar. Además, se aplican técnicas que mezclan varios de los métodos de segmentación explicados unidos a tratamientos morfológicos como la erosión, la dilatación, la apertura o el cierre.



3.5. TEMPLATE MATCHING

Template Matching es una técnica de visión artificial de alto nivel utilizada para buscar y encontrar la ubicación de una plantilla o modelo en una imagen. Se compara la plantilla en todas las ubicaciones posibles de la imagen y se calcula la correspondencia. Existen varias formas de calcular esta correspondencia, la más utilizada es la minimización de la suma de las diferencias al cuadrado mostrada en la *ecuación 3.1*.

$$R(x, y) = \sum_{x', y'} (T(x', y') - I(x + x', y + y'))^2$$

Ecuación 3.1. Cálculo de la correspondencia en Template Matching por minimización de la suma de las diferencias al cuadrado.

A modo de ejemplo se muestra en la *figura 3.5* una plantilla o modelo que corresponde a una imagen de RM que se busca entre cuatro imágenes del mismo tipo. Al ejecutar el programa basado en esta técnica se encuentra el punto de mayor correspondencia y se recuadra en azul. Es importante tener en cuenta que para que esta técnica funcione el modelo debe tener el mismo tamaño que en la imagen en la que se va a buscar.

En el ejemplo mostrado en la *figura 3.5* se consigue una correspondencia del 100% o lo que es lo mismo, una diferencia nula. Esto es porque el propio modelo se encuentra dentro de la imagen en la que se busca utilizando el Template Matching. Es importante comentar que durante el desarrollo del proyecto no se conseguirán correspondencias de este nivel porque el modelo nunca aparecerá completamente igual dentro de las imágenes en las que se busque.



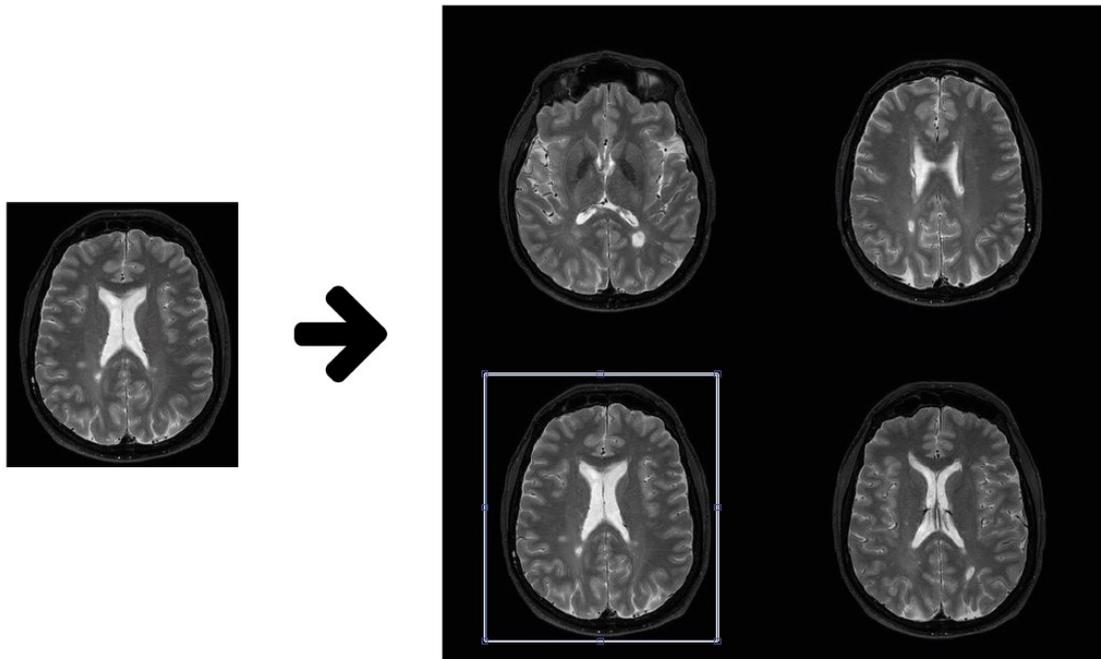


Figura 3.5. Ejemplo de utilización de la técnica *Template Matching*. A la izquierda se encuentra el modelo a buscar y a la derecha el punto de mayor correspondencia encuadrado. Técnica aplicada sobre imágenes de resonancia magnética cerebral

4. DESARROLLO DE LA APLICACIÓN DE SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES

Para poder alcanzar los objetivos propuestos se ha seguido una metodología progresiva y se han realizado sesiones de control periódicamente. Se ha propuesto trabajar diseñando los algoritmos más generales al principio y partir de ellos para calcular los objetivos más específicos. Se muestra un diagrama de bloques del proceso en la *Figura 4.1*.

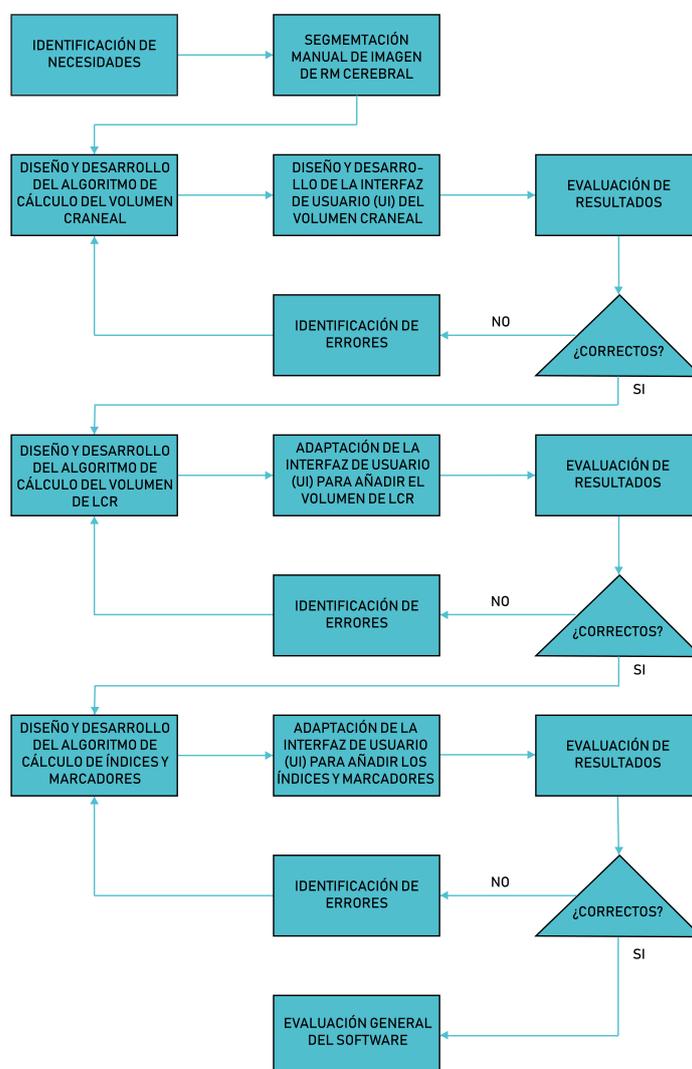


Figura 4.1. Diagrama de bloques del desarrollo del proyecto

4.1. HERRAMIENTAS SOFTWARE UTILIZADAS

En este proyecto se ha diseñado un algoritmo de segmentación de imágenes de resonancia magnética (RM) y su interfaz gráfica para facilitar el manejo del programa. Para el desarrollo del mismo se han utilizado principalmente dos herramientas software: el framework multiplataforma Qt y la librería OpenCV.

4.1.1. Framework Qt

Qt es un framework (entorno de trabajo) multiplataforma ampliamente usado para el desarrollo de software que utilice una interfaz gráfica para el usuario. Qt ofrece la gran ventaja de poder generar ejecutables para cualquier plataforma y sistema operativo. Contiene multitud de elementos UI (User Interface), bibliotecas de C++ y un entorno de desarrollo integrado e intuitivo. Al ser código abierto ha conseguido aunar a una amplia comunidad de desarrolladores.

4.1.2. Librería OpenCV

OpenCV es una librería de visión artificial de código abierto escrita para varios lenguajes de programación (C, C++, Python...) y compatible con Linux, Windows y Mac. Su diseño está enfocado a la eficiencia de recursos y a la aplicación en tiempo real. La librería de OpenCV contiene aproximadamente 500 funciones que abarcan distintas áreas dentro de la visión artificial (visión por computador). Además contiene una librería completa de aprendizaje automático (MLL o Machine Learning Library) especializada en el reconocimiento estadístico de patrones y clustering (Rodríguez, 2015)



La combinación de estas dos herramientas permite desarrollar el algoritmo de visión artificial de manera simultánea al desarrollo de la interfaz gráfica. Este método de trabajo facilita la evaluación de resultados en cada modificación del programa. Además, permite que usuarios sin formación específica en informática puedan realizar pruebas por ellos mismos en las distintas sesiones de control.



4.2. IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES

Los objetivos del proyecto se fijan en una reunión entre los dos tutores, Eusebio de la Fuente y el doctor Carlos Rodríguez Arias, y el alumno autor del presente proyecto, David Sierra. Esta reunión establece además la forma de trabajo que se mantendrá a lo largo del desarrollo del proyecto de fin de grado. El especialista en neurocirugía aportará las necesidades existentes en el ámbito médico y los dos ingenieros estudiarán la viabilidad de poder alcanzar tales objetivos.

Gracias al gran conocimiento del doctor Rodríguez Arias en el campo de la neurocirugía y a su interés por las últimas tecnologías se consigue un rápido análisis de los softwares existentes y de sus problemáticas. Se establecen de forma clara los objetivos principales, consistentes en el cálculo del volumen craneal y del volumen cefalorraquídeo. Estos dos objetivos principales son de gran interés puesto que los programas capaces de calcular estos valores presentan tiempos de procesamiento exageradamente largos (algoritmos basados en atlas de comparación) o poca consistencia y fiabilidad.

Además de los dos objetivos principales se añaden objetivos secundarios durante la realización del proyecto en las sesiones de control. El cálculo de estos se realiza partiendo de los resultados conseguidos anteriormente y se pueden destacar los siguientes: cálculo del Índice de Evans, valoración de la trasudación peripendimaria, generación de los planos anatómicos coronal y sagital y valoración del esfuerzo soportado por la masa cerebral.



4.3. SEGMENTACIÓN MANUAL DE IMAGEN DE RM CEREBRAL

Debido al desconocimiento inicial de la medicina y en concreto de la neurocirujía por parte del alumno, es necesaria una mínima formación previa en este campo. Durante esta breve introducción se estudia la neuroanatomía, centrándose en las zonas de acumulación de líquido cefalorraquídeo, y la interpretación de las imágenes de resonancia magnética cerebral.

Se realizan segmentaciones manuales de cortes axiales a distintas alturas para delimitar los volúmenes craneales y de LCR. Así, se encuentran puntos de gran complejidad de segmentación automática como los senos inferiores del cráneo, el seno frontal o las áreas cercanas a las cavidades nasal y orbitarias (ojos). En la *Figura 4.2* se muestran algunos de los puntos de mayor problemática en la segmentación.

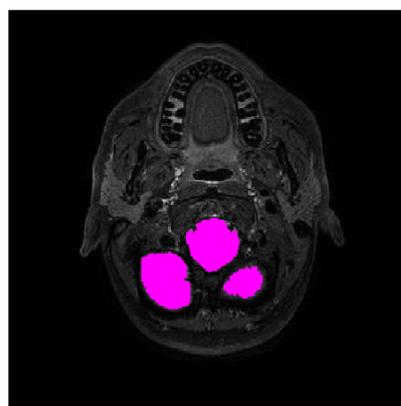
Se comienza trabajando con la serie de imágenes de resonancia magnética potenciada en T1 obteniendo resultados poco fiables. Finalmente se comprueba que es necesario analizar las imágenes potenciadas en T1 y en T2 simultáneamente. Este método de trabajo añade información en los puntos de mayor complejidad, sin embargo, hace necesaria la correspondencia punto a punto entre cada imagen de la serie.

El análisis simultáneo de las imágenes potenciadas en T1 y en T2 ayuda a realizar la segmentación de algunas de las zonas de mayor complejidad. Como se he explicado en el apartado 2.3 algunas de las estructuras de interés para el proyecto aparecen con diferente nivel de gris en cada una de las series. A modo de resumen se establece que el LCR en las imágenes T1 corresponde a bajos niveles de gris (zonas oscuras) mientras que en las imágenes potenciadas en T2 corresponde a altos niveles (zonas claras).

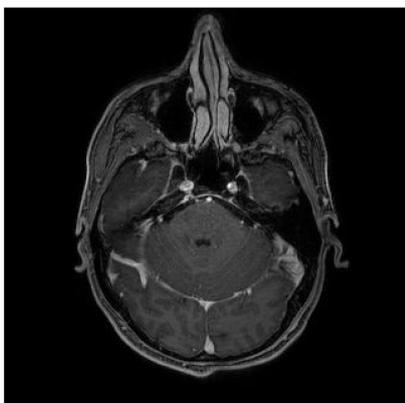




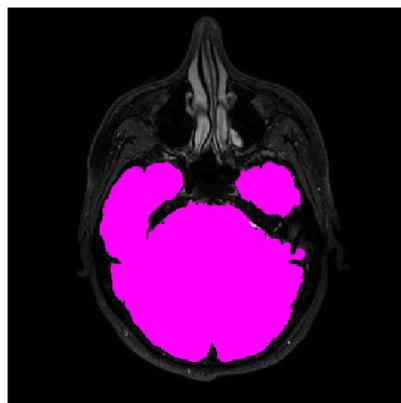
a) Corte axial a la altura de los senos inferiores T1



b) Volumen craneal en corte axial a la altura de los senos inferiores



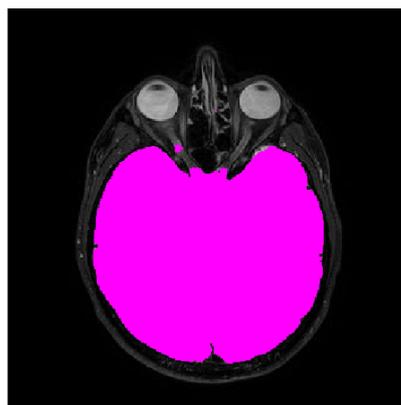
c) Corte axial a la altura de la cavidad nasal T1



d) Volumen craneal en corte axial a la altura de la cavidad nasal



e) Corte axial a la altura de las cavidades orbitales T1



f) Volumen craneal en corte axial a la altura de las cavidades orbitales

Figura 4.2. Zonas de mayor problemática de segmentación. Secciones axiales y segmentación de la morfología del volumen craneal

4.4. ESTRUCTURA DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO

El software diseñado durante la realización de este proyecto se ha estructurado en dos tipos de funciones: principales y herramienta. Las funciones principales se encargan de calcular o realizar operaciones complejas dentro del funcionamiento del programa mientras que las funciones herramienta realizan pequeños cálculos u operaciones sencillas sobre todo para el tratamiento de imágenes.

En la *figura 4.3.* se puede observar el diagrama de bloques correspondiente a la estructura y funcionamiento del programa diseñado durante este proyecto.

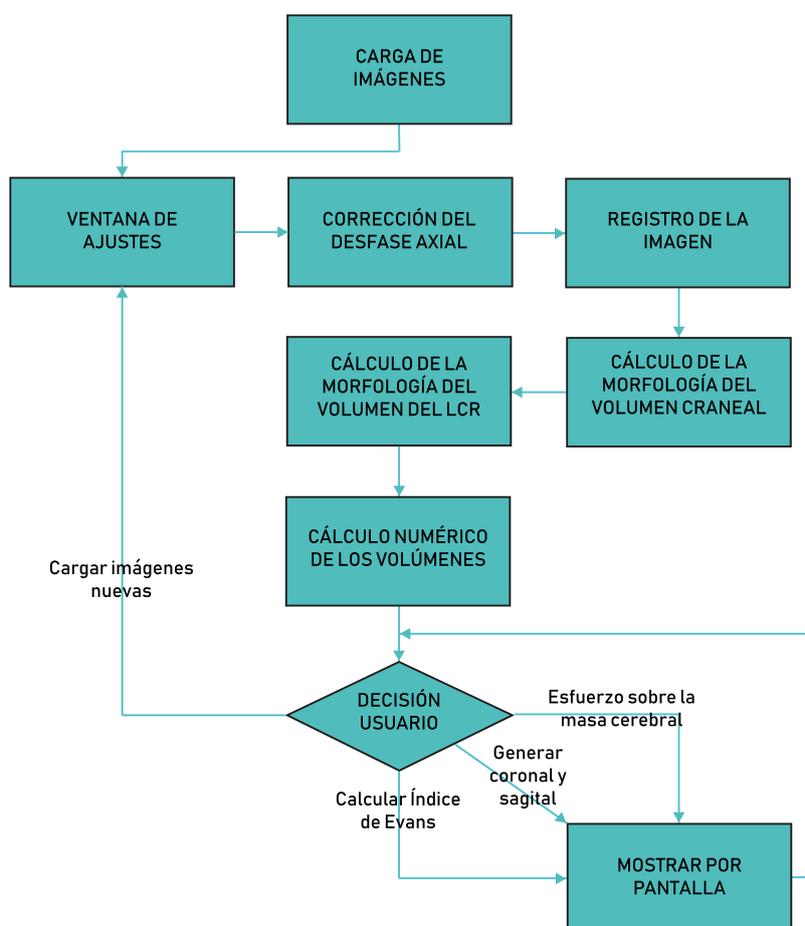


Figura 4.3. Diagrama de bloques de la estructura del software



4.4.1. ESTRUCTURA DEL DIRECTORIO

Las imágenes de resonancia magnética cerebral se encuentran en el formato DICOM (*.dcm). Como ya se comentó en el punto 2.4 de este proyecto este formato es de gran complejidad. Para el correcto funcionamiento del software es necesario leer las series de imágenes potenciadas en T1 y en T2 correspondientes a la misma RM cerebral transformadas a formato JPEG.

Al arrancar el programa la única función disponible es la carga de imágenes. Pulsando este botón se despliega un examinador de archivos donde se debe seleccionar la carpeta de imágenes del paciente que se quiera analizar. Es importante tener en cuenta que dentro de la carpeta seleccionada deben encontrarse las series T1 y T2 separadas en carpetas distintas. Dentro de ellas las imágenes deben estar numeradas de la siguiente manera: “T1 3D_X.jpg” y “T2 3D_X.jpg” (donde la X corresponde a la numeración comenzando desde el número 1). Se sigue este formato de numeración porque es el que la máquina de RM crea por defecto.

Para que el programa acepte como válido el formato de las imágenes cargadas además de haberse transformado a JPEG y de mantener la numeración original, las series T1 y T2 deben tener el mismo número de imágenes.



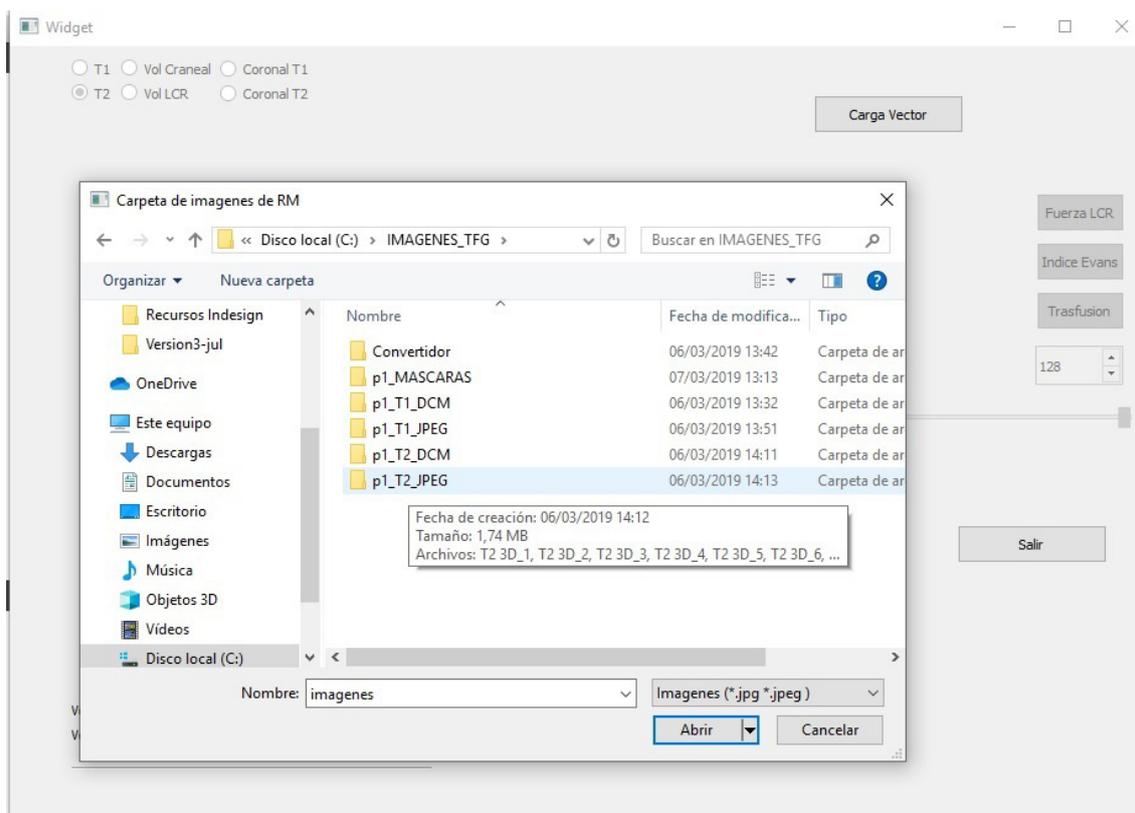


Figura 4.4. Selección de la carpeta de imágenes de RM.

4.4.2 VENTANA DE AJUSTES

Dada la complejidad del tratamiento de imágenes necesario para la segmentación del volumen craneal y del volumen de líquido cefalorraquídeo se implementa una ventana de ajustes previos para agilizar y dar consistencia a la ejecución del programa. En esta ventana se seleccionarán cuatro valores: dos números de imágenes y dos umbrales. Estos cuatro valores se utilizarán para definir diferentes procesos que se explicarán a continuación. En la *figura 4.5* se puede observar la ventana de ajustes.

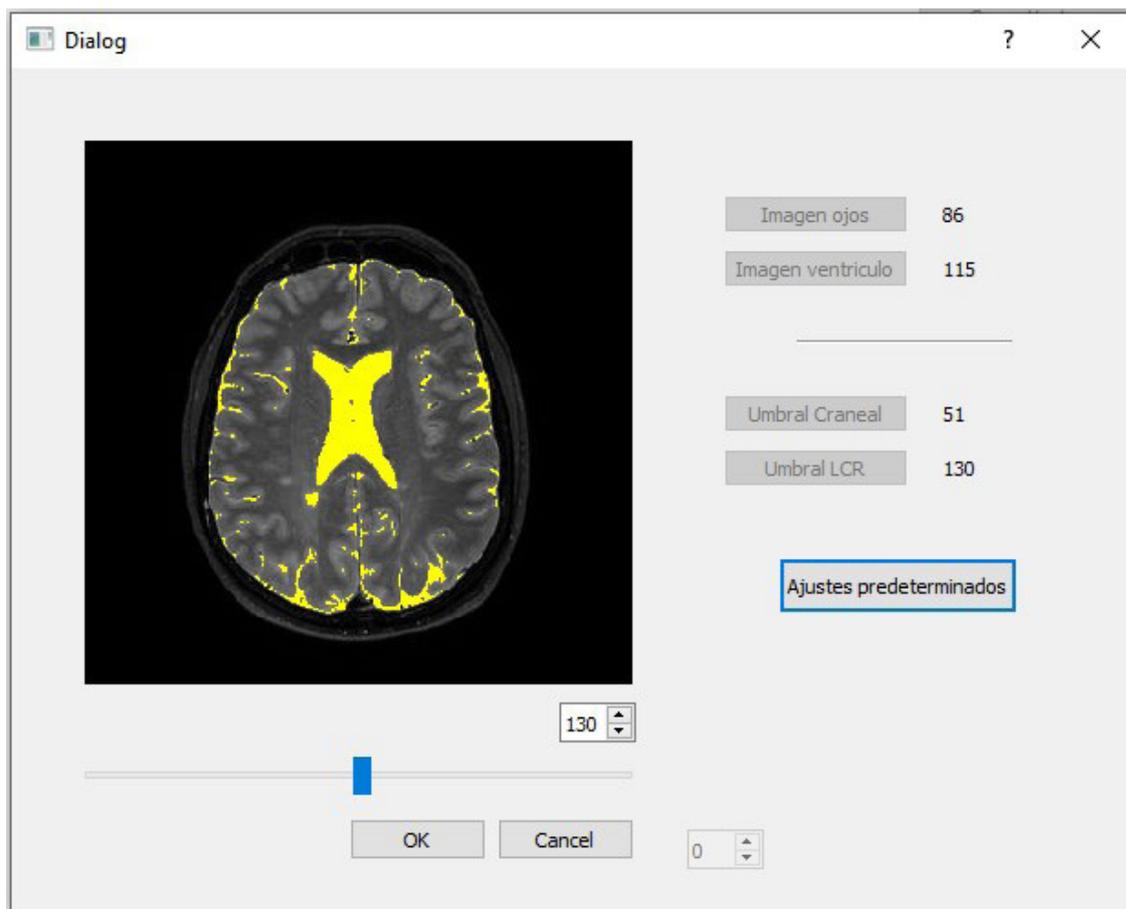


Figura 4.5 Ventana de ajustes previos.

La imagen seleccionada como “Imagen ojos” en la que se vean con claridad las cavidades orbitales (ojos) se utilizará para hacer corresponder punto a punto las imágenes de las series T1 y T2. La imagen seleccionada como “Imagen ventrículo” en la que se vea con claridad el contorno ventricular se utilizará como semilla para el cálculo de volúmenes y para realizar el decalado de las series T1 y T2 entre otras operaciones. El umbral craneal tendrá una gran importancia a la hora de definir el volumen craneal de la misma forma que lo tendrá el umbral LCR para definir el volumen LCR. Se explicarán más adelante estos procedimientos de una forma más detallada.

Se ha implementado una opción de ajustes predeterminados en la que se utilizan valores estándar que han dado resultados aceptables en las series de imágenes RM cerebrales probadas.

En este procedimiento es necesaria la acción del usuario y por lo tanto se pueden introducir errores del tipo intraobservador. Se podría prescindir de esta ventana y de los valores introducidos por el usuario continuando el desarrollo del software y con el análisis de una mayor cantidad de imágenes de RM. Un programa de segmentación neuroanatómico totalmente automático necesitaría testarse con un número mínimo de sujetos para probar su total consistencia en la gran variedad de situaciones existentes.

4.4.3 CORRECCIÓN DEL DESFASE AXIAL

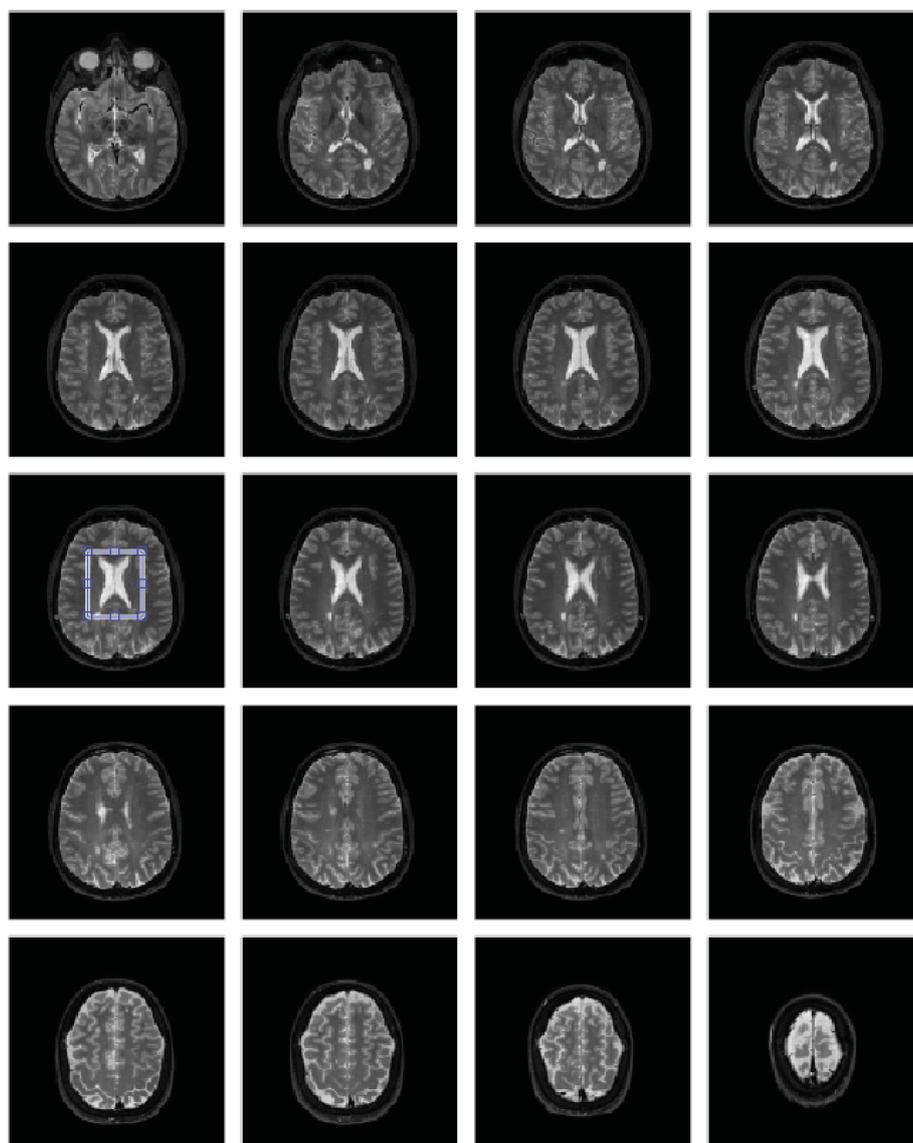
Al capturar las series de imágenes de RM potenciadas en T1 y en T2 existen dos posibilidades. Se puede realizar una de las dos series de forma completa y posteriormente realizar la otra o se pueden realizar los cortes a la misma altura de la T1 y de la T2 intercaladamente hasta completar las dos series de forma simultánea.

Si se realiza de la segunda forma, las imágenes T1 y T2 con la misma numeración corresponderán a la misma sección o corte del cráneo. Sin embargo, si se ha seguido el primer procedimiento es posible que se haya producido un desfase entre las numeraciones por la dificultad de comenzar a capturar las imágenes exactamente en una sección determinada del cráneo. Para corregir este desfase entre series es necesario realizar una corrección del desajuste axial de las imágenes. Con este procedimiento se desplazará una de las series cambiando su numeración para conseguir que las imágenes coincidan con el corte craneal a la misma altura. Para realizar esta corrección y no perder información de la resonancia magnética se añadirán imágenes en negro en ambos extremos para completar las series.

El proceso utiliza el número de imagen seleccionado en la ventana de ajustes llamado “Imagen ventrículo”. De la imagen de la serie T2 correspondiente a este número se extrae la figura central (contorno ventricular de esa sección) y se utiliza como modelo en un proceso de Template Matching que recorre todas las imágenes de la serie T1. En la *figura 4.6* se puede observar un proceso de búsqueda utilizando la técnica Template Matching en una muestra de veinte imágenes de resonancia magnética cerebral del corte axial.

La técnica Template Matching se encuentra brevemente explicada en el punto 3.5 de este proyecto.





TEMPLATE:



Figura 4.6. Ejemplo de ejecución del Template Matching dentro del programa. El template o modelo corresponde al contorno ventricular que se busca en toda la serie de imágenes encontrando la mayor correspondencia en una de ellas (zona recuadrada).

4.4.4 REGISTRO DE LA IMAGEN

Cuando las dos series de imágenes no se capturan de forma simultánea además del problema de la altura de corte de inicio se puede producir un movimiento del paciente. El paciente dentro de la máquina de Resonancia Magnética puede realizar un giro de cabeza o moverse ligeramente en el eje horizontal. Este hecho producirá un desplazamiento o giro en las imágenes obtenidas y no se podrá realizar una correspondencia píxel a píxel durante el tratamiento de éstas.

Para corregir este problema es necesario realizar un registro entre las imágenes de las dos series. El registro se utiliza en visión artificial, imagen médica, reconocimiento automático de objetivo y en la recopilación y análisis de imágenes de los satélites. Este proceso es necesario para poder comparar o integrar los datos obtenidos de diferentes mediciones (Gottesfeld, 1992).

Es necesario establecer una referencia entre las dos series de imágenes. Por su facilidad de extracción y su estabilidad se establecen como puntos de referencia los centros de las cavidades orbitales. Utilizando la imagen seleccionada en la ventana de ajustes (“Imagen de ojos”) se extraen los centros de estos como se muestra en la *figura 4.8*.

Una vez realizada la corrección del desfase axial entre las series y extraídos los centros de las cavidades orbitales de las series T1 y T2 se realizan dos transformaciones morfológicas: giro y traslación.

Se une con una línea recta los dos centros y se calcula el ángulo que esta forma respecto a la horizontal en ambas series de imágenes. Utilizando la diferencia entre los ángulos calculados se aplica un giro a una de las dos series.

Corregido el posible giro realizado por el paciente dentro de la máquina de RM se intenta corregir la posición de la neuroanatomía dentro de la imagen. Calculando la diferencia en el eje vertical y en el eje horizontal de la posición del ojo izquierdo entre las dos series y de la misma manera del ojo derecho, se aplica una traslación correspondiente a la media de estos dos valores.



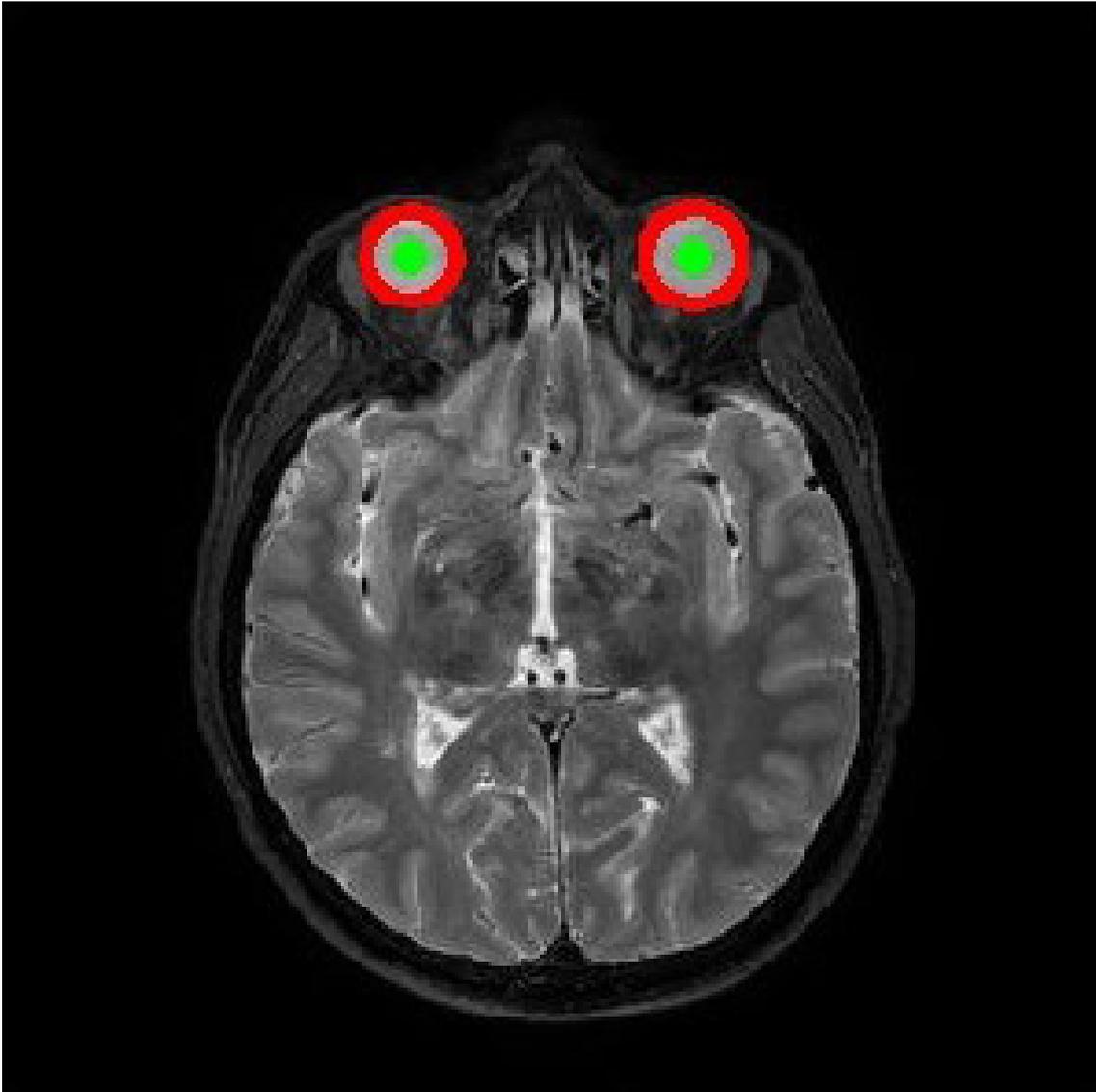


Figura 4.8. Extracción de la circunferencia y centro de las cavidades orbitales

Una vez realizadas estas dos operaciones se considera que se puede realizar una correspondencia pixel a pixel entre las imágenes de las dos series. Esto es una gran ventaja a la hora de procesar las imágenes para el cálculo volumétrico.



4.4.5 CÁLCULO DEL VOLUMEN CRANEAL

La segmentación del volumen craneal se ha basado en dos preceptos: la estabilidad del nivel de gris en toda la región correspondiente a esta estructura y en la continuidad de la morfología al analizar la estructura en el espacio tridimensional. El nivel de gris utilizado será el que se fija en la ventana de ajustes al arrancar el programa (se puede apreciar esta selección en la *figura 4.9*).

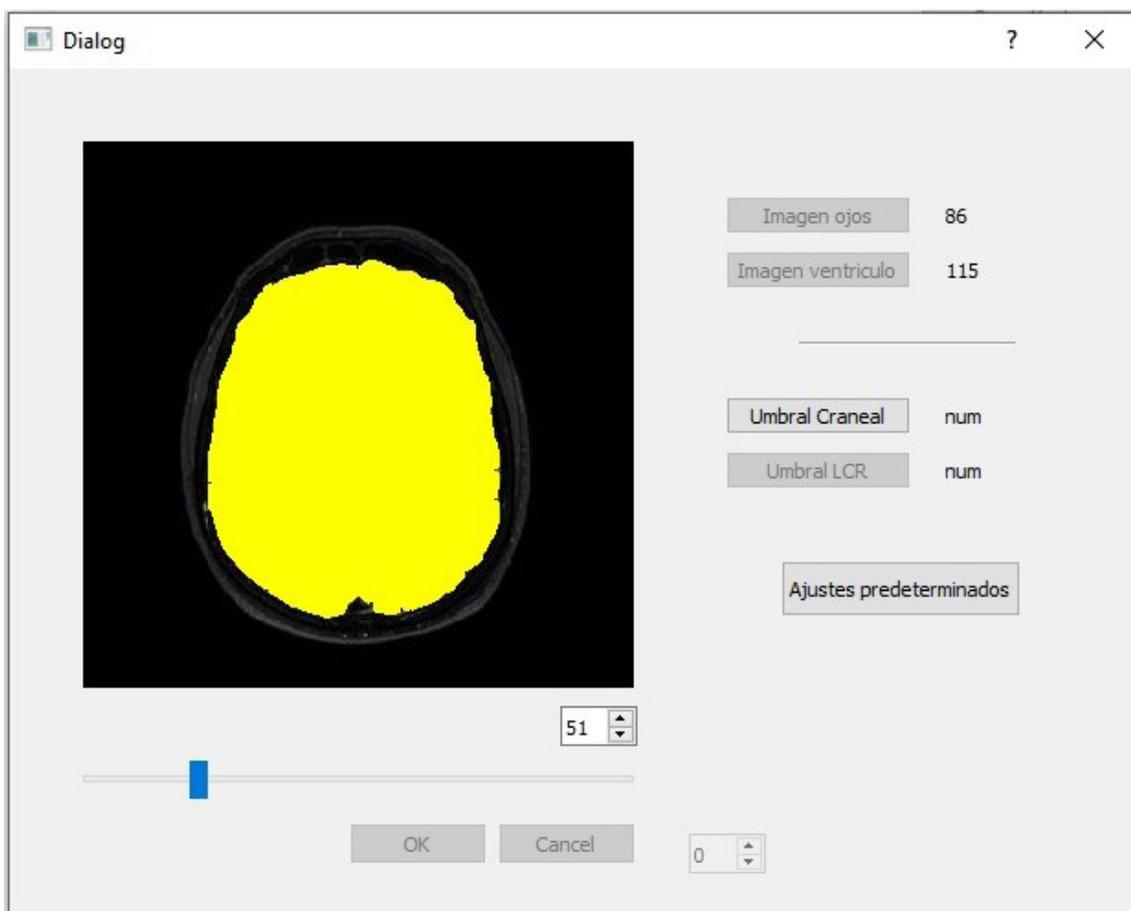


Figura 4.9. Selección del umbral de nivel de gris correspondiente al volumen craneal.

Se parte de la imagen mostrada en la *figura 4.9* y se realiza el cálculo volumétrico de forma secuencial hacia la parte superior y posteriormente hacia la parte inferior. Como se trabaja con series de imágenes de bastante calidad, la separación entre las secciones es muy reducida. Esto supone que la morfología entre dos cortes consecutivos sea muy similar tanto si el volumen crece o decrece.

Basándose en esta idea se diseña un algoritmo que utilizando la morfología de la imagen anterior priorice la búsqueda de la morfología del volumen craneal en la sección consecutiva. Para ello se realiza un tratamiento morfológico de dilatación a la sección de volumen craneal y se utiliza como máscara para el cálculo de la siguiente. Cuanta más precisión y calidad tengan las series de imágenes se podrán utilizar parámetros de dilatación más pequeños puesto que la continuidad espacial entre cortes será más progresiva. En cada paso se realiza la operación fill o rellenado por considerarse un volumen continuo dentro de la morfología exterior. En la *figura 4.10* puede observarse un ejemplo de ejecución de esta parte del programa.

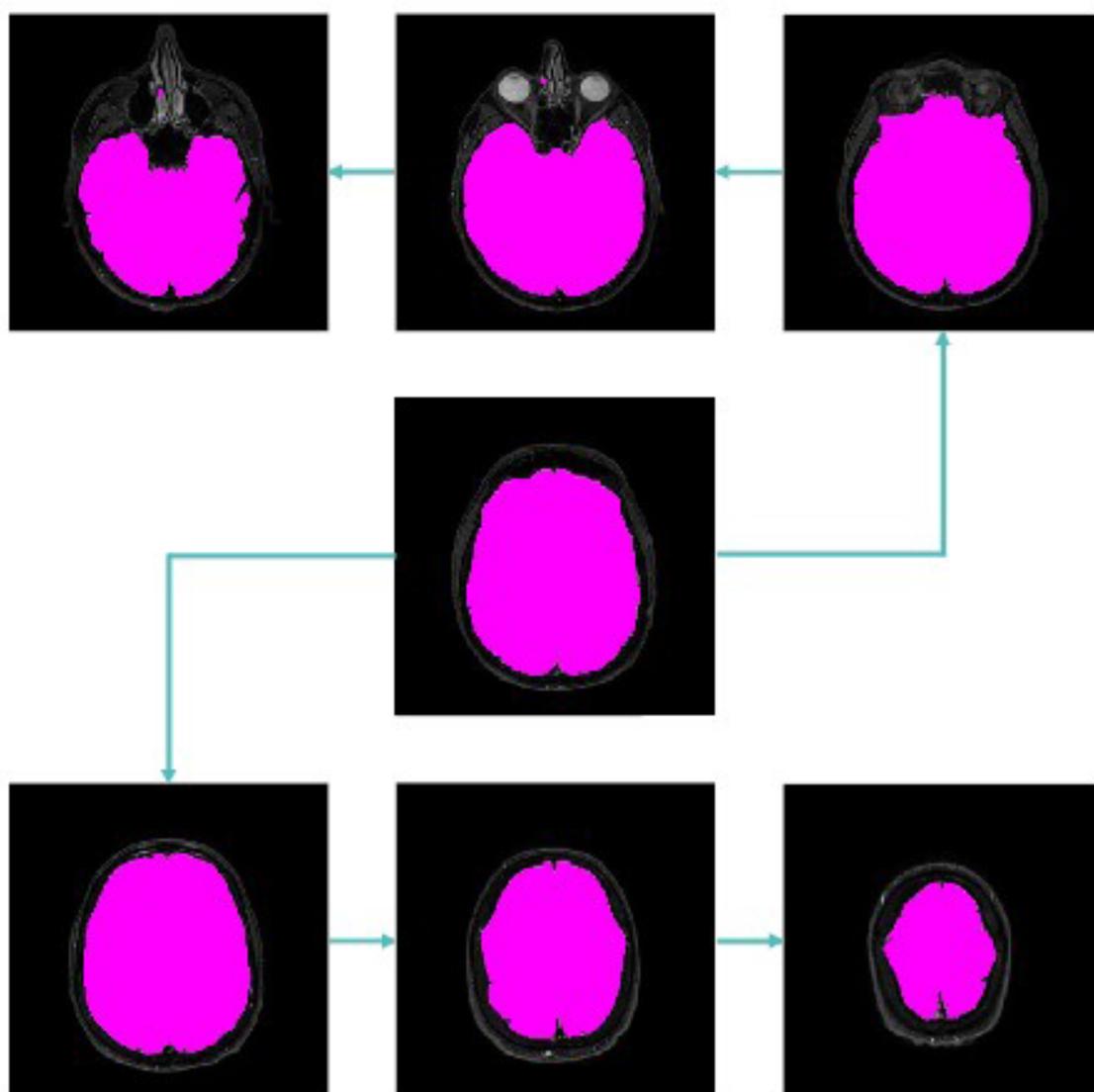


Figura 4.10. Proceso de segmentación del volumen craneal

4.4.6 CÁLCULO DEL VOLUMEN DE LCR

La segmentación del volumen de LCR sigue la línea del procedimiento utilizado para el volumen craneal: estabilidad de nivel de gris y la continuidad de la morfología al analizarla en el espacio tridimensional. Sin embargo, esta segmentación es mucho más sensible y el nivel de gris puede variar considerablemente de unas zonas a otras. Para conseguir una consistencia aceptable en el procesamiento del programa se añaden dos parámetros al algoritmo.

Todo el líquido cefalorraquídeo existente en la cabeza se encuentra dentro del volumen craneal. Teniendo en cuenta este dato durante la programación se evitan zonas de gran conflicto como las cavidades orbitales. Además, para el LCR se considera una doble condición de nivel de gris: debe ser superior a un umbral para la serie T2 e inferior a otro para la serie T1. Como se describió en el marco teórico el LCR se observa blanquecino en las imágenes potenciadas en T2 y oscuro en las imágenes potenciadas en T1 (punto 2.3.2 de este proyecto). Para poder realizar este proceso de forma correcta durante la corrección del desfase axial y el registro de imagen explicados en los puntos 4.4.3 y 4.4.4 se debe haber conseguido una correspondencia pixel a pixel lo más precisa posible.

El proceso de segmentación del volumen de LCR sigue la misma forma secuencial que en el caso del volumen craneal, recorriendo la serie hacia la parte superior e inferior. Se prioriza la búsqueda en los píxeles cercanos a la morfología de la imagen anterior por la continuidad de la estructura en el espacio tridimensional. Se puede observar un ejemplo de ejecución en la *figura 4.11*.



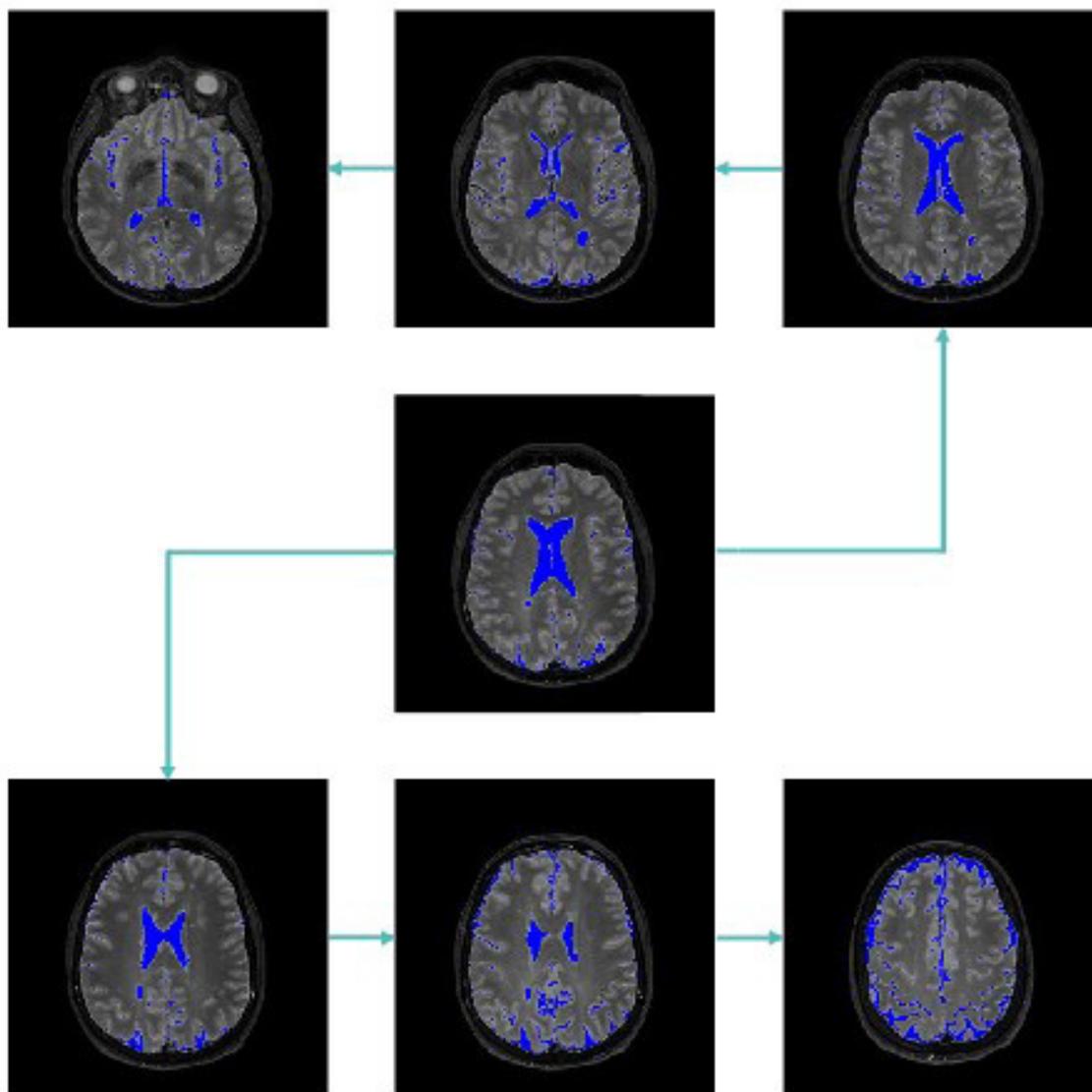


Figura 4.11. Proceso de segmentación del volumen de LCR

4.4.7 ANÁLISIS CUANTITATIVO

Una vez segmentados los dos volúmenes de interés de este proyecto es necesario cuantificarlos numéricamente. Se han obtenido dos vectores de imágenes (vol. Craneal y vol. LCR) con la información morfológica de los dos volúmenes. A continuación, se cuentan cuantos píxeles por sección tiene cada uno de los vectores y se realiza una suma total. Se considera correcta la conversión de píxeles a vóxeles por existir la misma separación entre todas las secciones de las series. Y con los vóxeles contabilizados solo queda realizar una correspondencia numérica a medidas de capacidad.

La información del volumen o capacidad de cada vóxel se encuentra en el archivo DICOM de cada serie. En las series de imágenes tratadas en este proyecto esta correspondencia es de 0.45 mm^3 por cada vóxel.

$$1 \text{ vóxel} = 0.45 \text{ mm}^3$$

Ecuación 4.1. Correspondencia numérica vóxel – mm^3

Con los dos volúmenes de interés segmentados y cuantificados se da por terminado el procesamiento principal del programa y se presentará por pantalla tanto el valor numérico como la visualización de ambas morfologías. Se activan las funciones secundarias incluidas en el programa: cálculo de los planos sagital y coronal, fuerza del LCR y cálculo del Índice de Evans.



4.4.8 PLANOS ANATÓMICOS: SAGITAL Y CORONAL

Como ya se explicó en el punto 2.2 de este proyecto, los planos anatómicos son de gran utilidad para entender la morfología de las estructuras tridimensionales visualizándolas en imágenes de dos dimensiones. Por ello se ha decidido añadir una opción de visualización de los planos sagital y coronal una vez realizado el cálculo del volumen craneal y del líquido cefalorraquídeo.

Las series de imágenes correspondientes a los planos deseados se conforman reagrupando las filas y columnas de las imágenes axiales. Las imágenes coronales se generan utilizando la información de las filas de las imágenes axiales mientras que para la generación de las imágenes sagitales se utilizan las columnas. Para facilitar el entendimiento de este proceso se muestra en la *figura 4.12* un modelo 3D de los tres planos anatómicos.

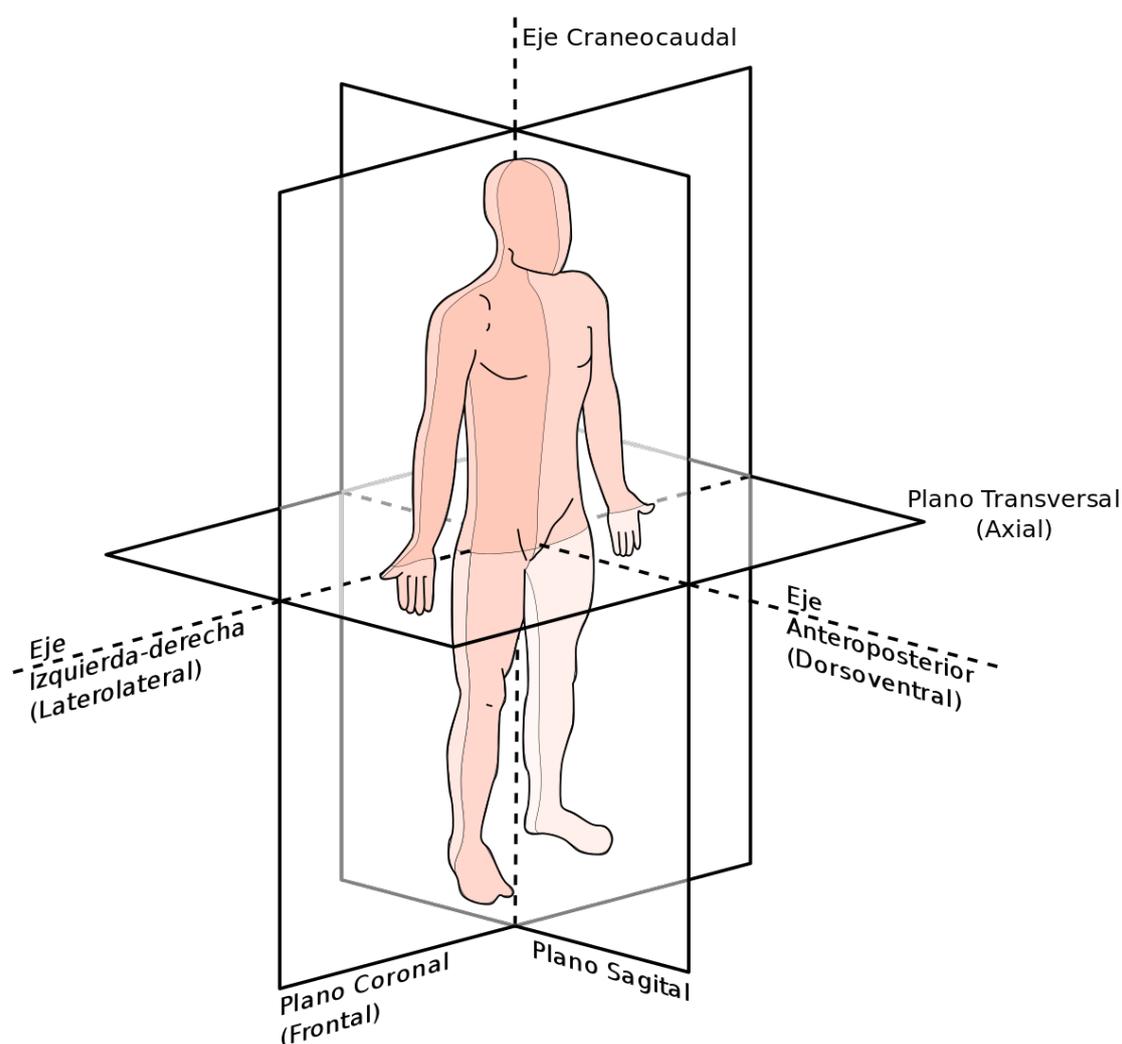


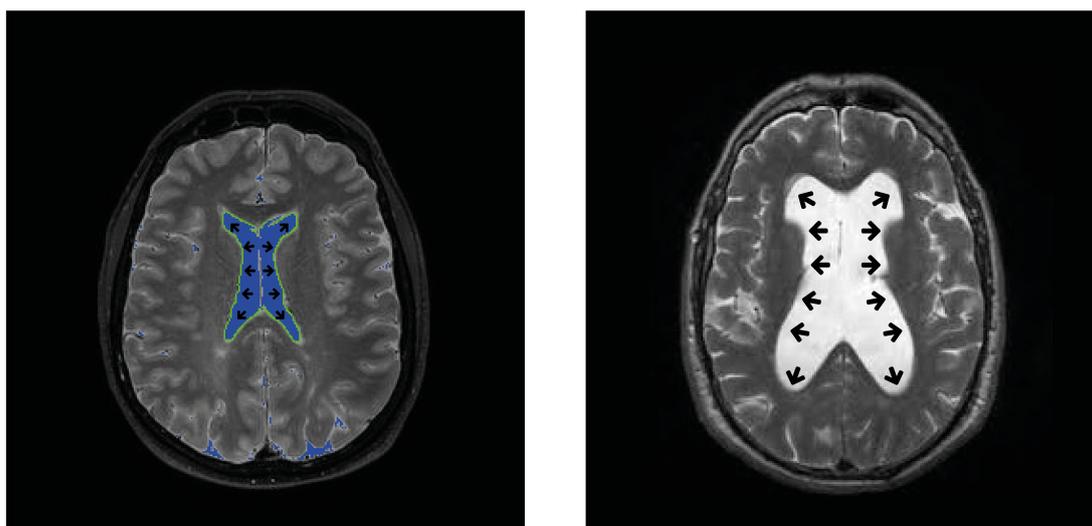
Figura 4.12. Planos anatómicos. Recuperado de <www.wikipedia.com>



4.4.9 ESFUERZO SOBRE LA MASA CEREBRAL

La presión ejercida por el líquido cefalorraquídeo hacia el cerebro está íntimamente relacionada con la degeneración del mismo, por ello cobra importancia conocer el valor de esta a la hora de establecer un diagnóstico temprano. La presión intracraneal (PIC) es medible mediante una sencilla intervención. La operación consiste en la realización de un orificio en el cráneo, a nivel frontal, a través del que se introduce un sensor que queda alojado en el espacio epidural, intracerebral o intraventricular (Consellería de Sanitat de la Generalitat Valenciana, s.f.).

Además de la presión ejercida por el LCR, el tamaño del volumen en el que se encuentra localizada la masa cerebral también juega un papel importante en la degradación neuronal. El cerebro queda “encajado” entre el sistema ventricular y el cráneo. Cuando el sistema ventricular se encuentra muy dilatado el espacio para la masa cerebral es muy reducido, en esta situación el cerebro está sometido a un mayor esfuerzo.



a) Paciente sin Hidrocefalia

a) Paciente con Hidrocefalia

Figura 4.13. Esfuerzo al que está sometida la masa cerebral en un paciente sano (a) y un paciente con Hidrocefalia (b)

El cerebro de un paciente con hidrocefalia está sometido a un mayor esfuerzo que el de un paciente sano. Con objeto de facilitar la cuantificación de estos esfuerzos, el programa diseñado realiza el cálculo del perímetro del sistema ventricular y del cráneo para poder aproximar el volumen disponible para la masa cerebral.

4.4.10 CÁLCULO DEL ÍNDICE DE EVANS

El cálculo del Índice de Evans es de gran interés por su gran aceptación dentro de la medicina como el marcador más importante de hidrocefalia. Como ya se ha explicado en el apartado 2.6.1 y en la *figura 2.11* este índice se calcula dividiendo la máxima distancia entre las astas ventriculares entre la máxima distancia entre las dos tablas del cráneo (*Ecuación 4.2*).

$$\text{Índice de Evans} = \frac{A}{E}$$

Ecuación 4.2. Cálculo del Índice de Evans

El algoritmo diseñado se basa en las morfologías del volumen craneal y del volumen de líquido cefalorraquídeo antes calculadas. Se obtienen las máximas líneas horizontales existentes dentro de ambos volúmenes y se realiza la división correspondiente. Se puede observar un ejemplo de ejecución en la *figura 4.14*.

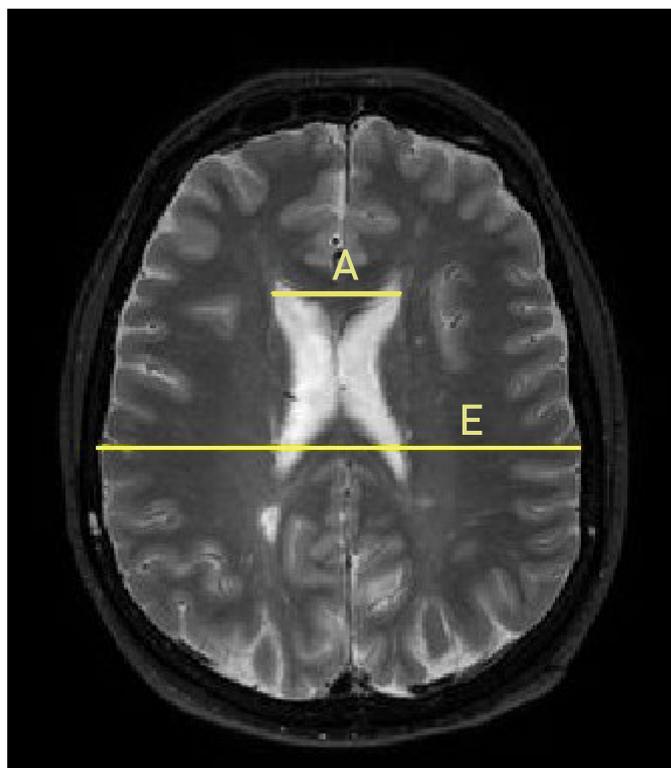


Figura 4.14. Ejemplo de ejecución de la función de cálculo del Índice de Evans



5. RESULTADOS

En este apartado se presentan los resultados de la ejecución del software diseñado para dos pacientes distintos. Con la prueba en estas dos series de imágenes se quiere comprobar la consistencia del programa en distintas situaciones.

Se ha incluido en los anexos los resultados obtenidos de forma más pormenorizada. En ellos se encuentra un resumen de catorce imágenes de las 300 obtenidas correspondientes a la morfología del volumen craneal y del volumen de líquido cefalorraquídeo.

Los resultados obtenidos en las distintas ejecuciones se han contrastado con el experto en la materia y cotutor del presente proyecto, el doctor Rodríguez Arias.

5.1. RESULTADOS PACIENTE 1

Utilizando las series de imágenes de este paciente se ha desarrollado la mayor parte del código que conforma el programa. El paciente presenta estructuras estándar tanto del sistema ventricular como del volumen craneal, por lo que se considera que no tiene ninguna patología.

Se comenzó utilizando únicamente la serie de imágenes potenciada en T1 obteniendo resultados incorrectos en la mayoría de ejecuciones. Por ello se decidió añadir al análisis la serie de imágenes potenciada en T2 con la que se obtuvieron resultados mucho mejores.

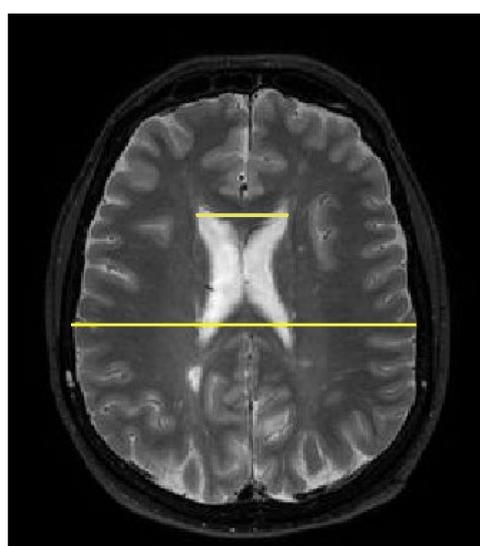
Los resultados obtenidos con la ejecución de la serie correspondiente al paciente 1 se consideran correctos. La cuantificación del volumen craneal y del volumen de LCR se encuentra dentro de los valores normales para una persona adulta sana. Además, las morfologías reflejadas en las series de imágenes de volumen craneal y de volumen de líquido cefalorraquídeo (ver Anexo 1) concuerdan con el análisis manual realizado por el especialista. En la *tabla 5.1* se muestra la cuantificación volumétrica obtenida.



MAGNITUD	CAPACIDAD (cm^3)
VOLUMEN CRANEAL	1467.73
VOLUMEN DE LCR	98.72

Tabla 5.1. Cuantificación volumétrica obtenida con la ejecución de la serie de imágenes correspondiente al paciente 1.

Se ha realizado el cálculo del Índice de Evans para varias de las secciones ventriculares, obteniendo el resultado esperado en todas ellas. Al ejecutar el programa se muestra en una imagen las dos distancias de interés (máxima distancia entre las astas ventriculares y máxima distancia entre las dos tablas del cráneo) y el valor numérico del Índice de Evans calculado siguiendo la ecuación 4.2. Este valor no ha superado en ningún caso el umbral de 0.3 por lo que corrobora que el paciente no sufre Hidrocefalia. El resultado de la ejecución se muestra en la figura 5.1.



I.Evans = 0.26

Figura 5.1. Índice de Evans obtenido con la ejecución de la serie de imágenes correspondiente al paciente 1.



5.2. RESULTADOS PACIENTE 2

Las series de imágenes correspondientes al segundo paciente se consiguieron una vez diseñada la mayor parte del software. Con ellas se pretendía probar la consistencia del programa intentando repetir los buenos resultados obtenidos con el paciente 1.

Al cargar estas imágenes en el programa es necesario realizar un recorte del fondo negro y un reescalado para poder utilizar los parámetros ajustados para el primer paciente.

El paciente presenta estructuras estándar tanto del sistema ventricular como del volumen craneal, por lo que se considera que no tiene ninguna patología.

Los resultados obtenidos con la ejecución de la serie correspondiente al paciente 2 se consideran correctos. La cuantificación del volumen craneal y del volumen de LCR se encuentra dentro de los valores normales para una persona adulta sana. Además, las morfologías reflejadas en las series de imágenes de volumen craneal y de volumen de líquido cefalorraquídeo (ver Anexo 2) concuerdan con el análisis manual realizado por el especialista. En la *tabla 5.2* se muestra la cuantificación volumétrica obtenida.

MAGNITUD	CAPACIDAD (cm^3)
VOLUMEN CRANEAL	1588.66
VOLUMEN DE LCR	105.91

Tabla 5.2. Cuantificación volumétrica obtenida con la ejecución de la serie de imágenes correspondiente al paciente 2.



Se ha realizado el cálculo del Índice de Evans para varias de las secciones ventriculares. En este caso se ha conseguido el resultado esperado en las imágenes que mostraban un contorno ventricular compacto. Sin embargo, en las imágenes que mostraban un contorno ventricular de mayor dificultad el resultado ha sido erróneo. Este error se comete debido a que el software solo contempla el cálculo del Índice de Evans para contornos ventriculares centrales compactos.

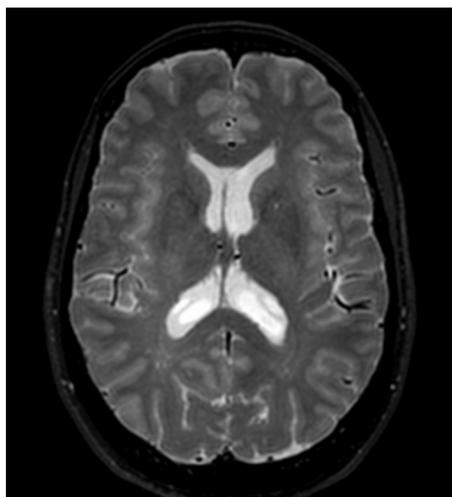
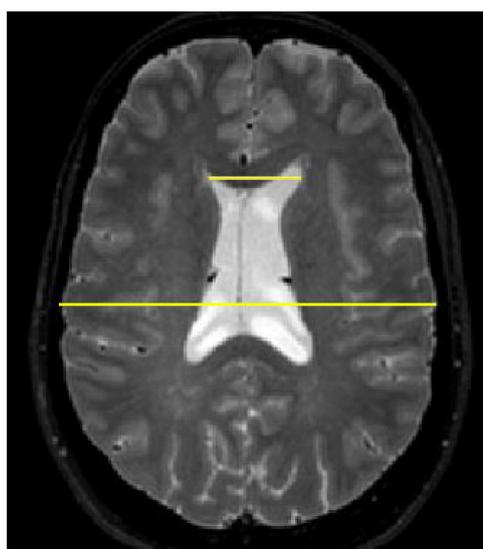


Figura 5.2. Corte de RM potenciada en T2 con sección ventricular no compacta

Para las imágenes de sección ventricular compacta el valor del Índice de Evans no ha superado el umbral de 0.3 por lo que corrobora que el paciente no sufre Hidrocefalia. El resultado de la ejecución se muestra en la figura 5.3.



I.Evans = 0.24

Figura 5.3. Índice de Evans obtenido con la ejecución de la serie de imágenes correspondiente al paciente 2.

6. CONCLUSIONES

Durante la realización de este proyecto se ha podido comprobar la gran dificultad que supone el análisis y la segmentación automática de las imágenes de resonancia magnética cerebral. Las estructuras incluidas en estas imágenes tienen niveles de gris muy similares y su morfología tridimensional adquiere formas de bastante complicación.

El software implementado se ha centrado en la cuantificación de dos estructuras: volumen craneal y volumen de líquido cefalorraquídeo. De esta forma se ha conseguido un programa rápido y eficaz en comparación con los existentes en el mercado basados en atlas de comparación.

Los resultados obtenidos pueden considerarse en general correctos y de bastante precisión. Sin embargo, solo se ha podido ejecutar el software implementado en dos pacientes. Un número escaso para poder afirmar una consistencia total del programa.

La experiencia de trabajo multidisciplinar entre el ámbito ingenieril, dirigido por Eusebio de la Fuente, y el ámbito de la neurocirugía, dirigido por el doctor Rodríguez Arias, ha sido del todo enriquecedora. Estos dos campos pueden complementarse ampliamente y surgir de esta sinergia multitud de avances tecnológicos y médicos.

A la vista de los prometedores resultados obtenidos en este proyecto es de gran interés seguir esta línea de investigación. Continuando con el desarrollo del software diseñado hasta el momento y complementándolo con una interacción más cercana con el ámbito hospitalario se puede lograr el objetivo de un programa de segmentación de estructuras cerebrales totalmente automático. Esta interacción más cercana supondría la mayor facilidad de acceso a imágenes médicas de resonancia magnética y un mayor seguimiento por parte del personal especializado sobre las segmentaciones obtenidas en cada modificación del programa.



7. BIBLIOGRAFÍA

Bromage T.G, McMahon J.M, Thackeray J.F, et al. (2008). “Craniofacial architectural constraints and their importance for reconstructing the early Homo skull KNM-ER 1470”. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 33 (1): 43-54. [En línea] Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19093651> [Accedido: 5-jul-2019]

Consellería de Sanitat de la Generalitat Valenciana (Sin fecha). “Monitorización de la presión intracraneal (PIC)”. [En línea] Disponible en: <http://www.san.gva.es/documents/151744/512084/Monitorizacion+de+la+presion+intracraneal.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Fischl, B (2013). “Neuroimage”, *FreeSurfer*, 2013 Aug 15; 62(2): 774-781. [En línea] Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3685476/#R86> [Accedido: 5-jul-2019]

Fustinoni, O (2002). “Cuadernos de Medicina Forense”, *Deterioro cognitivo y demencia*, N°1, Pág.39-44,

Gili, J (Sin Fecha). *Introducción biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen*, V: 03-2, Registro Propiedad Intelectual: B-5124-02. Barcelona. [En línea] Disponible en: <http://www.vetcomunicaciones.com.ar/uploadsarchivos/libro.gili.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Gottesfeld, L (1992). “A survey of image registration techniques”, *ACM Computing Surveys (CSUR) archive*.

Hanayik, Taylor (2019). FMRIB Software Library v6.0. [En línea] Disponible en: <https://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/fslwiki> [Accedido: 5-jul-2019]

Jiménez, L y Rodríguez, D.L (2017). “Desarrollo de una aplicación para la cuantificación volumétrica del sistema ventricular cerebral a partir de imágenes de resonancia magnética”, trabajo de fin de máster, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, Colombia, 2017.



Lobo, Antonio (2001). “Revalidación y normalización del Mini-Examen Cognoscitivo (primera versión en castellano del Mini-Mental Status Examination) en la población general geriátrica”, enero 2001. [En línea] Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Tirso_Faci/publication/232425808_Revalidacion_y_normalizacion_del_Mini-Examen_Cognoscitivo_primera_version_en_castellano_del_Mini-Mental_Status_Examination_en_la_poblacion_general_geriatrica/links/53ea354a0cf2dc24b3cb1491/Revalidacion-y-normalizacion-del-Mini-Examen-Cognoscitivo-primera-version-en-castellano-del-Mini-Mental-Status-Examination-en-la-poblacion-general-geriatrica.pdf [Accedido: 5-jul-2019]

López, S (Sin fecha). “Un diagnóstico precoz de la demencia mejora la calidad de vida del paciente”. [En línea] Disponible en: <http://www.riojasalud.es/alianza-riojana/un-diagnostico-precoz-de-la-demencia-mejora-la-calidad-de-vida-del-paciente> [Accedido: 5-jul-2019]

Manjón, J. V (2006). “Segmentación Robusta de Imágenes de RM cerebral”, Tesis sometida al Departamento de Física Aplicada de la Universidad Politécnica de Valencia para la obtención del Grado de Doctor, Valencia, 2006. [En línea] Disponible en: <http://personales.upv.es/jmanjon/tesis.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Mucientes, D (2018). “Valoración del volumen de LCR y sus implicaciones mediante procesamiento de imágenes MRI”, trabajo fin de grado, Universidad de Valladolid-Escuela de Ingenierías industriales, Valladolid, 2018. [En línea] Disponible en: <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/31121> [Accedido: 5-jul-2019]

National Academy of Sciences (2001). “Una ventana abierta a la curación de la mente y el cuerpo: el desarrollo de la resonancia magnética”. [En línea] Disponible en: <http://www7.nationalacademies.org/spanishbeyonddiscovery/El%2odesarrollo%2o de%2ola%2oresonancia%2omagn%C3%A9tica.html> [Accedido: 5-jul-2019]

National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB) (Sin Fecha). “Tomografía Computarizada (TC). ¿Cómo funciona la TC?” [En línea] Disponible en: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc> [Accedido: 5-jul-2019]



Netter, Frank H. *Atlas de Anatomía Humana*, 6 ed. Barcelona: Elsevier Masson, Pág 8 – 110, 2014.

Pérez-Neri, I (2014). “Dinámica del líquido cefalorraquídeo y barrera hematoencefálica”, *Arch Neurocién (Mex)* Vol. 20, No. 1: 60-64, 2014. [En línea] Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/arcneu/ane-2015/ane151g.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Poca, M.A y Sahuquillo, J (Sin fecha). “Actualizaciones en el diagnóstico y tratamiento de la hidrocefalia <normotensiva> (hidrocefalia crónica del adulto)”, Hospital Universitario Vall d’Hebron, Barcelona. [En línea] Disponible en: <http://www.aemc-chiari.com/PDF/Actualizaciones%20Diagnostico%20y%20Tto%20de%20HCA.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Riklin, T, Kodner, B y Gordon , S.H (2017). “Atlas of Classifiers for Brain MRI Segmentation” [En línea] Disponible en: http://www.eng.biu.ac.il/goldbej/files/2012/05/Riklin_2017.pdf [Accedido: 5-jul-2019]

Rivera, D. M (2011). “Resonancia magnética cerebral: secuencias básicas e interpretación”, no 292, junio 2011. [En línea] Disponible en: <file:///C:/Users/David/Downloads/16096-Texto%20del%20art%C3%ADculo-80010-1-10-20180117.pdf> [Accedido: 5-jul-2019]

Rodríguez, A (2015). “OpenCV: Librería de Visión por Computador”. [En línea] Disponible en: <https://osl.ull.es/software-libre/opencv-libreria-vision-computador/> [Accedido: 5-jul-2019]

Sentíes, H. y Estañol, B (2006). “Demencias reversibles y demencias tratables”, *REV NEUROL*, 43 (2): 101-112, julio 2006. [En línea] Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Bruno_Estanol/publication/6947864_Reversible_dementias_and_treatable_dementias/links/0a85e5309234207ab2000000/Reversible-dementias-and-treatable-dementias.pdf [Accedido: 5-jul-2019]

Sevillano, Cacabelos y Cacho (2011). “Alteraciones del líquido cefalorraquídeo y de su circulación: hidrocefalia, pseudotumor cerebral y síndrome de presión baja”, *Medicine*, 10(71):4814-24, 2011.



The FIL Methods group (2019). “Statistical Parametric Mapping”. [En línea] Disponible en: <https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/> [Accedido: 5-jul-2019]

Torres, J (Sin fecha). “Una imagen vale más que mil palabras”. *Informe sobre la Vision Artificial de Minsait by Indra*. [En línea] Disponible en: https://www.minsait.com/sites/default/files/newsroom_documents/unaimagenvalemasquemilpalabras.pdf [Accedido: 5-jul-2019]

Universidad Politécnica de Madrid (Sin Fecha). Dpto. Electrónica, Automática e Informática Industrial. Apuntes de Visión Artificial. [En línea] Disponible en: <http://www.elai.upm.es/moodle/mod/resource/view.php?id=452> [Accedido: 5-jul-2019]

Vázquez, M. J (Sin Fecha). “Suturas o sinartrosis craneales de un adulto”. Recuperado de: *Anatomía del Sistema Nervioso*. [En línea] Disponible en: <https://sites.google.com/site/anatomiadelsn/huesos-del-craneo/neurocraneo> [Accedido: 5-jul-2019]

Vitah Arquitectura (Sin Fecha). “Ressonância Magnética – Sala de exames”. [En línea] Disponible en: <http://vitaharquitetura.com.br/projetos/sala-de-ressonancia-magnetica/> [Accedido: 5-jul-2019]

