



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID  
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Electrónica y Automática

Valoración del volumen de LCR y sus  
implicaciones mediante procesamiento de  
imágenes MRI

Autor:

Mucientes Rueda, David

Tutores:

De la Fuente López,

Eusebio

Departamento de Ingeniería  
de Sistemas y Automática

Rodríguez Arias,

Carlos Alberto

Departamento de Cirugía, Oftalmología, Otorrinolaringología y  
Fisioterapia

Valladolid, Julio de 2018



## Resumen

La hidrocefalia cerebral es una patología por la cual la cantidad de líquido cefalorraquídeo presente en las cavidades ventriculares del cerebro aumenta considerablemente, agrandado dichos ventrículos.

Gracias a las imágenes cerebrales obtenidas por resonancias magnéticas, el personal sanitario es capaz de determinar si un paciente padece una hidrocefalia observando el tamaño de sus ventrículos cerebrales y viendo si tienen el tamaño típico de una persona afectada o no por la patología.

Sin embargo, en la actualidad no existe una herramienta que cuantifique la superficie y el volumen de dichos ventrículos, por lo que conocer los efectos que produce la presión del líquido cefalorraquídeo en el interior del cerebro resulta imposible. Este Trabajo de Fin de Grado se propone un sistema de análisis de las imágenes obtenidas por resonancia magnética para poder obtener una cuantificación del área de la superficie de los ventrículos cerebrales de un paciente así como su volumen.

## Summary

Hydrocephalus is a condition in which there is an accumulation of cerebrospinal fluid within the brain ventricles, which grow in size as a result.

Thanks to brain mapping images obtained by magnetic resonance imaging, doctors can determine if a patient suffers from hydrocephalus looking at the size of their ventricles and comparing it to a healthy person's size.

At the moment, a tool capable of determining the area and volume of the ventricles does not exist, which makes calculating intracranial pressure impossible. The aim of this dissertation is to develop a software tool capable of measuring the area and volume of the brain's ventricles from MRI images.

## **Palabras clave**

Hidrocefalia; Resonancia magnética; Nube de puntos; Reconstrucción 3D.

## **Keywords**

Hydrocephalus; Magnetic resonance; Point cloud; Surface reconstruction.

## **Agradecimientos**

A mi familia, por todo su apoyo, y a Carlos y Eusebio, mis tutores, por toda su ayuda para completar este trabajo.

# Índice

<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>1</b>
1.1	Objetivos . . . . .	1
1.2	Ventrículos cerebrales . . . . .	2
1.2.1	Función . . . . .	2
1.2.2	Morfología . . . . .	3
1.2.3	Patologías comunes de los ventrículos . . . . .	5
1.2.4	Planos anatómicos . . . . .	7
1.3	Líquido cefalorraquídeo . . . . .	8
1.3.1	Función . . . . .	8
1.3.2	Formación . . . . .	9
1.3.3	Circulación . . . . .	9
1.3.4	Extracción . . . . .	10
1.3.5	Alteraciones . . . . .	11
<b>2</b>	<b>Estructura cerebral</b>	<b>13</b>
<b>3</b>	<b>Hidrocefalias</b>	<b>21</b>
3.1	Clasificación . . . . .	22
3.2	Importancia del diagnóstico de la HCA . . . . .	25
<b>4</b>	<b>Procesamiento de imágenes</b>	<b>27</b>
4.1	Fundamentos . . . . .	27
4.1.1	Representación digital de espacios 3D . . . . .	27
4.1.2	Conceptos de procesamiento de imágenes aplicados a imágenes MRI . . . . .	29
4.1.3	Modelo Gaussiano mixto . . . . .	30
4.1.4	Vecindad y conectividad . . . . .	31
4.1.5	Segmentación de imágenes . . . . .	33
4.1.6	Técnicas de segmentación . . . . .	33
4.2	Obtención de nubes de puntos mediante técnica de múltiples vistas . . . . .	39
4.3	Técnicas de obtención de imágenes cerebrales . . . . .	44
4.3.1	Resonancia magnética . . . . .	44
4.3.2	Tomografía axial computerizada . . . . .	48
4.3.3	Formato DICOM . . . . .	50

4.3.4	Formato NIFTI . . . . .	50
4.4	OpenCV y Point Cloud Library . . . . .	51
4.5	Algoritmos basados en modelos de contorno activos o snakes .	51
4.5.1	Energía interna . . . . .	52
4.5.2	Energía de la imagen . . . . .	53
4.5.3	Función de terminación . . . . .	53
4.5.4	Optimización de energía mediante gradiente descendente	54
4.5.5	Aproximación discreta . . . . .	54
4.6	Software de análisis cerebral FSL . . . . .	58
<b>5</b>	<b>Primera solución planteada. Análisis capa a capa</b>	<b>65</b>
5.1	Planteamiento . . . . .	65
5.2	No viabilidad práctica de la solución . . . . .	70
<b>6</b>	<b>Segundo planteamiento de solución. Reconstrucción tridi-</b>	
	<b>mensional</b>	<b>73</b>
6.1	Planteamiento . . . . .	73
6.2	Algoritmo de reconstrucción . . . . .	76
6.2.1	Algoritmo avaro . . . . .	76
6.2.2	Algoritmo de Poisson [21] . . . . .	77
6.3	Cálculo de la superficie y el volumen de la triangulación de una nube de puntos . . . . .	79
6.4	Problemas que presenta la solución . . . . .	80
<b>7</b>	<b>Resultados obtenidos</b>	<b>83</b>
7.1	Paciente con hidrocefalia (T2) . . . . .	83
7.2	Paciente con hidrocefalia (T1) . . . . .	84
7.3	Paciente con hidrocefalia (T1 1mm) . . . . .	86
7.4	Paciente sin hidrocefalia . . . . .	89
7.5	Limpieza de las nubes de puntos . . . . .	93
<b>8</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>99</b>
<b>9</b>	<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>103</b>

## Lista de figuras

1	Tercer ventrículo (naranja), y cuarto ventrículo (rojo). . . . .	4
2	Estructura interna de los ventrículos cerebrales. . . . .	7
3	De izquierda a derecha, planos axial, sagital y coronal del cerebro de una persona. . . . .	7
4	Lóbulo frontal. . . . .	14
5	Lóbulo parietal. . . . .	14
6	Lóbulo temporal. . . . .	15
7	Lóbulo occipital. . . . .	15
8	Cuerpo estriado (en rojo, simétrico). . . . .	15
9	Localización de sistema límbico . . . . .	16
10	Tálamo cerebral. . . . .	17
11	Tronco encefálico. . . . .	17
12	Cerebelo. . . . .	18
13	Esquema de la composición cerebral de sustancias gris y blanca. . . . .	20
14	Primera ventriculografía (1918). . . . .	22
15	Comparación del cráneo de un bebé con y sin hidrocefalia. . . . .	23
16	Imágenes de un caso crónico de hidrocefalia. . . . .	24
17	Relación entre píxeles y vóxeles. . . . .	29
18	Histograma de una capa de radiografía cerebral MRI. . . . .	31
19	Diferencia entre conectividad-4 y conectividad-8. . . . .	32
20	Una representación de la estructura interna del cerebro a través de una radiografía MRI. . . . .	34
21	La erosión reduce la dimensión de los elementos de una imagen conservando su forma original. . . . .	36
22	Operación de cierre. . . . .	36
23	Algoritmo snake, en su estado inicial (azul) y en el estado de mínima energía (rojo). . . . .	38
24	Aislamiento de morfologías heterogéneas con algoritmo Watershed. . . . .	38
25	Cada rayo de luz que incide en los sensores de la cámara se asocia a una posición en la imagen. . . . .	39
26	Obtención de la distancia de un punto de la imagen hasta la cámara por triangulación. . . . .	40
27	Muestreo inverso. Caso de puntos coincidentes al mismo punto en el espacio. . . . .	41



28	Muestreo inverso. Caso de puntos no coincidentes. . . . .	41
29	Reconstrucciones utilizando la función de consistencia. . . . .	42
30	Reconstrucción utilizando la regla de la optimización de mínimas áreas. . . . .	43
31	Principio de funcionamiento de la resonancia magnética. . . . .	44
32	Principio de funcionamiento de la obtención de imágenes me- diante resonancias magnéticas. . . . .	45
33	Suma de las proyecciones de una TC. . . . .	49
34	Diferencia de tonalidades de gris debido al distinto contenido en agua de cada componente cerebral. . . . .	56
35	Algoritmo snake encontrando la forma de los ventrículos cere- brales. . . . .	57
36	Ruido de fondo y partes de ventrículo subdividido en las dis- tintas imágenes de los contornos ventriculares. . . . .	66
37	Aparición de múltiples subdivisiones de las cavidades según avanzamos por las capas de ventrículo. . . . .	68
38	Distancia relativa entre los centros de varios píxeles. . . . .	69
39	Aproximación del área y volumen de dos capas con forma ar- bitraria a un tronco de cono. . . . .	70
40	Archivo de coordenadas para una capa de una secuencia de imágenes de ventrículo extraído. . . . .	74
41	La misma nube de puntos con distintos parámetros para la distancia entre capas. . . . .	74
42	Reconstrucción incompleta debida a una mala sintonización del algoritmo. . . . .	77
43	Resultado obtenido a partir del algoritmo de Poisson (vista frontal). . . . .	78
44	Incorrección anatómica generada por el algoritmo de Poisson. . . . .	80
45	Detalle del límite de las cavidades ventriculares. . . . .	81
46	Estructuras sobrantes(encima de la línea roja) en una nube de puntos T2 sin limpiar. . . . .	84
47	Vista superior de la nube de puntos T2. . . . .	84
48	Detalle frontal de puntos faltantes en la nube. . . . .	85
49	Reconstrucción de la nube con algoritmo avaro. . . . .	85
50	Nube de puntos T1 sin limpiar. . . . .	86
51	Vista de la nube desde otro ángulo. . . . .	86
52	Reconstrucción con algoritmo avaro de la nube T1 sin limpiar. . . . .	87
53	Detalle de los agujeros de la nube de puntos de alta resolución. . . . .	88

54	Misma nube vista desde otro ángulo. . . . .	88
55	Nube reconstruída con algoritmo avaro. . . . .	88
56	Nube de puntos correspondiente a un paciente sano. . . . .	89
57	Detalle de los puntos sobrantes en la nube sin limpiar. . . . .	90
58	Vista superior de la nube. . . . .	90
59	Reconstrucción con algoritmo avaro. . . . .	91
60	Detalle de perfil de la reconstrucción. . . . .	91
61	Tercera vista de la reconstrucción. . . . .	92
62	Estructuras sobrantes vistas en detalle. . . . .	92
63	Puntos marcados para limpieza en la nube de puntos T1. . . . .	94
64	Vista de la limpieza desde otro ángulo. . . . .	94
65	Tercera vista de la limpieza. . . . .	95
66	Puntos marcados para limpieza en nube de puntos T2. . . . .	96
67	Vista desde otro ángulo. . . . .	96
68	Vista sagital de la estructura. . . . .	97
69	Limpieza de la nube del paciente sano. . . . .	97
70	Vista desde otro ángulo de la limpieza. . . . .	97

# Lista de tablas

- 1 Tabla de datos numéricos obtenidos de las distintas recon-  
strucciones. . . . . 93
- 2 Tabla de datos numéricos obtenidos de las reconstrucciones  
limpiadas. . . . . 95



# Capítulo 1 - Introducción

El desarrollo de este trabajo viene a dar respuesta a una necesidad de carácter médico y de investigación.

El propósito del mismo es el de ser una herramienta que permita al personal sanitario obtener datos sobre las cavidades ventriculares del cerebro de una persona, y de tal manera ayudar en el importante trabajo de investigación que realizan, como analizar, diagnosticar y tratar diversas patologías como las hidrocefalias. Al no existir una herramienta que permita realizar dicha tarea, y vista la necesidad de la existencia de una, nace la justificación para este trabajo.

La tecnología siempre ha estado presente en los avances de la medicina, y en estos tiempos en los que la capacidad de cálculo de los procesadores evoluciona y prospera a pasos cada vez más acelerados, obteniendo la posibilidad de procesar imágenes cada vez más detalladas y complejas, es necesario que la medicina se sirva una vez más de ésta para avanzar y mejorar sus técnicas y estudios.

## 1.1 Objetivos

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de una aplicación de procesamiento de imagen que sirva de herramienta a estudios posteriores para el cálculo de la presión en el interior del cerebro.

La herramienta, a partir de la información obtenida por resonancia magnética (MRI) permitirá cuantificar el volumen y la superficie de pared ventricular de los ventrículos cerebrales, para su utilización como pruebas o datos científicos en estudios médicos posteriores sobre la relación entre dichas características del cerebro de una persona y diversas patologías que podrían derivar de ellas.

Dicho software deberá ser capaz de interpretar imágenes del cerebro del paciente obtenidas mediante resonancias magnéticas (MRI), procesarlas mediante diversas técnicas de procesamiento de imágenes y poder dar una estimación sobre la superficie de pared ventricular y sobre el volumen total de ventrículo presentes en dichas imágenes, con un cierto grado de exactitud.

Para lograr desarrollar dicho software se han planteado varias estrategias de procesamiento de las imágenes con diferentes grados de satisfacción. A lo largo del desarrollo del presente documento se relatarán en detalle dichos

procedimientos y se discutirán las distintas ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos.

## **1.2 Ventriculos cerebrales**

### **1.2.1 Función**

Los ventrículos cerebrales están llenos de líquido cefalorraquídeo. Este líquido se forma, en gran parte, en los plexos coroideos, que son estructuras vasculares muy pequeñas, que filtran el plasma sanguíneo para crearlo. Este ejerce importantes funciones en nuestro sistema nervioso central, por eso hay tantos espacios en el cerebro que lo contienen. Además, el líquido cefalorraquídeo da flotabilidad al cerebro, esto contribuye a reducir el peso de éste. Así, se disminuye la presión en la base del cerebro que existiría si éste no estuviera rodeado del líquido.

La flotabilidad permite disminuir el peso de unos 1400 gramos hasta unos 50 gramos. Las principales funciones de los ventrículos cerebrales son:

- Permitir que el líquido cefalorraquídeo circule por las estructuras del sistema nervioso central, con ellos se consigue mantener una adecuada homeostasis interna, permitiendo la circulación de sustancias importantes para regular las funciones de nuestro cuerpo.
- Permitir defendernos de agentes externos que pueden ser peligrosos para el cerebro, es decir, aporta una protección inmunológica. Asimismo, mantiene a las estructuras nerviosas nutridas, eliminando sus desechos.
- Mantener una presión intracraneal adecuada. Gracias a los ventrículos craneales se puede compensar los cambios de volumen sanguíneo dentro del cerebro para que no aumente ni disminuya la presión intracraneal.
- Actúan como amortiguador al estar llenos de líquido, así evitan daños cerebrales debidos a golpes u otras lesiones en el cráneo.

En definitiva, los ventrículos sirven para que el líquido cefalorraquídeo llegue a las estructuras más internas de nuestro cerebro, aumentando la protección de éste frente a los traumas y manteniendo los tejidos nutridos, libres de desechos y de sustancias amenazadoras.

### **1.2.2 Morfología**

Los ventrículos son las cavidades más grandes del sistema ventricular. Existe uno en el interior de cada hemisferio, dividiéndose en ventrículo derecho y ventrículo izquierdo, llamados en conjunto ventrículos laterales.

Los ventrículos laterales tienen forma de C (ver figura 2). Cada uno de ellos se divide en una parte central, compuesta del cuerpo y el triángulo o atrio, y tres extensiones laterales o “cuernos”.

La parte central está situada en el lóbulo parietal (ver figura 5). En la zona inferior lateral encontramos el tálamo dorsal y la cola del núcleo caudado, y en el suelo está la parte anterior del fórnix, el plexo coroideo, la superficie dorso-lateral del tálamo, la estría terminal y parte del núcleo caudado.

Los ventrículos laterales se conectan con el tercer ventrículo a través de dos agujeros interventriculares, también denominados agujeros de Monro. Estos agujeros se sitúan entre el tálamo y la parte anterior del fórnix (ver figura 2).

Los ventrículos laterales poseen cuernos que se proyectan en los lóbulos occipitales, frontales y temporales. El volumen de estos ventrículos aumenta con la edad.

La estructura ventricular del cerebro está formada por cuatro ventrículos, a saber, el primero y el segundo que son los llamados laterales, son simétricos. Tienen forma de C y de su parte central parten diferentes partes denominadas astas, siendo la parte anterior conocida como asta frontal, la inferior como asta temporal y la posterior como asta occipital, por la parte del cerebro en que se encuentra cada una (ver figuras 4, 5, 6 y 7).

El tercer ventrículo se encuentra entre los dos laterales, comunicándose con estos a través de los agujeros de Monro. Este ventrículo presenta además una cavidad pasante en su lateral conocida como adhesión intertalámica, y presenta diversos recesos, a saber, infundibular, pineal y suprapineal.

El cuarto ventrículo se encuentra en la parte inferior de toda la estructura, y es en tamaño bastante más pequeño que los otros tres. Está conectado al tercer ventrículo mediante el acueducto mesencefálico de Silvio. Presenta tres aberturas, dos simétricas laterales, llamadas agujeros de Luschka, y una central conocida como agujero de Magendie (ver figura 2). También presenta recesos simétricos. Este ventrículo conexas mediante un fino conducto a la médula espinal.

El tercer ventrículo consiste en una ranura estrecha que encuentra en el

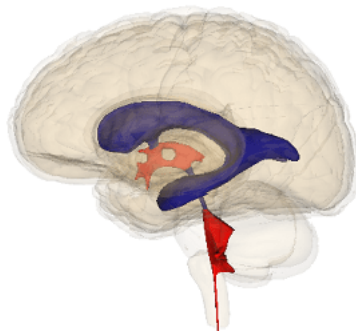


Figura 1: Tercer ventrículo (naranja), y cuarto ventrículo (rojo).

diencéfalo del cerebro, entre el tálamo derecho y el izquierdo. Se conecta con el cuarto ventrículo a través del acueducto cerebral o también llamado acueducto de Silvio, que desciende a través del cerebro medio. Su superficie anterior posee dos protuberancias:

- El receso supraóptico: que se encuentra sobre el quiasma óptico.
- El receso infundibular: que se localiza encima del tallo óptico.

El cuarto ventrículo está en la parte inferior del sistema ventricular. Se encuentra en el tronco del encéfalo, en la zona donde se unen el puente de Varolio y la médula oblonga (ver figura 11). Su parte inferior está constituida por una parte del romboencéfalo, llamada fosa romboidal.

El cuarto ventrículo se localiza debajo del cerebro medio, posterior a la protuberancia, delante del cerebelo y sobre el bulbo raquídeo. Se comunica con dos canales diferentes:

- Canal espinal central, que permite al líquido cefalorraquídeo llegar a la médula espinal.
- Cisternas subaracnoideas, que permiten que el líquido cefalorraquídeo llegue a las meninges, a un lugar llamado espacio subaracnoideo. El espacio subaracnoideo cubre todo el encéfalo permitiendo que este líquido rodee toda la estructura. <sup>1</sup>

---

<sup>1</sup>El espacio subaracnoideo se puede describir a grandes rasgos como el espacio que existe entre los pliegues del cerebro.



En las cisternas subaracnoideas el líquido cefalorraquídeo se vuelve a reabsorber. El cuarto ventrículo se comunica con espacio subaracnoideo a través del foramen lateral de Luschka y mediante el agujero mediano de Magendie, que se encuentra en el techo del ventrículo.

### **1.2.3 Patologías comunes de los ventrículos**

- **Meningitis:** La meningitis es una enfermedad en la que se inflaman las meninges del cerebro y la médula espinal, es decir, las capas que lo cubren y que contienen el líquido cefalorraquídeo. Suele originarse por virus, hongos o bacterias, produciéndose un aumento de la presión intracraneal y dificultades para la circulación del líquido cefalorraquídeo. Se acompaña de dolor de cabeza, deterioro cognitivo, náuseas, sensibilidad a la luz, fiebre repentina, debilidad muscular, etc.
- **Ventriculitis:** La ventriculitis, como su nombre indica, es la inflamación de los ventrículos cerebrales, que abarca a las cuatro cavidades. La ventriculitis es una complicación grave de cualquier meningitis. Está ligada a la ausencia de tratamiento con antibióticos. Viene acompañada de hidrocefalia y se asocia con la aracnoiditis, encefalitis, cerebritis y encefalomielitis.
- **Esquizofrenia:** Algunos científicos han encontrado vínculos entre la esquizofrenia y la extensión de los ventrículos cerebrales. En concreto, parecer ser que los esquizofrénicos tienen unos ventrículos más grandes que las personas sanas. No obstante, no está claro si son los trastornos mentales los que dan lugar al agrandamiento de los ventrículos o si es la dilatación ventricular la que es responsable de los trastornos mentales. Por otra parte, también pueden producirse obstrucciones en el sistema ventricular debidas a tumores, quistes, traumatismos, anomalías en el desarrollo, malformaciones vasculares (aneurismas), etc.

Por otro lado, es frecuente observar una asimetría en los ventrículos laterales en escáneres cerebrales. En un artículo en el que se estudió la asimetría de los ventrículos del cerebro fetal humano, se encontró que esta suponía una variante normal que no implicaba ninguna patología. Lo que ayuda a determinar que la asimetría es una variante anatómica y no una patología, es que, normalmente, en la variante, los cuernos

temporales son del mismo tamaño e incluso, a veces, el contralateral está más dilatado.

- **Atrofia cerebral:** También se ha observado que los ventrículos se expanden en enfermedades neurodegenerativas, paralelamente a la atrofia cerebral. Esto es lo que ocurre, por ejemplo, en la enfermedad de Alzheimer.
- **Hidrocefalia:** La hidrocefalia es la acumulación de líquido cefalorraquídeo en los ventrículos cerebrales al no absorberse éste como debería. Si no se trata, provoca presión intracraneal elevada y atrofia cerebral. En los escáneres cerebrales se observan los ventrículos muy dilatados (ver figura 16). Hay dos tipos de hidrocefalia según sus causas:
  - **Hidrocefalia comunicante:** ocurre cuando el líquido se acumula sin que existan obstrucciones en la circulación. Suele deberse al deterioro de las granulaciones aracnoideas que reabsorben el líquido cefalorraquídeo.
  - **Hidrocefalia no comunicante u obstructiva:** se debe a una obstrucción dentro del sistema ventricular. Normalmente suelen encontrarse en el acueducto cerebral, el que une el tercer y cuarto ventrículos.

Los síntomas de la hidrocefalia son: dolores de cabeza, somnolencia, pérdida de coordinación, visión borrosa, convulsiones, náuseas, además de cambios cognitivos como problemas para mantener la atención o retraso psicomotor.

Si este proceso se produce antes de que se hayan fusionado las fontanelas, es decir, antes de unirse las distintas regiones del cráneo, se puede observar macrocefalia. En ésta, el tamaño del cráneo crece anormalmente (ver figura 15). Este caso se presenta únicamente en bebés, pues son los que no tienen la estructura craneal aún desarrollada completamente.

En adultos es más probable que se compriman y lesionen los tejidos adyacentes al cráneo. [1]

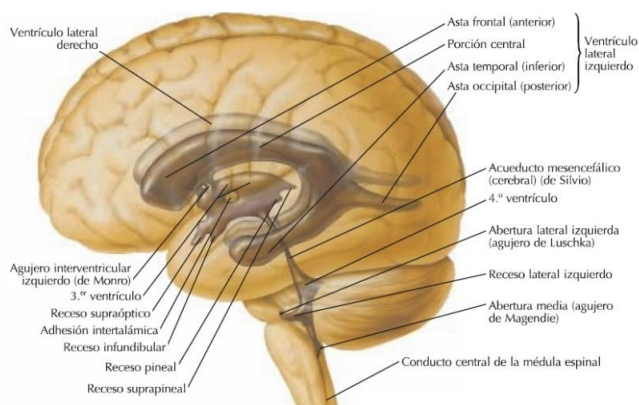


Figura 2: Estructura interna de los ventrículos cerebrales.

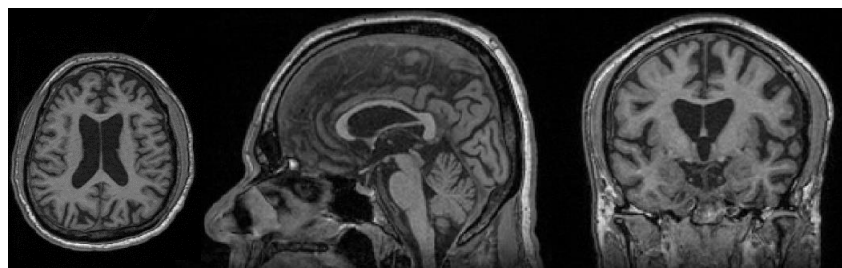


Figura 3: De izquierda a derecha, planos axial, sagital y coronal del cerebro de una persona.

### 1.2.4 Planos anatómicos

Los planos anatómicos son de gran utilidad para el entendimiento de la ubicación, forma y tamaño de las diferentes estructuras anatómicas que componen las imágenes médicas. Se pueden definir como cortes imaginarios que se le practican al cuerpo o a alguna de sus partes. Existen tres planos fundamentales que sirven como referencia para la localización espacial: axial o transversal, sagital y coronal (ver figura 3).

El plano axial divide el cuerpo horizontalmente en parte superior e inferior. Por su parte, el plano sagital se proyecta como un perfil al dividir el cuerpo en partes derecha e izquierda, y está alineado con la sutura sagital<sup>2</sup> del cráneo. Finalmente, el plano coronal o también llamado frontal es aquel

---

<sup>2</sup>Las suturas del cráneo son las articulaciones que unen los huesos que componen el cráneo. La sutura sagital une los huesos parietales, que forman ambos lados del cráneo.

que va de izquierda a derecha, separando la parte anterior de la posterior (está alineado con la sutura coronal del cráneo).

## 1.3 Líquido cefalorraquídeo

### 1.3.1 Función

El líquido cefalorraquídeo tiene varias funciones importantes, como:

- Proteger el sistema nervioso central. Este líquido, junto con las meninges, posee una función amortiguadora dentro del cráneo. Es decir, reduce los impactos exteriores. Así, frente a cualquier golpe o contusión, lo amortigua para sufrir menos daños.
- Mantener una homeostasis interna.<sup>3</sup>
- Permitir la circulación de sustancias neuromoduladoras. Estas sustancias son muy importantes para la regulación de funciones vitales, y consiste en hormonas del hipotálamo e hipófisis y quimiorreceptores.
- Protección inmunológica: Protege al sistema nervioso central de agentes externos que podrían causar enfermedades. De esta forma, desempeña una protección inmunológica que también es necesaria en esta parte del organismo.
- Excreción de desechos: La circulación unidireccional del líquido cefalorraquídeo hacia la sangre permite eliminar del cerebro sustancias potencialmente dañinas.
- Nutrición: Como el tejido ependimario y las capas cerebrales piamadre y aracnoides son avasculares (no circula la sangre por ellas), no reciben los nutrientes de la sangre. Sin embargo, como el líquido cefalorraquídeo se comunica con el sistema vascular, éste puede captar los nutrientes que allí se encuentran y transportarlos a dichos tejidos.
- Mantener una presión adecuada: El líquido cefalorraquídeo fluye compensando los cambios de volumen de sangre intracraneal que

---

<sup>3</sup>Condición de estabilidad del sistema frente a cambios en el entorno. Es decir, el líquido cefalorraquídeo se encarga del transporte de sustancias y nutrientes para regular el cerebro.

pueden darse ocasionalmente. De esta manera, mantiene una presión intracraneal constante.

- Flotabilidad: El peso del cerebro humano se encuentra entre unos 1200 y 1400 gramos. Sin embargo, su peso neto suspendido en el líquido cefalorraquídeo equivale a 25 gramos [4]. Por tanto, en el cerebro existe una flotabilidad neutra que le permite mantener su densidad sin verse afectado por su propio peso. Si no estuviera rodeado de líquido, la sangre no podría fluir correctamente por el cerebro. Como consecuencia, las neuronas situadas en la parte inferior de éste morirían[4].

### **1.3.2 Formación**

El líquido cefalorraquídeo se origina en un 70% en los plexos coroideos. Consisten en pequeñas estructuras vasculares que presentan una gran cantidad de capilares. El plasma sanguíneo se filtra en estos órganos para formar el líquido cefalorraquídeo. Existen plexos coroideos en los cuatro ventrículos, pero principalmente en los dos ventrículos laterales.

Sin embargo, el 30% restante de este líquido se produce en el epéndimo, que proviene de la membrana aracnoidea. En menor parte también proceden del propio encéfalo, concretamente de los espacios perivasculares (alrededor de los vasos sanguíneos).

El líquido cefalorraquídeo se renueva cada 3 o 4 horas, produciéndose en total unos 500 ml al día. Los 150 ml de líquido cefalorraquídeo que posee un adulto, se distribuyen de la siguiente forma: en los ventrículos laterales circula unos 30ml, 10ml en el tercer y cuarto ventrículo; espacio subaracnoideo y cisternas cerebrales, 25ml; y 75 ml en el espacio subaracnoideo espinal. No obstante, su volumen varía según la edad.

### **1.3.3 Circulación**

El líquido cefalorraquídeo fluye por el sistema ventricular de nuestro cerebro. Éste consiste en una serie de cavidades que se encuentran en el interior del encéfalo.

Una vez segregado, este líquido circula desde los ventrículos laterales hasta el tercer ventrículo a través del agujero interventricular de Monro. Luego, el líquido cefalorraquídeo llega al cuarto ventrículo por el acueducto de Silvio.

Para entrar en el espacio subaracnoideo, el fluido debe atravesar tres aberturas: la abertura mediana y las laterales. También se denominan el orificio de Magendie y los orificios de Luschka. Al pasar por estos orificios, el líquido llega a la cisterna magna y, posteriormente, al espacio subaracnoideo. Este espacio cubre todo el encéfalo y la médula espinal.

En cuanto a la reabsorción del líquido cefalorraquídeo, esta es directamente proporcional a la presión del líquido. Es decir, si la presión va en aumento, la reabsorción también. El fluido circula desde el espacio subaracnoideo hasta la sangre para absorberse a través de unas estructuras llamadas vellosidades aracnoideas. Ésta conecta con senos venosos que posee una membrana que recubre el cerebro llamada la duramadre. Dichos senos se vinculan directamente con el torrente sanguíneo.

Sin embargo, algunos autores han sugerido que el líquido también puede reabsorberse en los nervios craneales a través de canales linfáticos. Parece que son fundamentales sobre todo en los recién nacidos, en los que las vellosidades aracnoideas no están muy bien distribuidas aún. Por otro lado, existe otra hipótesis que afirma que el líquido cefalorraquídeo no fluye unidireccionalmente, sino que depende de más factores.

Además, podría producirse y absorberse continuamente debido a la filtración y reabsorción de agua a través de las paredes capilares en el líquido intersticial del tejido cerebral circundante.

### 1.3.4 Extracción

El líquido cefalorraquídeo se puede obtener a través de tres métodos diferentes: la punción lumbar, la punción cisternal y la punción ventricular. Las dos últimas requieren una intervención quirúrgica y son mucho menos comunes.

El motivo principal de la extracción de líquido cefalorraquídeo es para la realización de exámenes médicos. Los profesionales examinan características del líquido como su color, presión, nivel de proteínas, nivel de glucosa, cantidad de glóbulos rojos o blancos, nivel de gammaglobulina, etc. con el fin de evaluar la existencia de determinadas condiciones neurológicas. Algunas de las que se pueden detectar son hidrocefalia, infecciones como meningitis, lesiones cerebrales, daños en la médula espinal, esclerosis múltiple, síndrome de Guillain-Barré<sup>4</sup>, encefalitis, epilepsia, demencia metabólica, tumor en la

---

<sup>4</sup>El sistema inmunológico ataca al sistema nervioso. Según la gravedad del síndrome,

hipófisis, síndrome de Reye, etc.

Por otra parte, la punción lumbar también puede tener un uso terapéutico. Se puede realizar para inyectar otras sustancias como analgésicos, antibióticos, antiinflamatorios, etc. Para la punción lumbar, se aplicará anestesia local y luego se introducirá una aguja en una parte concreta de la zona lumbar.

En la punción cisternal, se extraerá el líquido existente en la cisterna magna introduciendo la aguja debajo del hueso occipital (en la zona posterior del cráneo).

En cuanto a la punción ventricular, se lleva a cabo muy raramente y en personas en las que se sospeche la existencia de una hernia cerebral. Para ello, se realiza una incisión en el cráneo y se coloca la aguja en el interior de uno de los ventrículos cerebrales.

### **1.3.5 Alteraciones**

Diversas anormalidades del líquido cefalorraquídeo pueden reflejar enfermedades diferentes. Analizándolo es posible diagnosticar condiciones como hemorragias, infecciones, ciertos síndromes, etc.

- Cuando el líquido cefalorraquídeo tiene un aspecto turbio significa un aumento en la cantidad de sus células. Es decir, puede indicar acumulación de glóbulos blancos o de proteínas. Cuando hay más glóbulos blancos de la cuenta, es posible que el organismo esté tratando de defenderse de una infección como la meningitis, o bien, señal de la existencia de alguna enfermedad desmielinizante.

Si existe mayor cantidad de proteínas de la cuenta, puede ser una señal de diabetes, tumores, lesiones, infecciones, o inflamación.

- Si el color del líquido es rojizo, es posible que exista algún tipo de hemorragia u obstrucción en la médula espinal. Sin embargo, esta sangre puede provenir del propio pinchazo que se lleva a cabo en la prueba de punción lumbar.

En cambio, cuando hay un aumento de proteínas o un sangrado de hace más de tres días el fluido tiene un aspecto amarillo, naranja o tono café.

---

los síntomas pueden ser cosquilleos en las extremidades, debilidad e incluso parálisis de las zonas afectadas en los casos más graves.

- Un aumento o disminución en la presión de este fluido es la causa de ciertas condiciones médicas. Cuando la presión del líquido cefalorraquídeo es muy elevada, se denomina hipertensión intracraneal ya que produce un aumento en la presión craneal. De esta forma, los ventrículos se dilatan y el tejido cerebral se encuentra oprimido, lo que puede dar lugar a mala circulación sanguínea y lesiones.

A veces se produce espontáneamente, mientras que en otras ocasiones es propiciada por otras condiciones como: tumores cerebrales, derrames, coágulos de sangre en el cerebro, lupus, apnea del sueño, ciertos medicamentos como el litio, etc.

Los principales síntomas que ocasiona son fuertes dolores de cabeza, zumbidos en los oídos, alteraciones en la visión, dificultades para hacer las tareas cotidianas y problemas neurológicos. En cambio, una presión baja del líquido cefalorraquídeo puede producir cefaleas. De hecho, no es extraño que ocurra después de una extracción lumbar. Por eso para prevenirlo, se le pide al paciente que repose durante las 24 horas después de la prueba.

Otra causa es la aparición de una fístula del líquido cefalorraquídeo, que permita su escape. Normalmente aparece de manera espontánea, traumática o quirúrgica; aunque también se asocia con infecciones y tumores.

- Sencillamente, si aparecen niveles altos o bajos de glucosa (azúcar) en el líquido, es el reflejo de que existe más o menos glucosa de la cuenta en la sangre. Un nivel bajo de glucosa en este fluido también puede indicar infecciones como meningitis, o tuberculosis.
- Cuando aumentan los niveles de gammaglobulina en el líquido cefalorraquídeo, puede ser una señal de la presencia de enfermedades como: esclerosis múltiple, síndrome de Guillain-Barré o neurosífilis (consecuencias de la sífilis sin tratamiento durante más de 10 años).



# Capítulo 2 - Estructura cerebral

Gran parte de las funciones fisiológicas del cerebro implican recibir información del resto del cuerpo, interpretarla y guiar la respuesta apropiada. El cerebro es el último responsable del pensamiento y movimiento que el cuerpo produce.

Los tipos de estímulos que el cerebro interpreta incluyen sonidos, luz, olores y dolor. El cerebro también interviene en operaciones vitales como respirar, liberar hormonas o mantener el nivel de presión arterial, interactuar con el medio al comunicarse con otros e interactuando con el entorno.

El cerebro está compuesto de células nerviosas que interactúan con el resto del cuerpo a través de la médula espinal y el sistema nervioso. Además, en el cerebro se encuentran varios compuestos químicos que ayudan al cerebro a mantener su homeostasis. Mantener las células nerviosas funcionando correctamente y las cantidades de los distintos compuestos químicos necesarios equilibradas es esencial para la salud cerebral. A continuación se comentarán las principales partes del cerebro.

- La corteza cerebral es la parte integradora de las fibras nerviosas del sistema nervioso. La corteza es casi simétrica y se divide en el hemisferio derecho y en el izquierdo. Convencionalmente, los científicos la han dividido en 4 lóbulos: frontal, parietal, occipital y temporal (ver figuras 4 hasta 7).

Sin embargo, esta división no es por la estructura real de la corteza cerebral, sino por los huesos del cráneo que la protege. La única excepción es que el lóbulo frontal y parietal se separan por el surco central, un pliegue donde se unen la corteza somatosensorial primaria y la motora.

Las diferentes áreas de la corteza cerebral se encuentran involucradas en distintas funciones comportamentales y cognitivas.

- El lóbulo frontal es uno de los 4 lóbulos del hemisferio cerebral. Este lóbulo controla varias funciones como la resolución de problemas, pensamiento creativo, juicio, intelecto, atención, comportamiento, reacciones físicas, pensamiento abstracto, movimientos coordinados, músculos coordinados y personalidad.
- El lóbulo parietal se centra en el movimiento, cálculo, orientación y ciertos tipos de reconocimiento. Si se produce una lesión en esta zona



Figura 4: Lóbulo frontal.

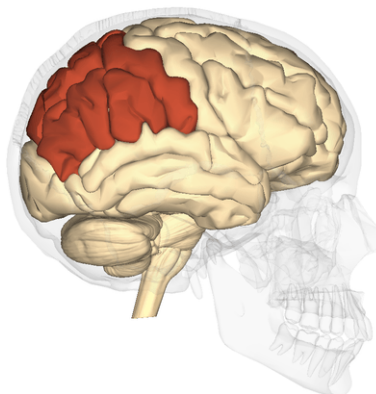


Figura 5: Lóbulo parietal.

se pueden tener impedimentos para hacer tareas sencillas cotidianas. En el lóbulo parietal se pueden encontrar:

- El córtex motor: permite que el cerebro controle el movimiento del cuerpo. Se localiza en la parte media superior del cerebro.
  - El córtex sensorial: se localiza en la parte frontal del lóbulo parietal y recibe información desde la médula espinal sobre la posición de varias partes del cuerpo y cómo se mueven. Esta región también se puede usar para transmitir información del sentido del tacto, incluyendo dolor o presión, la cual afecta a diferentes porciones del cuerpo.
- El lóbulo temporal controla la memoria visual, auditiva y comprensión del habla. Incluye áreas que ayudan a controlar las capacidades del habla, el oído, el comportamiento y el lenguaje.

El área de Wernicke es una porción del lóbulo temporal que se encuentra alrededor del córtex auditivo y gobierna el habla.

- El lóbulo occipital se encuentra en la parte posterior de la cabeza y controla la visión. Una lesión en esta zona puede provocar dificultades para leer.
- El cuerpo estriado está ubicado en las paredes de los hemisferios cerebrales (ver figura 8) y en él se encuentran los centros de correlación y



Figura 6: Lóbulo temporal.

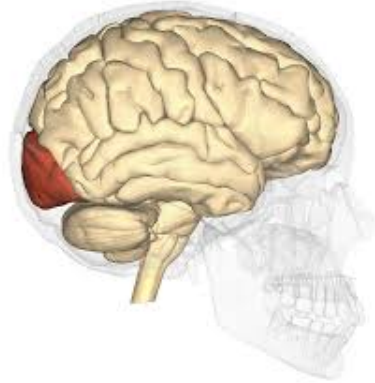


Figura 7: Lóbulo occipital.



Figura 8: Cuerpo estriado (en rojo, simétrico).



Figura 9: Localización de sistema límbico

coordinación que regulan el ritmo de los movimientos y las expresiones faciales.

- Gran parte de las respuestas hormonales que el cuerpo genera se inician en el sistema límbico. Está relacionado con la memoria, atención, instintos sexuales, emociones (por ejemplo placer, miedo, agresividad), personalidad y la conducta. El sistema límbico incluye:
  - Hipotálamo: engloba centros que regulan el equilibrio interno y la homeostasis del organismo. Controla el humor, temperatura, hambre y sed.
  - Amígdala: permite dar una respuesta ante las emociones, miedo o recuerdos. Es una porción grande del telencéfalo.
  - Hipocampo: sus funciones principales son aprendizaje y la memoria, específicamente para convertir la memoria a corto plazo en la memoria a largo plazo.
- El tálamo es una parte del cerebro que controla los estímulos sensoriales aferentes que llegan al cerebro, a excepción del olfato. El tálamo se encarga de decidir si los estímulos que llegan a él son suficientemente relevantes como para advertir de ellos al resto del cerebro o si por el contrario deben de ser ignorados.

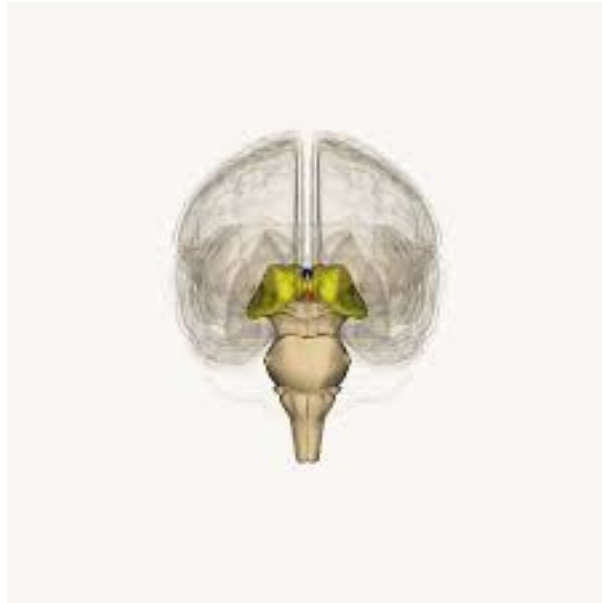


Figura 10: Tálamo cerebral.

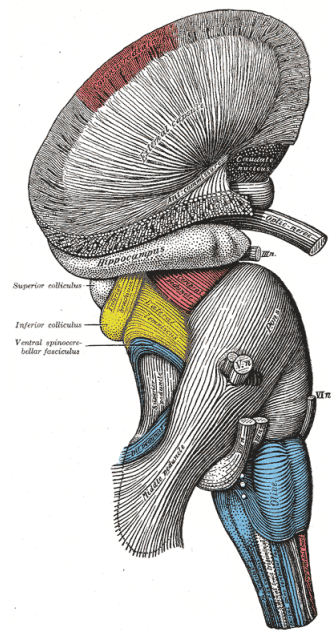


Figura 11: Tronco encefálico.

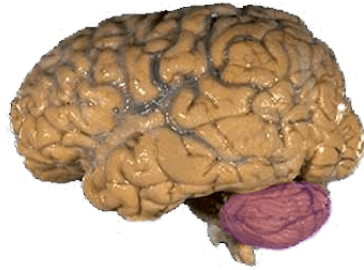


Figura 12: Cerebelo.

- Todas las funciones vitales para la vida se originan en el tronco del encéfalo incluyendo presión sanguínea, respiración y latido del corazón. En los humanos, este área contiene la médula, mesencéfalo y protuberancia.
  - Mesencéfalo: conduce impulsos motores desde la corteza cerebral hasta el puente tronco-encefálico y conduce impulsos sensitivos desde la médula espinal hasta el tálamo.
  - Bulbo raquídeo: sus funciones incluyen la transmisión de impulsos de la médula espinal al encéfalo. También regulan las funciones cardíacas, respiratorias, gastrointestinales y vaso-constrictoras.
- El cerebelo también se conoce como el “pequeño cerebro” y se considera la parte más antigua del cerebro en la escala evolutiva. El cerebelo controla funciones corporales esenciales como la postura, coordinación o equilibrio, permitiendo que los humanos se muevan correctamente.
- El tejido cerebral se puede dividir en dos grandes clases: la sustancia gris y la sustancia blanca.
- Sustancia blanca y sustancia gris. La sustancia blanca está formada principalmente por axones y su función es procesar correctamente la información cerebral.

La sustancia gris está formada por cuerpos neuronales y sus somas, y está involucrada en el control motor, la percepción sensorial (vista, oído), la memoria, emociones, el lenguaje, la toma de decisiones y el autocontrol. No posee mielina, y se asocia con el procesamiento de la información. Su nombre se debe a su color, que es de un gris rosáceo

en los organismos vivos. Esto se debe a la falta de mielina, al tono grisáceo de las neuronas y células gliales acompañadas del color rojo de los capilares.

Suele distinguirse de la materia blanca, que está compuesta por axones mielinizados que se encargan de conectar las diferentes zonas de materia gris entre sí. En general, la materia blanca es la que otorga más velocidad al procesamiento de la información. Como la mielina tiene un color blanquecino, se observa a grandes rasgos como un conjunto de masa blanca (de ahí su nombre).

La sustancia gris ocupa aproximadamente el 40% del cerebro humano. El 60% restante está compuesto de materia blanca. Sin embargo, la sustancia gris consume un 94% del oxígeno cerebral.

El cerebro ha ido avanzando filogenéticamente en las especies, alcanzando su máximo desarrollo en el ser humano. La capa más externa o superficie de nuestra corteza cerebral, es el área más nueva y compleja. Ésta está cubierta de una capa de sustancia gris.

Se ha encontrado que, cuanto más grande es el animal, más compleja es dicha sustancia y más circunvoluciones tiene. Debajo de esa capa de sustancia gris, se encuentran los axones mielinizados de la sustancia blanca.

La sustancia blanca es una parte del sistema nervioso que está configurada principalmente por axones de neuronas. Es decir, por la parte de las neuronas que se encarga de transmitir la información procesada por el núcleo de la célula a otras neuronas. La sustancia o materia blanca forma parte de la médula espinal y está compuesta por una gran cantidad de fibras nerviosas. Por este motivo, este tipo de sustancia se observa principalmente en las regiones más internas del cerebro. [1]

La sustancia blanca es un tejido de color blanquecino que forma parte del sistema nervioso central.

Se sitúa principalmente en la médula espinal y está formado por las prolongaciones de las neuronas que transportan las señales eléctricas hasta regiones sinápticas y por células gliales. De este modo, la sustancia blanca se caracteriza principalmente por ser una región cerebral que no contiene núcleos de neuronas.

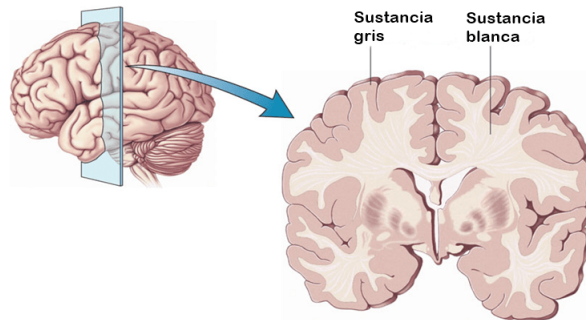


Figura 13: Esquema de la composición cerebral de sustancias gris y blanca.

El papel de la sustancia blanca consiste en garantizar una buena circulación de las informaciones en el sistema nervioso y conectar diferentes regiones del cerebro. Por este motivo, la sustancia blanca se caracteriza por contener elevadas cantidades de mielina. La mielina es una sustancia que recubre los axones de la mayoría de neuronas y que proporciona una apariencia de color blanco.

Así mismo, la mielina tiene la principal función de acelerar la transmisión de la información. La aceleración es posible ya que la mielina permite que la información no tenga que pasar de una forma recta y continua a través del axón, sino que puede desplazarse a través de pequeños saltos entre las vainas de mielina.

Este tipo de comunicación cerebral se denomina transmisión saltatoria, y como la sustancia blanca es la región del cerebro que mayores cantidades de mielina presenta, la transmisión de información de esta estructura se caracteriza por ser muy rápida.

Una de las patologías más asociadas al funcionamiento y a la estructura de la sustancia blanca es la esclerosis múltiple<sup>5</sup>. Aunque esta región cerebral se relaciona con muchas otras afecciones y patologías. [2]

---

<sup>5</sup>Enfermedad que desarrolla lesiones desmielinizantes, que hacen daño a las neuronas y provoca un gran abanico de complicaciones a nivel cerebral.



## Capítulo 3 - Hidrocefalias

En 1827, Francois Magendie describe por primera vez en detalle las propiedades del llamado líquido cefalorraquídeo (LCR), y de sus procesos de producción y reabsorción dentro de las cavidades cerebrales. En 1981 el médico alemán Heirinch Quincke realiza la primera punción lumbar (PL), y junto a Maneuver Queckenstedt estudian la presión de líquido y la distribución de la presión dentro de la estructura craneana. En 1912 Mestrezat, Sicard y Guillain describen la composición química del líquido cefalorraquídeo. En 1918 se realiza la primera ventriculografía (ver figura 14) a manos del neurocirujano Dandy. En 1920 se registra la primera punción cisternal.

Antecesoras a las radiografías por resonancia magnética, las ventriculografías dan una idea de la forma de los ventrículos cerebrales, pero no los aísla ni contrasta con su entorno, haciendo mucho más complicado su análisis mediante técnicas de procesamiento de imágenes.

La hidrocefalia crónica del adulto (HCA) constituye una de las causas conocidas de demencia. Es una de las patologías más comunes en personas de edad avanzada y establece un problema de salud mundial. Las manifestaciones sintomatológicas pueden ser similares en las distintas formas de demencia, haciendo difícil el diagnóstico basado solo en criterios clínicos.

Sin embargo, al tratarse de una patología reversible es fundamental realizar un diagnóstico temprano y diferencial que permita establecer la conducta terapéutica adecuada para el paciente con el fin de reducir costos, tiempos de respuesta y obtener los mejores resultados posibles.

Para esto, se diseñó una herramienta de apoyo que ofrece valores cuantitativos al personal médico para realizar un análisis volumétrico del sistema ventricular cerebral, utilizando imágenes de resonancia magnética potenciadas en T1 (tiempo de relajación longitudinal, este permite obtener imágenes anatómicas de alto contraste).

Se define la hidrocefalia como “una acumulación excesiva de líquido cefalorraquídeo en el cerebro debido a una dilatación anormal del sistema ventricular”. Esta acumulación anormal de líquido es el causante de la aparición de niveles de presión interna potencialmente perjudiciales en el interior del cerebro. Trastornos en la circulación, producción y absorción de este fluido son la principal causa de la dilatación del sistema ventricular. La absorción y circulación del mismo son las que se asocian a esta patología con mayor



Figura 14: Primera ventriculografía (1918).

frecuencia.

### 3.1 Clasificación

Se han logrado identificar diferentes formas de afección al cerebro de esta patología asociadas al mismo comportamiento del flujo del LCR, afectando de manera diferente el sistema ventricular cerebral y generando distintos síntomas en sujetos diagnosticados con esta enfermedad. En la literatura se describen principalmente tres variaciones de esta patología que se describirán a continuación:

- Hidrocefalia comunicante. Se presenta cuando el flujo de LCR se obstruye después de pasar de los ventrículos al espacio subaracnoideo. Este tipo de clasificación se denomina de esta manera porque el LCR en flujo aún se puede comunicar y fluir entre los ventrículos que permanecen abiertos.

La reabsorción de este fluido se ve alterada en las vellosidades aracnoideas debido a presencia de infección o hemorragia. Dependiendo algunos factores como la velocidad del LCR en el sistema ventricular

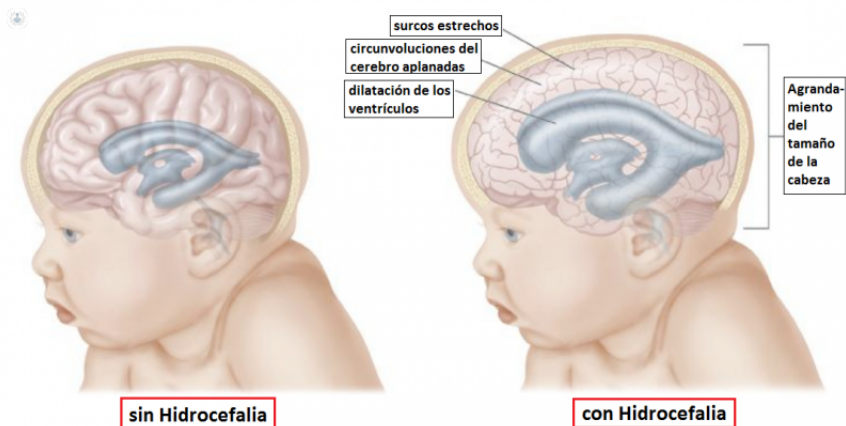


Figura 15: Comparación del cráneo de un bebé con y sin hidrocefalia.

y la edad del sujeto, ésta puede llegar a ser una forma de hidrocefalia aguda (en algunas ocasiones crónica) con sintomatología de aparición lenta y aumento en la presión endocraneana, pudiendo causar en el paciente múltiples complicaciones (retraso mental en pacientes pediátricos y demencias en adultos).

- Hidrocefalia no comunicante. Denominada también “obstructiva”, se presenta cuando el flujo del LCR se ve bloqueado u obstruido a lo largo de una o varias vías de comunicación que conectan el sistema ventricular entre sí.

Una de las causas más comunes de hidrocefalia es la “estenosis acueductal”, se puede presentar por hemorragias cerebrales y subaracnoideas o secuelas de la meningitis.

- Dentro de una tercera clasificación se definen otros tipos de hidrocefalia que no encajan con las dos clasificaciones anteriores y que afectan principalmente a los adultos mayores, estas son la hidrocefalia ex vacuo y la hidrocefalia a presión normal o hidrocefalia crónica del adulto.
  - Hidrocefalia ex vacuo. Se presenta cuando hay daño cerebrovascular o una lesión de tipo traumática, en estos casos puede existir una atrofia cerebral focalizada.
  - Hidrocefalia crónica del adulto (HCA). La hidrocefalia crónica del adulto (HCA) o normotensiva es una acumulación anormal del

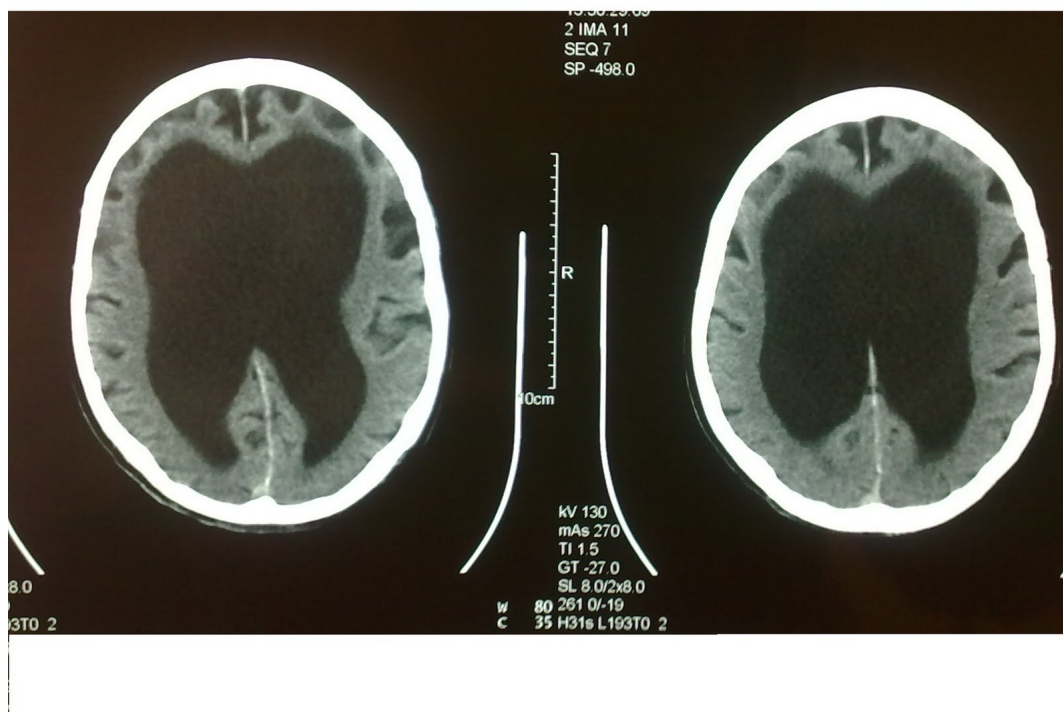


Figura 16: Imágenes de un caso crónico de hidrocefalia.

LCR dentro de los ventrículos del cerebro, existe una hiperdinamia de LCR y una menor filtración del mismo.

Generalmente esta patología es tratada por un procedimiento quirúrgico en el cual se coloca una derivación ubicada en el cuerpo del paciente, a través de ésta se canaliza el paso de LCR alejándolo del cerebro o la médula espinal para posteriormente ser llevado al torrente sanguíneo. Si bien este procedimiento controla la HCA no constituye una cura para ésta.

Inicialmente para el diagnóstico de este trastorno del sistema ventricular el personal médico especialista requería del valor normal de la presión del LCR obtenido por una PL (Punción Lumbar), posteriormente se empezó a monitorizar la PIC (Presión Intra-Craneana).

Sin embargo, en la literatura se ha descrito que la monitorización de la

PIC muestra variaciones en relación a los pacientes con hidrocefalia a presión normal (a pesar que los síntomas son similares), éstas son expresadas en elevaciones transitorias o continuas de esta medida. Debido a esto, se dejó de utilizar el término normotensiva para referirse a la hidrocefalia crónica del adulto.

Comúnmente se presenta en personas de edad avanzada y se caracteriza por tener una sintomatología asociada a otras condiciones frecuentes en los ancianos (pérdida de memoria, trastornos de la marcha, demencia, incontinencia urinaria), lo cual afecta de manera significativa las actividades de la vida diaria de los pacientes diagnosticados con esta enfermedad.

## **3.2 Importancia del diagnóstico de la HCA**

Debido a que esta patología es causal de demencia, pero a su vez es de las pocas que se consideran tratables y potencialmente reversibles, es muy importante identificar, desarrollar y proponer diferentes herramientas que favorezcan su diagnóstico con el objetivo de aumentar la expectativa y calidad de vida de los pacientes que la padecen.

Los niveles de mejoría clínica que se presentan entre pacientes varían ampliamente. Se determinan unas tasas de éxito que oscilan entre el 24 % y 95 %; se determina que un 59 % de los pacientes mejoran después de la intervención quirúrgica (Punción Lumbar) y cerca de un 29 % muestran una respuesta positiva al procedimiento de manera prolongada.

La variabilidad de estos resultados demuestra la inexistencia de criterios que determinen que pacientes se pueden ver beneficiados con la PL, así como para algunos esta intervención clínica supone más riesgos que beneficios y puede no ser la más adecuada, para otros puede ser el tratamiento más apropiado y en algunos casos no se les proporciona.

Por lo anterior, resulta de gran importancia desarrollar un método que sirva como herramienta de apoyo para el diagnóstico y seguimiento de la patología (HCA) de manera no invasiva, esto es fundamental debido a la incapacidad de los marcadores actuales aceptados clínicamente para hacer un seguimiento a la enfermedad y además de su aporte a la minimización de los riesgos para el paciente al tratarse de un método no invasivo.



# Capítulo 4 - Procesamiento de imágenes

Se denomina procesamiento de imágenes al campo derivado de la tecnología informática encargado de interpretar y procesar imágenes digitales con el fin de obtener de ellas características de interés para la aplicación concreta para la cual haya sido implementada.

Los programas de procesamiento son capaces de reconocer características locales presentes en la imagen, tales como color, bordes, regiones conexas, gradientes de color y luminosidad, etc. que pueden ser utilizadas para obtener información más abstracta sobre la imagen, como presencia de objetos, formas y figuras, así como distintos patrones que puedan resultar de interés para el caso en que dicha aplicación haya sido desarrollada.

El procesamiento de imágenes goza cada vez de más popularidad en muy diversos campos, en los cuales se requiere de la asistencia computacional de un ordenador para una tarea que involucre de una u otra manera el uso de imágenes digitales.

## 4.1 Fundamentos

### 4.1.1 Representación digital de espacios 3D

Un vóxel representa un valor en una matriz en el espacio tridimensional (ver figura 17). Al igual que los píxeles en una matriz 2D (un mapa de bits o bitmap) el valor de los vóxeles no suele estar asociado con las coordenadas del mismo.

En lugar de ello, los sistemas de renderizado infieren la posición de un vóxel basándose en la posición relativa a otros vóxeles (su posición en la estructura de datos que conforma una única imagen volumétrica). A diferencia de píxeles y vóxeles, los polígonos suelen ser representados por las coordenadas de sus vértices. Una consecuencia directa de esto es que los polígonos pueden representar estructuras 3D simples de manera eficiente con mucho espacio vacío o homogéneo, mientras que los vóxeles representan mejor espacios muestreados no homogéneos.

Los vóxeles son usados con cierta frecuencia en el análisis y visualización de datos de carácter médico y científico. Algunos sistemas de visualización

digital de volúmenes expresan por ejemplo su resolución en medidas de vóxeles (por ejemplo 512x512x512).

La palabra vóxel se formó de manera similar a la palabra píxel, juntando el “vo” de “volumen” y “el” de “elemento”, y la “x” de “píxel”.

Un vóxel representa una única muestra o dato en un espacio tridimensional dividido regularmente (figura 17). Este dato puede consistir en una única pieza de información, como por ejemplo la opacidad de un punto en el espacio, o de múltiples datos, como por ejemplo color, densidad y opacidad de dicho punto. Un vóxel representa únicamente un punto dentro de la matriz, no un volumen.

El espacio entre cada vóxel no queda representado en este tipo de bases de datos. Dependiendo de la naturaleza de los datos, esta información faltante puede ser reconstruida o aproximada según sea posible, por ejemplo, a través de técnicas como la interpolación.

El valor de un vóxel puede representar distintas propiedades. En un scan TC, los valores de los vóxeles representan unidades de Hounsfield, dando la opacidad del material a los rayos X. Estos datos no serán los mismos que por ejemplo, en el caso de un scan MRI o ultrasonidos.

Los vóxeles pueden contener varios valores escalares, convirtiendo a los vóxeles en tensores de datos, en el caso por ejemplo de scans de ultrasonidos, la densidad y flujo volumétricos se obtienen como diferentes canales de datos para una misma posición de vóxel.

A pesar de que los vóxeles nos proporcionan precisión y profundidad parecidas a las de la realidad, suelen ser conjuntos de datos extremadamente grandes que pueden presentar problemas para ser tratados en ordenadores de uso común, dependiendo de la escala del problema. Sin embargo, utilizando técnicas de compresión y manipulación de este tipo de archivos, se puede conseguir la visualización interactiva de este tipo de archivos en ordenadores de uso doméstico.

Los vóxeles son una representación de una unidad de medida de volumen digital en un espacio tridimensional. Son el equivalente en tres dimensiones a los píxeles en 2D. Representan la mínima unidad de volumen representable digitalmente.



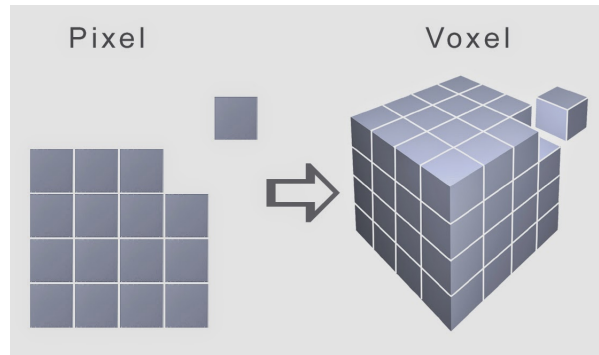


Figura 17: Relación entre píxeles y vóxeles.

### 4.1.2 Conceptos de procesamiento de imágenes aplicados a imágenes MRI

El ruido de una imagen digital altera la intensidad de los píxeles ocasionando una clasificación incorrecta del tipo de tejido identificado, creando impurezas en la imagen. El nivel de intensidad del píxel perteneciente al tejido puede tener una variación suficiente como para ser confundido con otro tejido u órgano.

El conjunto de píxeles que forman una imagen tienen un “tamaño” finito y están sujetos a un promedio de volumen parcial, donde un píxel puede ser el resultado de una mezcla de varios tipos de tejido, por lo cual su intensidad no corresponderá con la intensidad de ninguna otra clase.

El histograma es una representación gráfica de la cantidad de píxeles asociados a los diferentes niveles de gris que componen la imagen, cada una de las estructuras, tejidos u objetos tienen unos niveles de gris característicos que permiten diferenciarlos unos de otros (ver figura 18).

El histograma también proporciona información estadística de la imagen, ésta es de gran utilidad al evidenciar su proceso de conformación. En la figura 18 se ilustra el histograma de una imagen de RM cerebral, el eje x corresponde a los diferentes niveles de gris que componen la imagen y en el eje y se muestra la densidad de píxeles en cada uno de ellos.

Debido a que los distintos componentes de la masa cerebral aparecen en la imagen en distintos tonos de gris debido a su diferente densidad y composición, se puede obtener una representación gráfica de la cantidad de cada uno de los componentes representados en la imagen a través de la forma

de la gráfica del histograma.

La cantidad de niveles de gris se obtiene a partir del estudio de RM realizado, en este caso la resolución de cada vóxel es de  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . Adicionalmente, el histograma refleja información del brillo, contraste y rango dinámico de la imagen. En la medida en que la imagen parezca más clara, el histograma se desplaza hacia valores más altos de los niveles de gris, si la imagen se ve oscura ocurre todo lo contrario.

El contraste es una característica de la imagen en donde se puede evaluar la dispersión de los niveles de gris que la componen. Si el histograma de una imagen es estrecho (rango dinámico pequeño) indica que el contraste es bajo, pues existen pocos niveles de gris y son muy cercanos en sus valores entre sí.

Por el contrario, si existe una distribución más amplia de los píxeles se tiene un mayor contraste lo que reflejaría la existencia de más niveles de gris con valores diferentes entre sí en la imagen, lo cual facilita una diferenciación más clara de las estructuras u objetos en ella. Una de las operaciones más comunes con el histograma es la ecualización, ésta se hace con el fin de ampliar el rango dinámico y mejorar el contraste de la imagen.

Es así como el análisis y manipulación del histograma puede ser de gran utilidad para mejorar la calidad de la imagen o inclusive puede constituir el punto de partida para iniciar un proceso de segmentación.

### 4.1.3 **Modelo Gaussiano mixto**

Al analizar el histograma de las imágenes que conforman el estudio de RM cerebral, se observa que la distribución de los píxeles obedece a unas curvas paramétricas correspondientes a las diferentes estructuras presentes en la imagen. Éstas, además, se pueden tratar como campanas de Gauss y relacionar con un algoritmo de segmentación basado en probabilidades conocido como Modelo Gaussiano Mixto.

Debido a que las colas de las campanas se cruzan entre sí cuando el histograma del estudio tiene un rango dinámico pequeño, se debe recurrir a métodos estadísticos y al uso de conceptos como la media y la desviación estándar, éstos permitirán determinar a qué parte de la campana pertenecen los píxeles que componen el tejido.

Lo anterior, con el objetivo de que el algoritmo de segmentación tenga más éxito en la separación de estructuras y no incluya información innecesaria al adicionar píxeles con intensidades similares al tejido de interés pero que no corresponden al mismo.

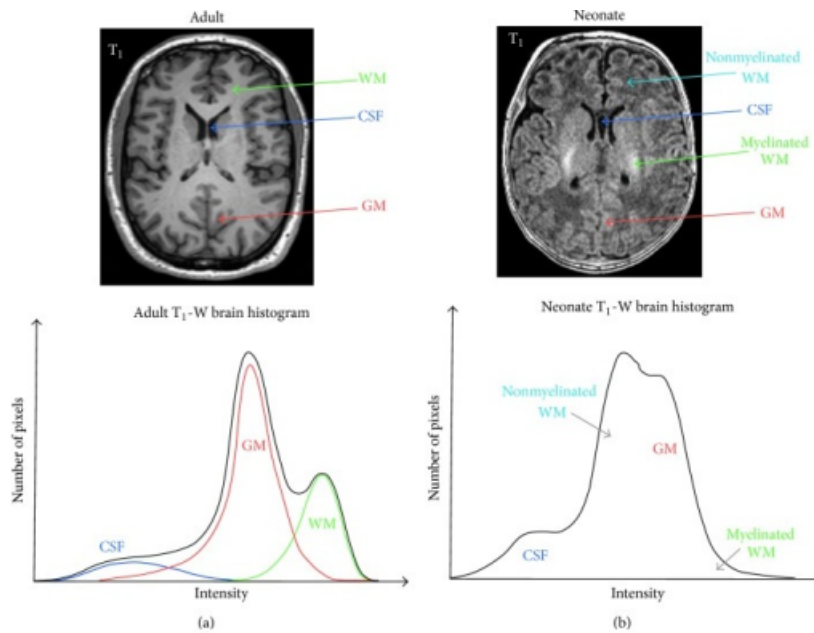


Figura 18: Histograma de una capa de radiografía cerebral MRI.

La correcta estimación de los datos después del ajuste estadístico proporcionado por la aplicación del Modelo Gaussiano Mixto, brinda un rango de píxeles del tejido de interés, excluyendo los que tienen baja probabilidad de pertenecer o simplemente no pertenecen a él.

La selección de la campana de Gauss que abarca los niveles de gris asociados al LCR, que en este caso constituye la región de interés, sirve como punto de partida para el proceso de segmentación y un post-procesado de la imagen permitirá realizar la medición del volumen de LCR alojado en los ventrículos cerebrales.

#### 4.1.4 Vecindad y conectividad

Los vecinos de un píxel  $p$  ubicado en  $(x,y)$  son aquellos píxeles que lo rodean. Existen varios tipos de vecindades tanto en dos como en tres dimensiones. La vecindad 4 de un píxel ( $N_4 [p]$ ) está dada por sus vecinos verticales y horizontales de coordenadas  $(x-1,y)$ ,  $(x+1,y)$ ,  $(x,y-1)$  y  $(x,y+1)$ . Cuando además de estos píxeles se toman los diagonales con coordenadas  $(x+1,y+1)$ ,  $(x+1,y-1)$ ,  $(x-1,y+1)$  y  $(x-1,y-1)$ , se conoce como vecindad 8 de un píxel ( $N_8 [p]$ ).

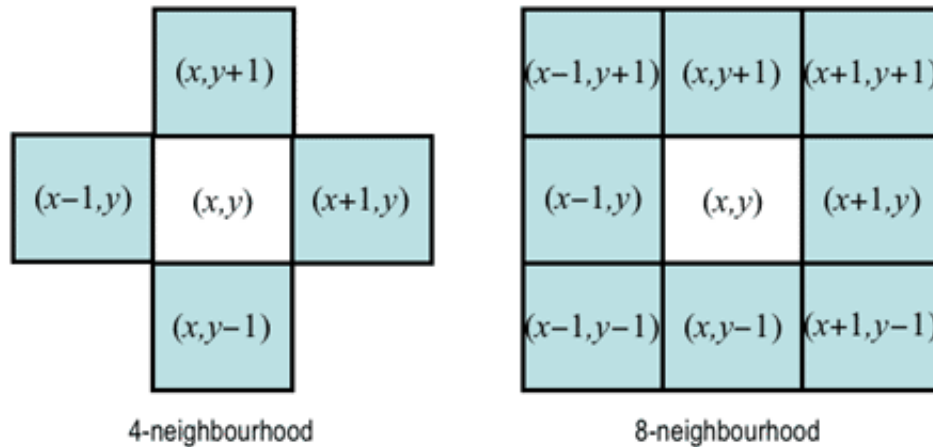


Figura 19: Diferencia entre conectividad-4 y conectividad-8.

La figura 19 ilustra las vecindades 4 y 8 de un píxel.

La conectividad de un píxel se utiliza para definir las diferentes regiones que componen una imagen, cada objeto presente en ella estará definido por unos bordes que permiten diferenciar una transición o cambio de tejido.

Se puede decir que un conjunto de píxeles está conectado si cumple con las condiciones de adyacencia antes descritas (vecindad 4 u 8) y además su nivel de gris se encuentra comprendido en un rango establecido por un conjunto de valores ( $V$ ). Según la vecindad utilizada existen tres tipos de conectividad:

- Conectividad 4. Los píxeles  $p$  y  $q$  están conectados a 4 si ambos valores pertenecen al grupo  $V$  y  $q$  está en el conjunto  $N_4[p]$ . La conectividad 4 se utiliza para identificar píxeles correspondientes al mismo tejido.
- Conectividad 8. Los píxeles  $p$  y  $q$  están conectados a 8 si ambos valores pertenecen al grupo  $V$  y  $q$  está en el conjunto  $N_8[p]$ . La conectividad 8 es utilizada para diferenciar un tejido u objeto de otro.
- Conectividad mixta ( $m$ ). Los píxeles  $p$  y  $q$  están conectados  $m$  si ambos valores pertenecen al grupo  $V$  y  $q$  está en el conjunto  $N_4[p]$  o si  $q$  pertenece al conjunto  $N_8[p]$  y el conjunto  $N_4[p] \cap N_4[q]$  es vacío. La conectividad mixta es utilizada para establecer contornos.

### **4.1.5 Segmentación de imágenes**

La segmentación tiene el objetivo de extraer la estructura o estructuras de interés de una imagen. En el caso particular de las imágenes médicas de RM potenciadas en T1, aislar el sistema ventricular cerebral constituye una tarea bastante compleja, principalmente debido a la existencia de diferentes tejidos con niveles de intensidad similares al del líquido cefalorraquídeo que se aloja en los ventrículos.

Asimismo, la intensidad del LCR, la anatomía y la fisiología del sistema ventricular varían dependiendo del paciente, lo cual dificulta aún más este proceso.

Actualmente automatizar este procedimiento representa un reto para muchos investigadores, los resultados obtenidos no son completamente satisfactorios porque se ignoran u omiten aspectos importantes del problema, como ocurre por ejemplo con pacientes de HCA y otras patologías asociadas a demencia.

El proceso de segmentación de imágenes médicas demanda gran diversidad de recursos (tiempo, personal especializado, tecnología, entre otros), lo cual implica ciertas limitaciones en la práctica médica. Las técnicas de segmentación varían dependiendo de la información que se desea extraer a partir de la imagen, y dependiendo de la interacción del usuario con la herramienta pueden clasificarse como manuales, semiautomáticas y automáticas.

En la actualidad no se ha desarrollado un procedimiento de segmentación cuyos resultados sean aceptables para todo tipo de imagen médica, no existen métodos generales aplicables a cualquier variedad de datos. Sin embargo, se han identificado métodos especializados que resultan más favorables para aplicaciones particulares y permiten obtener mejores resultados, pero en muchos casos la selección del método de segmentación apropiado puede ser muy difícil.

La zona conexas más grande representada en el centro de la imagen de la figura 20 del plano axial corresponde con los ventrículos cerebrales. El líquido cefalorraquídeo contenido en ellos tiene un alto contenido en agua y por tanto se aprecia con claridad en la imagen.

### **4.1.6 Técnicas de segmentación**

Existen gran variedad de métodos de segmentación según las propiedades de la imagen en las que se basan, las más utilizadas son la intensidad de señal

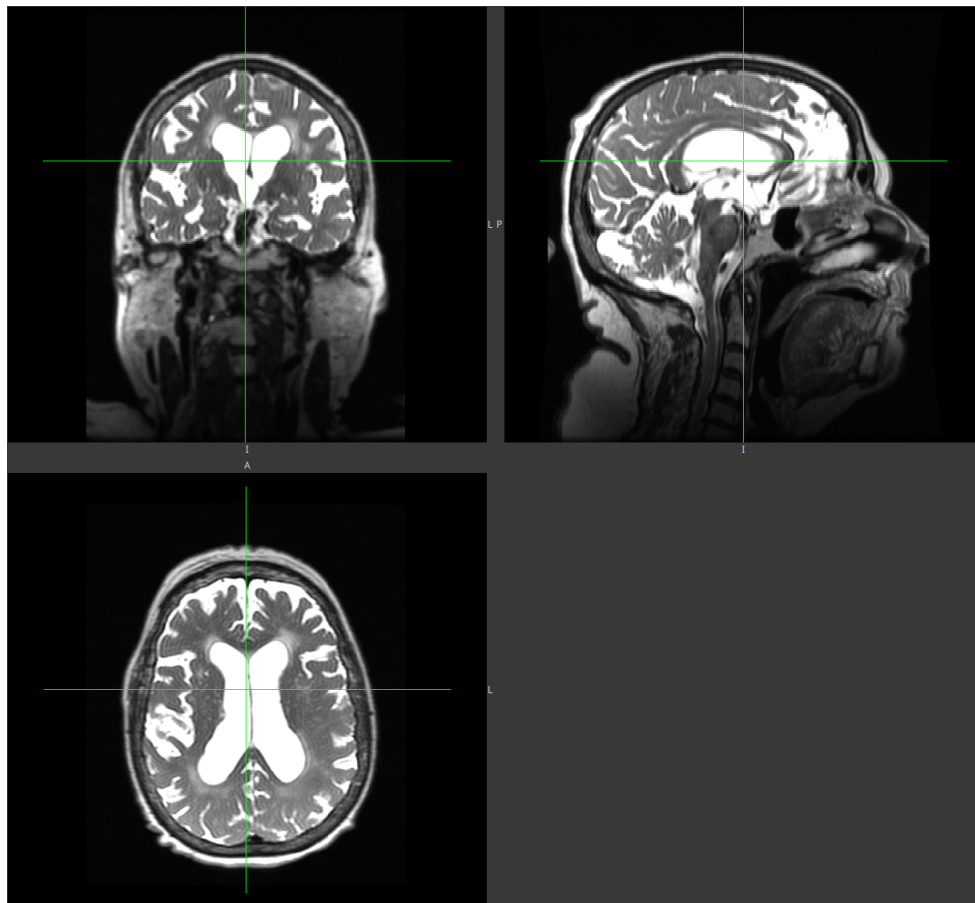


Figura 20: Una representación de la estructura interna del cerebro a través de una radiografía MRI.

de los vóxeles de la imagen y los contornos.

La intensidad generalmente no es suficiente para realizar una segmentación adecuada, por lo cual es necesario realizar un post-procesamiento a la imagen a través del cual se eliminan regiones con intensidad similar a la del objeto de interés, pero correspondientes a otras estructuras. Dentro de las técnicas comúnmente utilizadas para la segmentación de imágenes de RM cerebral se encuentran: segmentación manual, binarización, crecimiento de regiones, contornos activos (snakes), watershed, entre otras.

Las medidas obtenidas a partir de la segmentación de los estudios resultan muy útiles al ofrecer información cuantitativa que sirve de apoyo para el diagnóstico y seguimiento de las diferentes patologías cerebrales.

A continuación se describen ciertas técnicas comunes de segmentación:

- **Segmentación Manual.** La segmentación manual es una de las técnicas ampliamente utilizadas para seleccionar los objetos de interés de una imagen, sin embargo, tiene la desventaja de ser un proceso largo y susceptible a presentar errores inter e intraobservador, ya que se trata de un proceso interactivo en el que manualmente se selecciona píxel a píxel el objeto a segmentar y a partir de esto se realiza la binarización o técnica posterior para el procesamiento de la imagen.
- **Binarización.** La binarización es una técnica simple en la cual se determina un rango que comprenda los valores de la escala de gris característicos del objeto a diferenciar en la imagen, anteriormente este proceso se realizaba manualmente pero en la actualidad existen métodos que automáticamente detectan los umbrales que delimitarán el rango de la estructura a segmentar.

Algunos métodos se basan en la manipulación del histograma de la imagen, esto con el fin de hacer una mejor diferenciación de los objetos de interés. Uno de los métodos de binarización más conocidos es el método de Otsu. En las imágenes de RM cerebral por ejemplo, es difícil aislar un tejido completamente por lo cual se debe complementar con otras técnicas basadas en la morfología matemática o inclusive con métodos más avanzados.

- **Morfología matemática.** La combinación de los diferentes operadores morfológicos constituye una herramienta complementaria al proceso de segmentación, permite seleccionar los objetos de interés a partir de las imágenes binarias obtenidas de la binarización.

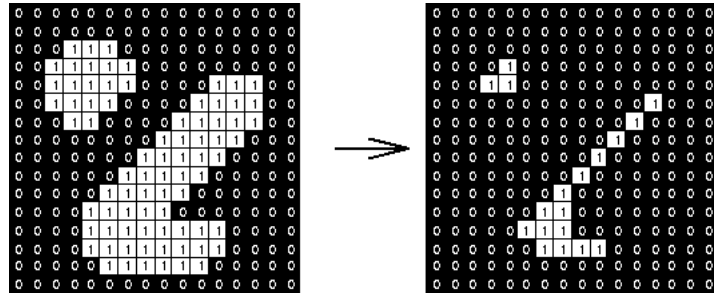


Figura 21: La erosión reduce la dimensión de los elementos de una imagen conservando su forma original.

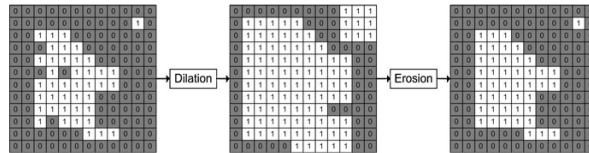


Figura 22: Operación de cierre.

Cada operador tiene una secuencia de pasos y unos parámetros de entrada que dependerán de las necesidades del usuario, generalmente estas operaciones se utilizan para la extracción de fronteras y componentes conexas, rellenado de regiones, adelgazamiento y engrosamiento, entre otras funciones. Los operadores morfológicos más utilizados son:

- Erosión. Se utiliza para eliminar una capa externa de la máscara binaria, además se utiliza para reducir los bordes, separar objetos próximos al suprimir píxeles del contorno de los objetos presentes en la imagen, eliminar puntos blancos separados y ampliar detalles negros pequeños.
- Dilatación. Se utiliza para adicionar una capa externa a la máscara binaria, adicionalmente sirve para ampliar bordes, unir objetos y puntos blancos próximos y eliminar detalles negros pequeños.
- Cierre. Consiste en una dilatación seguida de una erosión, se utiliza para rellenar detalles conectando objetos próximos entre sí, suavizar los contornos y rellenar vacíos en ellos, eliminar pequeños huecos y aumentar la definición de las formas (ver figura 22).



- **Apertura.** Consiste en una erosión seguida de una dilatación, se utiliza para romper puentes o conexiones débiles entre objetos, suavizar los contornos, 45eliminar pequeñas protuberancias, así como definir y aislar formas para contar.
- **Crecimiento de regiones.** El crecimiento de regiones es una técnica generalmente complementaria a la segmentación manual de imágenes, así como lo es la binarización. Básicamente consiste en sembrar una semilla en algún punto de la región de interés de la imagen, a su alrededor se añaden nuevos píxeles que cumplan los criterios de vecindad e intensidad establecidos.

Generalmente es utilizado para regiones homogéneas en las imágenes, donde las intensidades no son muy variables.

- **Contornos activos (snakes).** Esta técnica suele utilizarse para segmentar estructuras específicas generalmente de forma variable y solapadas con otras, como los ventrículos, lesiones cerebrales, etc. El método de Level Set se basa en la aplicación de métodos numéricos para rastrear la evolución de los contornos y superficies en la imagen con el fin de obtener segmentos.

Los contornos activos o snakes son curvas paramétricas que constan de unos puntos de control ubicados manualmente, éstos se pueden mover para ajustarse a la forma del órgano o tejido, generalmente los movimientos se rigen por condiciones de máximo gradiente y restricciones de continuidad y curvatura.

- **La transformación Watershed** es una técnica morfológica de segmentación de imágenes 2D o 3D en escala de grises, se basa en regiones formadas a partir de la agrupación de píxeles con intensidades similares. En este método la imagen se ve como una superficie topográfica en la cual cada intensidad o nivel de gris tendrá una altura equivalente.

Cuando las zonas son homogéneas no se trabaja con la imagen original sino que se utiliza una imagen de gradiente, esto con el fin de que los bordes con alto valor de gradiente se correspondan siempre con líneas watershed. Uno de los principales inconvenientes de esta técnica es la sobresegmentación en algunas regiones, para esto se aplica previamente un filtro anisotrópico adaptativo.

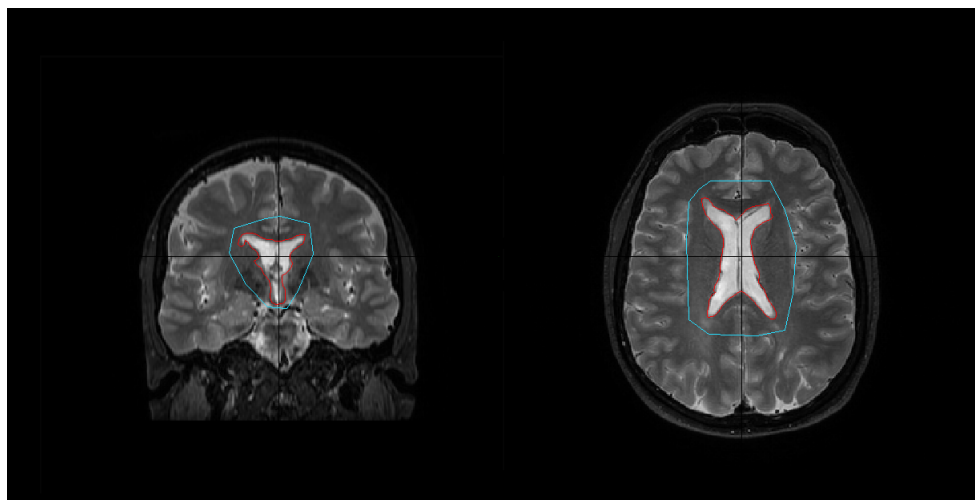


Figura 23: Algoritmo snake, en su estado inicial (azul) y en el estado de mínima energía (rojo).

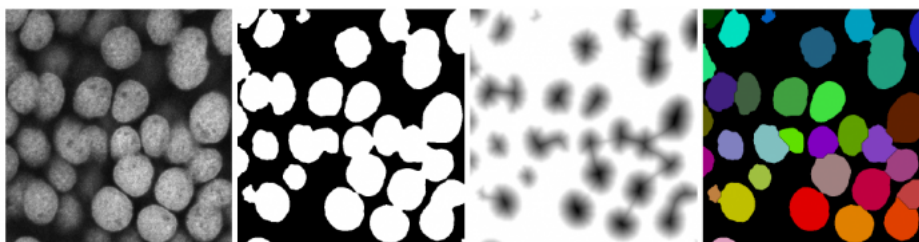


Figura 24: Aislamiento de morfologías heterogéneas con algoritmo Watershed.

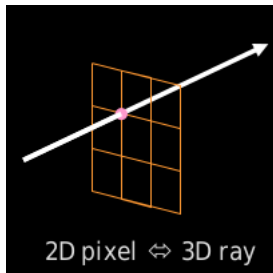


Figura 25: Cada rayo de luz que incide en los sensores de la cámara se asocia a una posición en la imagen.

## 4.2 Obtención de nubes de puntos mediante técnica de múltiples vistas

Si disponemos de una pieza, cuerpo, u otro tipo de forma física tridimensional de la que queremos obtener una representación en forma de nube de puntos, uno de los métodos a emplear es la reconstrucción a partir de imágenes del mismo objeto desde distintos ángulos.

Podemos interpretar cada píxel en una imagen como un rayo de luz en el espacio que excita los sensores lumínicos de la cámara (ver figura 25). Por tanto, el objeto que refleja dicha luz lo hará en todas las direcciones desde las cuales dicho punto concreto del espacio es visible desde la posición de la cámara. Una manera por tanto de estimar la posición en el espacio de dicho punto perteneciente al objeto será la de tomar distintas imágenes del mismo objeto variando el ángulo con el cual la luz reflejada por el objeto incide en el objetivo de nuestra cámara.

Así, si en dos imágenes tomadas del mismo objeto somos capaces de reconocer el mismo punto de la figura, y conocemos el ángulo con el que se han tomado las distintas fotografías, podemos inferir la posición relativa respecto a la cámara del punto representado.

Este proceso tiene el inconveniente de que para cada píxel en una de las imágenes hay que buscar otro píxel en las imágenes complementarias que coincida con el primero. Esto presenta varios problemas, entre los que se hallan una gran cantidad de carga de trabajo para analizar las distintas zonas candidatas en todas las imágenes (que, para obtener buenos resultados, han de rondar las 50 para un objeto 3D moderadamente complejo) y la imposibilidad de encontrar una pareja para todos los píxeles, lo que da lugar

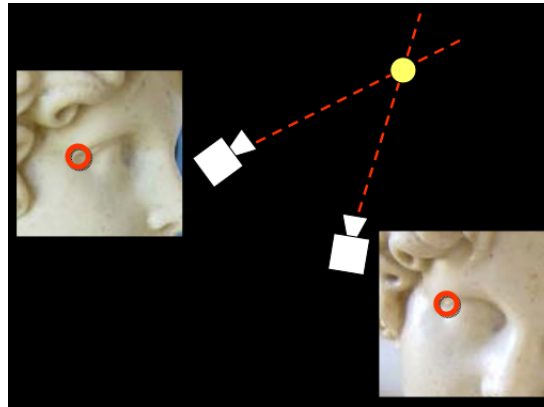


Figura 26: Obtención de la distancia de un punto de la imagen hasta la cámara por triangulación.

a la aparición de agujeros en la nube de puntos, y por ende en la superficie 3D reconstruida, empeorando la calidad del resultado.

El proceso inverso también puede ponerse en práctica, es decir, se puede muestrear el espacio tridimensional tomando como punto de partida un punto en el espacio tridimensional y proyectarlo sobre las distintas imágenes, y comparar si los píxeles correspondientes son compatibles entre sí. La diferencia con respecto al método anterior es que en este caso partimos de puntos que no sabemos si forman parte o no del objeto y vamos comprobando si cumplen las condiciones marcadas por las imágenes.

Este proceso también puede ser útil como medida de calidad a la hora de asegurar si los puntos obtenidos para la nube corresponden con puntos reales del objeto tridimensional basándonos en el número de imágenes con las que concuerdan dichos puntos.

Por supuesto, a través de este método no se va a conseguir nunca una representación exacta del objeto, dado que las imágenes así tomadas son muy sensibles a perturbaciones, ya sea de ruidos en la imagen debido a la mala calidad de las imágenes, variaciones en la calibración y enfoque del objetivo sobre distintas zonas del objeto. Cambios en la iluminación, el material, la manera en que la luz se refleja desde el objeto en diferentes ángulos, si el objeto es opaco, transparente, mate, brillante. . .

Por tanto, hará falta una función de consistencia que nos sirva para determinar si un modelo 3D reconstruido es bueno o malo en función del resultado que arroje dicha función.

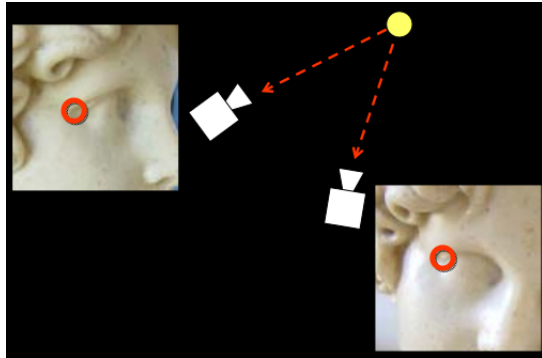


Figura 27: Muestreo inverso. Caso de puntos coincidentes al mismo punto en el espacio.

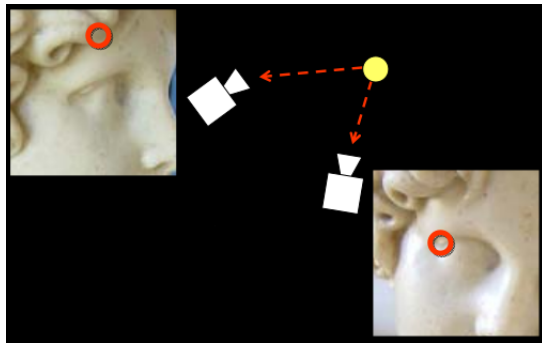


Figura 28: Muestreo inverso. Caso de puntos no coincidentes.



Figura 29: Reconstrucciones utilizando la función de consistencia.

Una función así determinará si los puntos candidato obtenidos de las imágenes son más o menos fiables en función de si sus píxeles asociados presentan una coloración parecida (válido solo para materiales mate), si la textura de la zona es lisa o rugosa (esto puede presentar problemas en objetos con acabados brillantes o con ángulos muy pronunciados).

Por tanto, una buena nube de puntos conservará sólo aquellos puntos que la función de consistencia haya determinado como buenos. Como consecuencia, este proceso presentará muchos agujeros si no se utiliza una gran cantidad de vistas del objeto.

Otro método de reconstrucción que utiliza este tipo de función de consistencia es partir de un volumen que contenga al objeto e ir comprobando punto a punto la consistencia con las imágenes de cada punto, eliminando los inconsistentes y dejando sólo los buenos. Entonces, la función de consistencia irá “tallando” el objeto del bloque de puntos que formaba el volumen original.

Este proceso, sin embargo, requiere que el objeto presente una textura distintiva, puesto que en caso contrario, la geometría final no será precisa. Cuanta menor es la textura de una zona (los puntos vecinos son muy parecidos entre sí) aparecen más agujeros, como se ve en el tejado y en el cuello del dinosaurio de la figura 29.

Estos métodos que emplean una estrategia basada únicamente en consistencia son suficientes en una gran parte de casos (excepto para objetos carentes de textura).

Para casos con objetos sin texturas no basta sólo con el criterio de consistencia planteado anteriormente, dado que distintos modelos 3D cumplen las condiciones de consistencia que marca la función de las imágenes. Por tanto,



Figura 30: Reconstrucción utilizando la regla de la optimización de mínimas áreas.

para obtener un buen modelo en estos casos, hace falta más información.

El supuesto clásico de que el objeto es razonablemente liso (no presenta ángulos ni variaciones bruscos) es un buen punto de partida, y también se puede mejorar el resultado si existe información conocida a priori dada por el usuario. A esto se le llama regularización del problema. Ahora nuestro problema se convierte en un problema de optimización.

Hemos de hallar, de todas las reconstrucciones que se ajustan a nuestro modelo de consistencia cual es la mejor.

Las superficies lisas tienen una menor área que aquellas que no lo son, por tanto, cuanto más lisa sea una superficie, menor será el área que tenga. Partiendo del supuesto anterior de que las superficies sin texturas son lisas, tenemos entonces que el modelo que presente la menor de las áreas será la que mejor se ajusta al supuesto. [6]

Este razonamiento presenta la ventaja de que podemos obtener un modelo en 3D de cualquier objeto con una topología arbitraria. Los inconvenientes son que el modelo no presentará esquinas ni aristas, siendo todo ello una superficie lisa, y la convergencia de la misma no será muy elevada, es decir, los puntos con los cuales se hace la reconstrucción no tienen por qué ajustarse a los reales (aunque los resultados, en la práctica, son aproximaciones aceptables).

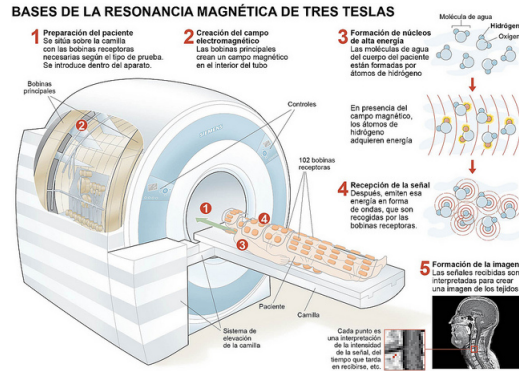


Figura 31: Principio de funcionamiento de la resonancia magnética.

## 4.3 Técnicas de obtención de imágenes cerebrales

### 4.3.1 Resonancia magnética

El desarrollo tecnológico de la RM la ha convertido en una herramienta fundamental para el diagnóstico clínico. La utilidad de esta técnica se ha potenciado mediante el postprocesado de las imágenes obtenidas, del cual se obtiene información cuantitativa de valor clínico complementando la observación y análisis cualitativo por parte del grupo médico.

El postprocesado se fundamenta principalmente en la medición de distintos parámetros de interés clínico a partir del desarrollo de técnicas para el procesamiento digital de las imágenes. Una de las principales etapas del postprocesado es la segmentación de los tejidos y estructuras anatómicas cerebrales, esto constituye el punto de partida para llevar a cabo mediciones útiles para el diagnóstico y seguimiento de diferentes patologías. [7]

La obtención de imágenes a través de una resonancia magnética es un procedimiento no intrusivo de conocer la estructura de un cuerpo mediante el alineamiento y la excitación magnética de los núcleos de los átomos que componen la materia de estudio.

Un imán crea un campo magnético que se encarga de alinear los momentos magnéticos de los núcleos de los átomos paralela o anti-paralelamente al campo magnético en el que se encuentran sumergidos, y mediante radiación electromagnética a una determinada frecuencia de resonancia se producen breves saltos energéticos en dichos núcleos en forma de fotones que pueden



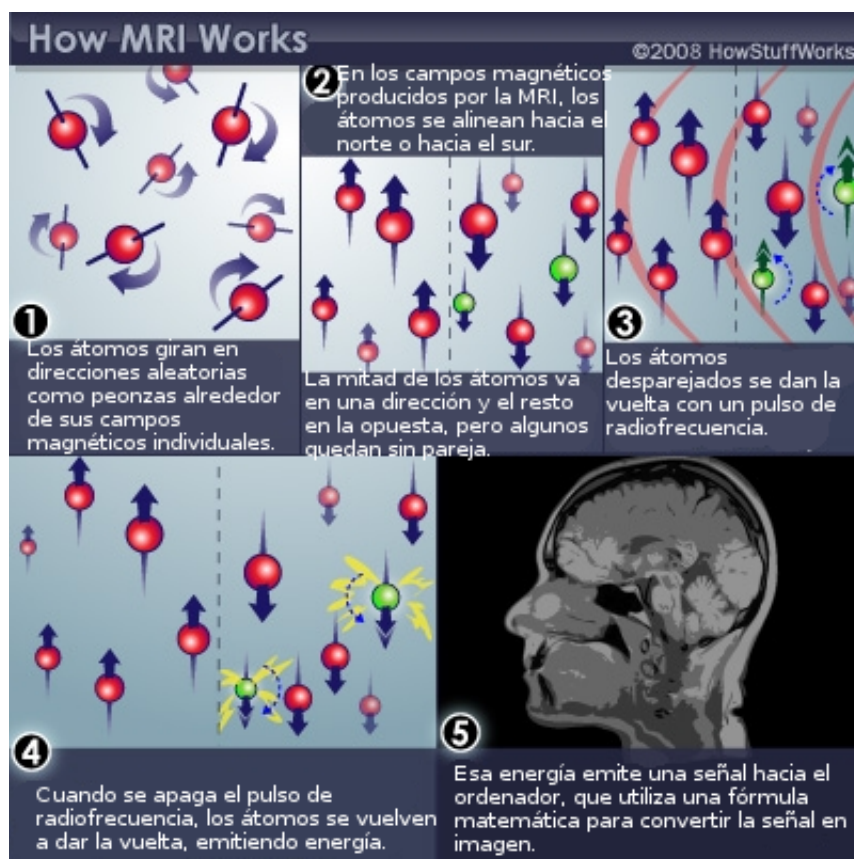


Figura 32: Principio de funcionamiento de la obtención de imágenes mediante resonancias magnéticas.

ser utilizados para reconstruir una imagen del cuerpo del que forman parte.

Dependiendo de si los fotones visualizados corresponden al cambio de sentido inicial inducido por la onda de radio o al segundo cambio debido a la repentina ausencia de dicho pulso, la imagen final será de tipo T1 o T2.

El contraste de imágenes es el objetivo del procesamiento de imágenes. Las diferentes técnicas de obtención de imágenes enfatizarán ciertas características de las estructuras anatómicas y nos permitirán diferenciar unas estructuras de otras y detectar anomalías en ellas.

El contraste de imágenes MRI estructural es nativamente (es decir, sin usar agentes potenciadores de contraste) superior que el de las imágenes TC y otras técnicas de formación de imágenes. Tanto en TC como en MRI, el

contraste de la imagen es una función de la densidad del tejido.

Para las MRI en que la fuente de señales son los protones (especialmente los protones de hidrógeno), el tipo de densidad que más importa es la densidad de dichos protones. Además de la densidad del tejido, las propiedades de relajación del tejido contribuyen al contraste de la imagen MRI (pero no en la TC). Hay dos tipos de propiedades de relajación: relajación T1 y relajación T2.

Durante el proceso de relajación T1, los protones se reorientan dando como resultado la recuperación de la magnetización longitudinal. Durante el proceso de relajación T2, los protones se desfiguran (el espín se desincroniza) y se produce una disminución de la magnetización transversal.

Por lo tanto, las propiedades intrínsecas del tejido determinan el contraste de la imagen nativa en la resonancia magnética: densidad de protones, relajación T1 y relajación T2.

La densidad de protones se cuantifica como una concentración relativa, es decir, la concentración de protones en el tejido de interés con relación a la del agua con el mismo volumen y temperatura. La densidad de protones del líquido cefalorraquídeo (agua) es aproximadamente de 1 y la de materia blanca (alto contenido de grasa) es de 0.6.

La relajación de T1 se mide usando una constante de tiempo llamada T1 (generalmente medida en milisegundos, msec). T1 se define como el tiempo en que se recupera el 63% de la magnetización longitudinal. Una recuperación del 95% se produce pasados 3 veces este tiempo.

La relajación de T2 se mide usando una constante de tiempo llamada T2 (generalmente medida en milisegundos, msec). T2 se define como el tiempo en que el 63% de la magnetización transversal se ha eliminado. Una eliminación del 95% se produce pasados 3 veces este tiempo.

Los parámetros de escaneo (por ejemplo, TR = tiempo de repetición, TE = tiempo de eco) se pueden seleccionar para enfatizar ciertas propiedades de contraste de la imagen.

Las imágenes ponderadas por densidad de protones se utilizan para diferenciar las estructuras anatómicas en función de su densidad de protones; es decir, los parámetros de escaneo se establecen (TR grande / TE corto) para minimizar los efectos de relajación T1 y T2.

Las imágenes ponderadas en T1 se usan para diferenciar las estructuras anatómicas principalmente sobre la base de los valores T1; es decir, los parámetros de escaneo se establecen (TR corto / TE corto) para minimizar los efectos de relajación de T2. Los tejidos con alto contenido de grasa (por

ejemplo, materia blanca) aparecen brillantes y los compartimentos llenos de agua (por ejemplo, CSF aparecen oscuros. Esto es bueno para poder observar anatomía.

Las imágenes ponderadas en T2 se utilizan para diferenciar las estructuras anatómicas principalmente sobre la base de los valores de T2; es decir, los parámetros de exploración se establecen (TR largo / TE largo) para minimizar los efectos de relajación T1. Los compartimentos llenos de agua (por ejemplo, compartimentos de CSF) aparecen brillantes y los tejidos con alto contenido de grasa (por ejemplo, materia blanca) aparecen oscuros. Esto es bueno para poder observar ciertas patologías, ya que una gran parte de las lesiones se asocian con un aumento en el contenido de agua.

La relajación significa la restauración del estado de equilibrio o volver a un nivel de baja energía después de la excitación.

La relajación spin-retícula (longitudinal) o relajación T1 es el proceso por el cual se recupera la magnetización longitudinal (después de haber aplicado un pulso de excitación) debido a la transferencia de energía desde un spin a las moléculas vecinas (la retícula).

Ocurre en la dirección del eje z (vertical). El tiempo de relajación T1 es una medida de la velocidad de transferencia de energía desde el spin a las moléculas vecinas (la retícula). Es el momento en que el 63% de la magnetización longitudinal se ha recuperado.

La relajación spin-spin (transversal) o T2 es el proceso por el cual la magnetización transversal decae debido al desfase de los giros de protones (los espines se de-sincronizan). Después de aplicar el impulso de excitación, la magnetización gira 90 grados desde el eje longitudinal al plano xy. La magnetización transversal es inicialmente máxima (debido a espines nucleares coherentes) pero esta disposición se pierde gradualmente debido a las inhomogeneidades de campo y / o las interacciones directas entre los espines (sin transferencia de energía a la retícula).

La relajación T2 ocurre en el plano xy y a menudo se representa como la propagación de momentos magnéticos a lo largo del plano. El tiempo de relajación T2 es una medida de la velocidad de decaimiento de la magnetización transversal dentro del plano xy. Es el momento en que el 63% de la magnetización transversal se ha deteriorado.

Dentro de las técnicas de imagen comúnmente utilizadas para el diagnóstico de hidrocefalias se encuentran la tomografía computerizada (TAC) y la resonancia magnética (RM). Inicialmente se utilizó la técnica de TAC pero ésta fue sustituida, en la mayoría de los casos, por la RM debido a que

la calidad de la imagen obtenida por esta última es significativamente mayor.

La resonancia magnética permite realizar estudios avanzados y evaluar diferentes patologías emitiendo, a diferencia de la tomografía, una radiación no ionizante. Sin embargo, dentro de sus desventajas se encuentran tiempos de adquisición más elevados y el aumento de los costos de adquisición, instalación, operación y mantenimiento.

### **4.3.2 Tomografía axial computerizada**

La tomografía es la obtención de imágenes de cortes o secciones de algún objeto. La posibilidad de obtener imágenes de cortes tomográficos reconstruidas en planos no transversales ha hecho que en la actualidad se prefiera denominar a esta técnica tomografía computerizada o TC en lugar de TAC.

En lugar de obtener una imagen de proyección, como la radiografía convencional, la TAC obtiene múltiples imágenes al efectuar la fuente de rayos X y los detectores de radiación movimientos de rotación alrededor del cuerpo. La representación final de la imagen tomográfica se obtiene mediante la captura de las señales por los detectores y su posterior proceso mediante algoritmos de reconstrucción.

En los fundamentos de esta técnica trabajaron Allan McLeod Cormack y el ingeniero Sir Godfrey Newbold Hounsfield, que dirigía la sección médica del Laboratorio Central de Investigación de la compañía EMI. Ambos obtuvieron de forma compartida el Premio Nobel de Fisiología o Medicina en 1979. En recuerdo y como homenaje a Hounsfield, las unidades que definen las distintas atenuaciones de los tejidos estudiadas en TAC se denominan unidades Hounsfield o número TAC (CT number), donde el agua corresponde a 0HU, tejidos blandos +30 a +60HU, grasa -40 a -120HU, entre otros que permiten hacer caracterización de tejidos.

El aparato de TAC emite un haz de rayos X que incide sobre el objeto de estudio. La radiación que no se absorbe es recogida por los detectores. Luego el emisor del haz, que tenía una orientación determinada (por ejemplo, vertical a 90°) gira (por ejemplo, a 95°). Este espectro también es recogido por los detectores.

El ordenador 'suma' las imágenes, promediándolas. El emisor vuelve a cambiar su orientación (por ejemplo a 100° de inclinación). Los detectores recogen este nuevo espectro, lo 'suman' a los anteriores y 'promedian' los datos. Esto se repite hasta que el tubo de rayos y los detectores han dado una vuelta completa, momento en el que se dispone de una imagen tomográfica

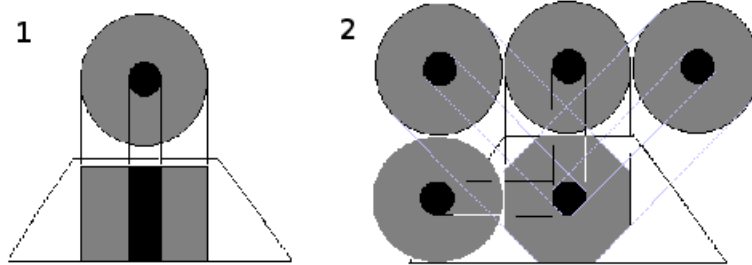


Figura 33: Suma de las proyecciones de una TC.

definitiva y fiable.

La ilustración 20-1 representa el resultado en imagen de una sola incidencia o proyección. Se trata de una representación esquemática de un muslo. El color negro representa una densidad elevada, y el gris representa una densidad media, los músculos.

En la ilustración 20-2 el ordenador dispone de datos de cuatro imágenes: 45°, 90°, 135° y 180°. Los perfiles de la imagen son ortogonales, lo que la aproximan mucho más a los contornos circulares del objeto real.

Una vez que ha sido reconstruido el primer corte, la mesa donde el objeto reposa avanza una unidad de medida y el ciclo vuelve a empezar. Así se obtiene un segundo corte que corresponde a un plano situado a una unidad de medida del corte anterior.

A partir de todas esas imágenes un ordenador reconstruye una imagen bidimensional que permite ver secciones del objeto de estudio desde cualquier ángulo. Los equipos modernos permiten incluso hacer reconstrucciones tridimensionales.

La TC, es una prueba radiológica muy útil para el estudio de extensión de diversos cánceres, como el cáncer de mama, de pulmón y de próstata o la detección de cualquier cáncer en la zona nasal. Otro uso es la simulación virtual y planificación de un tratamiento del cáncer con radioterapia es imprescindible el uso de imágenes en tres dimensiones que se obtienen de la TC.

Entre las ventajas de la TC se encuentra que es una prueba rápida de realizar, que ofrece nitidez de imágenes que todavía no se han superado con la resonancia magnética nuclear como es la visualización de ganglios, hueso,

etc. y entre sus inconvenientes se cita que la mayoría de veces es necesario el uso de contraste intravenoso y que al utilizar rayos X, se reciben dosis de radiación ionizante, que a veces no son despreciables. Por ejemplo en una TC abdominal, se puede recibir la radiación de más de 500 radiografías de tórax, el equivalente de radiación natural de más de cinco años.

Las imágenes obtenidas de las distintas técnicas de obtención anteriormente descritas se transfieren a formato digital en distintos formatos. Los más utilizados se describen a continuación.

### **4.3.3 Formato DICOM**

El formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) es un modelo propuesto y administrado por la NEMA (National Electrical Manufacturers Association) para el acceso seguro y confiable a la información de las imágenes médicas, esto es, garantizar que la información del paciente se mantenga en igualdad de condiciones desde el momento en que se toma el estudio hasta cuando se vaya a hacer uso del mismo, ya sea para un post-procesamiento o simplemente para el despliegue de resultados por parte del personal médico especialista.

DICOM utiliza su propio lenguaje, todos los datos físicos o descriptivos referentes al paciente y/o estudio son vistos como elementos con atributos y propiedades características. De esta manera, se organizan jerárquicamente los datos para clasificarlos según la información contenida en cada grupo, permitiendo así la identificación y acceso de los parámetros de interés dentro del archivo DICOM, generalmente reconocido por su extensión \*.dcm.

### **4.3.4 Formato NIFTI**

El formato NIFTI (Neuroimaging Informatics Technology Initiative) aparece como una extensión del formato MAYO/Analyze, permite almacenar los campos de información y la imagen en un solo archivo (con extensión \*.nii) para facilitar su manejo. Este formato, además, permite almacenar información de diferentes tipos, puede ser una imagen, valores estadísticos u otros tipos de datos como vectores, matrices, etiquetas, etc.

## 4.4 OpenCV y Point Cloud Library

Tanto OpenCV como PointCloudLibrary son dos librerías de desarrollo para diversos lenguajes de programación que están orientadas al tratamiento de imágenes mediante visión artificial, aunque ambas con distintos enfoques.

OpenCV está orientada al procesamiento de imágenes de manera general, y por tanto implementa los procedimientos más comunes de este campo, como la búsqueda de contornos, objetos sólidos, agujeros, patrones, etc. típicamente presentes en las imágenes a tratar por los programas realizados con ella. Es por tanto una librería muy flexible y muchos proyectos han sido desarrollados con su ayuda.

PointCloudLibrary en cambio es una librería más específica, concretamente se especializa en imágenes tridimensionales y en su reconstrucción y representación. Como su nombre en inglés indica, está basada en el tratamiento y análisis de imágenes tridimensionales como si se trataran de nubes de puntos en el espacio. Este enfoque hace muy fácil la reconstrucción en un entorno digital de un modelo 3D representativo del objeto tridimensional en el mundo real, y por tanto el estudio y procesamiento de los mismos.

## 4.5 Algoritmos basados en modelos de contorno activos o snakes

Los algoritmos basados en modelos de contorno activo (también conocidos como snakes o serpiente en inglés, por su geometría y comportamiento) son algoritmos capaces de extraer contornos que se encuentren en una imagen 2d de la cual no se puedan extraer los mismos de manera trivial con operaciones matemáticas simples.

Consisten en splines deformables que interactúan con las distintas energías que hay en su entorno, tanto la suya propia inherente como las energías de la imagen y las energías externas condicionadas por agentes externos. Estas energías hacen que el spline se deforme como resultado de las fuerzas en la imagen que la contraen y fuerzas internas que resisten la contracción. Requieren un conocimiento previo sobre el contorno deseado.

Dependen de interacción con otro agente que proporcione esa información (usuario, imágenes similares, otros procesos de visión..) resuelven problemas

donde se conoce aproximadamente la forma del contorno final. Siendo deformables se adaptan bien a ruidos y pueden encontrar contornos ilusorios

Ventajas:

- Buscan llegar autónomamente a un estado de mínima energía.
- Interacciones con la energía de la imagen visualmente intuitivas.
- Suavizado Gaussiano en la imagen permite sensibilidad de escala.
- Se pueden usar para controlar objetos dinámicos.

Desventajas:

- Son sensibles a mínimos locales. Se puede contrarrestar con técnicas de recocido simulado.
- Pequeños detalles se pierden debido a la minimización de energía global en la imagen.
- Su exactitud depende de la estrategia de convergencia aplicada.

### 4.5.1 Energía interna

El término de energía interna está definido por una serie de puntos  $v_i$  donde  $i = 0..n - 1$ , llamado  $E_{interna}$ . Controla las deformaciones del snake. El término de energía externa  $E_{externa}$  hace coincidir el contorno del snake con la imagen. Es una combinación de la energía de la imagen  $E_{imagen}$  con las condiciones marcadas por el usuario  $E_{condiciones}$ .

Función de energía del snake:

$$E_{snake}^* = \int_0^1 E_{snake} * v(s) ds = \int_0^1 E_{interna}(v(s)) + E_{imagen}(v(s)) + E_{condiciones}(v(s)) ds$$

$$E_{interna} = E_{continuidad} + E_{curvatura}$$

$$E_{interna} = \frac{1}{2} \alpha(s) |v_s|^2 + \frac{1}{2} \beta(s) |v_{ss}(s)|^2 = \frac{1}{2} \alpha(s) \left\| \frac{d\bar{v}}{ds}(s) \right\|^2 + \beta(s) \left\| \frac{d^2\bar{v}}{ds^2}(s) \right\|^2$$



donde  $\alpha$  y  $\beta$  son ponderaciones definidas por el usuario que controlan la sensibilidad de la función de la energía interna al estiramiento del snake y a la cantidad de curvatura, respectivamente.

En la práctica un valor alto de  $\alpha$  penaliza que existan grandes diferencias de distancia entre distintos puntos del contorno. Por su parte, un valor elevado de  $\beta$  penaliza la existencia de oscilaciones en el contorno.

### 4.5.2 Energía de la imagen

La energía de la imagen es función de las características de cada imagen. Características e imágenes pueden ser procesadas de maneras muy diversas.

Para una imagen  $I(x, y)$  con líneas, contornos y terminaciones presentes en ella la formulación general de la energía de la imagen es:

$$E_{imagen} = w_{linea}E_{linea} + w_{contornos}E_{contornos} + w_{terminaciones}E_{terminaciones}$$

donde  $w$  representa la ponderación relativa de cada una de esas características. Mayor peso significa mayor contribución e importancia del elemento.

$$E_{linea} = I(x, y)$$

El signo de  $w_{linea}$  determina la atracción hacia líneas blancas o negras. Si se usan filtros,  $E_{linea} = filtro(I(x, y))$ .

$$E_{contornos} = -|\nabla I(x, y)|^2$$

Un snake que empiece lejos del contorno deseado puede ser perturbado por mínimos locales. Esto se puede solucionar partiendo de una imagen desenfocada e ir aclarando la imagen según va progresando el cálculo del snake. En ese caso  $E_{contornos} = -|G_\sigma * \nabla^2 I|^2$  donde  $G_\sigma$  es una Gaussiana con desviación estándar. A esto se denomina continuación de espacio de escala.

### 4.5.3 Función de terminación

Tomando  $C(x, y)$  como una expresión de la imagen desenfocada resultado de  $G_\sigma * I(x, y)$  con un ángulo gradiente  $\theta = \arctan \frac{C_y}{C_x}$ , y un vector unidad en

la dirección del gradiente  $n = (\cos \theta, \sin \theta)$ , y vector unidad perpendicular al gradiente  $n_{\perp} = (-\sin \theta, \cos \theta)$ .

La función de la energía de terminación puede ser representada como:

$$E_{term} = \frac{\partial \theta}{\partial \perp n} = \frac{\partial^2 C / \partial^2 \perp n}{\partial C / \partial n} = \frac{C_{yy}C_x^2 - 2C_{xy}C_xC_y + C_{xx}C_y^2}{(C_x^2 + C_y^2)^{3/2}}$$

#### 4.5.4 Optimización de energía mediante gradiente descendente

Partiendo de un estado inicial del snake, cada iteración de procesamiento va un paso hacia la dirección a la que apunta el gradiente negativo de cada punto del snake, con un paso de tamaño  $\gamma$  para encontrar mínimos locales:

$$\bar{v}_i \leftarrow \bar{v}_i + F_{snake}(\bar{v}_i)$$

donde:

$$F_{snake}(\bar{v}_i) = -\nabla E_{snake}(\bar{v}_i) = -(w_{interna} \nabla E_{interna}(\bar{v}_i) + w_{externa} \nabla E_{externa}(\bar{v}_i))$$

Assumiendo que los pesos  $\alpha$  y  $\beta$  son constantes con respecto a  $s$ , se simplifica a:

$$\bar{v}_i \leftarrow \bar{v}_i - \gamma \left\{ w_{interna} \left[ \alpha \frac{\partial^2 \bar{v}}{\partial s^2}(\bar{v}_i) + \beta \frac{\partial^4 \bar{v}}{\partial s^4}(\bar{v}_i) \right] + \nabla E_{externa}(\bar{v}_i) \right\}$$

#### 4.5.5 Aproximación discreta

En la práctica las imágenes tienen resolución finita. Por tanto, se requiere de aproximaciones discretas a las ecuaciones anteriormente descritas:

$$E_{snake}^* \approx \sum_{i=1}^n E_{snake}(\bar{v}_i)$$

Consecuentemente:

$$F_{snake}^* \approx - \sum_{i=1}^n \nabla E_{snake}(\bar{v}_i)$$

Como los pasos se dan en un tiempo discreto finito el snake se puede pasar del mínimo de un paso a otro, provocando oscilaciones. Esto se puede solucionar haciendo que el tamaño de los pasos sea menor al tamaño de un píxel, pero esto hace que las energías internas de la imagen afecten el progreso del algoritmo de manera demasiado acentuada en regiones de baja energía, como son los mínimos locales.

Alternativamente, las fuerzas de la imagen pueden ser normalizadas para cada paso para que las fuerzas solo encojan el contorno del snake un píxel. Esto se formula:

$$F_{imagen} = -k \frac{\nabla E_{imagen}}{\|\nabla E_{imagen}\|}$$

donde el tiempo de cada paso  $t * k$  es prácticamente un píxel. Esto evita las fuerzas dominantes en zonas de baja energía que resultan de manipular el tiempo de paso.

Pueden existir mínimos no representados en la imagen por un píxel (el cruce por cero no llega a cero, no hay una combinación de píxeles que llegue al cero exacto) y el snake oscilará entre dos combinaciones de píxeles, no terminando nunca el proceso.

Esto se evita haciendo uso de una interpolación entre los valores de los píxeles en vez de mirar los valores de los vecinos más próximos.

Los snakes funcionan bien para casos generales, pero existen variaciones de este método general para casos particulares para los cuales este método no converge de manera adecuada, como el modelo globo, que funciona como un snake pero con un factor de inflado que hace que el snake se vaya expandiendo en lugar de encogerse, etc.

Para nuestro caso particular, utilizamos los snakes como herramienta para poder extraer de las imágenes MRI del paciente únicamente la parte que nos interesa estudiar, la de los ventrículos.

Esto es posible gracias al contraste de tonalidad de grises que existe entre la materia gris del cerebro vista en la imagen con la tonalidad de las cavidades ventriculares, y a la relativa repetitividad y previsibilidad del proceso debido a que, si bien no todas las personas tienen la misma estructura ventricular, la localización de los mismos sí es bastante homogénea, por lo que se puede dar como entrada al algoritmo una zona de búsqueda en la que asumimos se encontrarán típicamente todas las cavidades a estudiar. Gracias a estas dos características del problema se hace viable el empleo de snakes para resolver esta parte del problema.

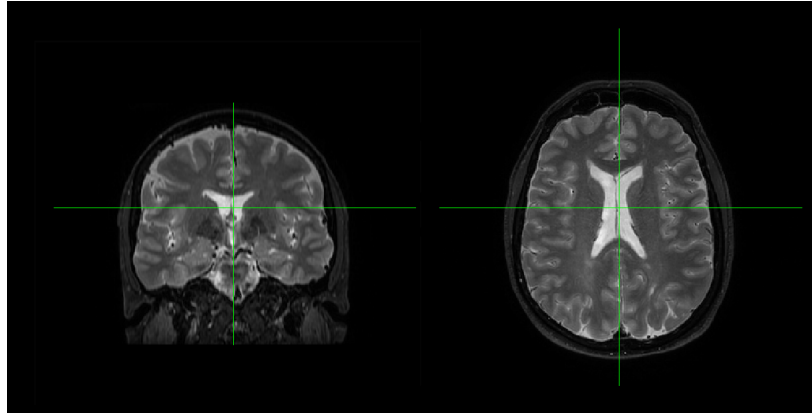


Figura 34: Diferencia de tonalidades de gris debido al distinto contenido en agua de cada componente cerebral.

Esta imagen tipo T2, por ejemplo, refleja el líquido cefalorraquídeo de color blanquecino, mientras que la materia blanca aparece en tonos oscuros, y la materia gris entre medias de ambos. Un algoritmo de tipo snake reaccionará bien ante una imagen con este contraste.

Podemos utilizar un algoritmo snake para encontrar la forma de los ventrículos cerebrales en la imagen anterior. Para que este proceso surtiera efecto, debemos proporcionar al algoritmo, como se discutió anteriormente, una región inicial sobre la que empezar a buscar contornos.

Para esto, podemos utilizar diversos métodos, como por ejemplo dibujar un círculo alrededor de las cavidades manualmente en una aplicación gráfica diseñada específicamente para ello, como por ejemplo una aplicación parecida a la aplicación de ejemplo incluida en la documentación de OpenCV que trata sobre snakes.

Utilizando esta aplicación y ejecutando el algoritmo obtenemos los contornos obtenidos en la imagen 35. El contorno inicial utilizado parte de una región ovalada dentro de la materia blanca. Si se utilizara una región que contuviese todo el cráneo el algoritmo se detendría en el límite de la materia gris con la materia blanca.

Por lo tanto queda demostrado que los snakes son apropiados para buscar la forma de los ventrículos del cerebro dentro de una imagen MRI.

Sin embargo, los resultados obtenidos a través de esta aplicación no dejan de ser resultados visuales, es decir, esta aplicación no está preparada para utilizar los resultados obtenidos de ninguna manera, su propósito es

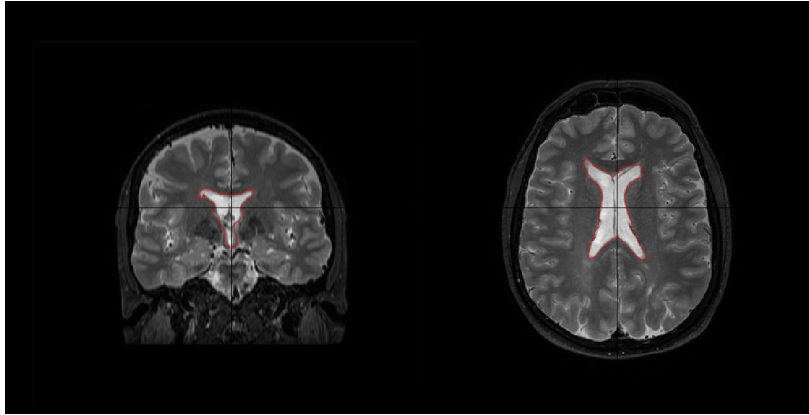


Figura 35: Algoritmo snake encontrando la forma de los ventrículos cerebrales.

demostrar la utilización de los snakes.

Otro problema más serio radica en que el funcionamiento del programa requiere de un usuario que provea al software de una región inicial de búsqueda de contornos. Esto no es aceptable, pues el usuario gastaría demasiado tiempo en recorrer la secuencia de imágenes del paciente rodeando la zona de los ventrículos en cada capa.

Dada la naturaleza de la secuencia de las imágenes, podemos asegurar que las formas de los ventrículos cerebrales no van a ser significativamente distintas entre distintas personas. Por tanto, podríamos crear unos contornos que podríamos denominar estándar en los que se encuentren la práctica totalidad de las personas y utilizarlos para automatizar este proceso.

La solución consistiría en buscar un patrón en la imagen que nos indicara dónde está el centro de la imagen (por ejemplo buscando el área blanquecina de los ventrículos) y centrar el contorno estándar en ese punto y ejecutar el algoritmo, haciendo esto para cada imagen de la secuencia.

Afortunadamente, no es necesario desarrollar la aplicación descrita, pues ya existe una aplicación que sigue un proceso similar al descrito para obtener la forma de los ventrículos de una secuencia de imágenes de manera automática. Se trata de la herramienta SIENA de la librería de análisis cerebral FSL, que pasaremos a describir a continuación.

## 4.6 Software de análisis cerebral FSL

FMRIB Software Library (FSL) es una librería de herramientas desarrollada por la Universidad de Oxford, principalmente para el análisis de imágenes de resonancia magnética funcional (RMF), RM e imágenes por tensor de difusión (DTI). Algunas de las herramientas de segmentación que ofrece FSL son FAST (FMRIB's Automated Segmentation Tool) y FIRST (FMRIB's Integrated Registration & Segmentation Tool), la primera es básicamente usada para la diferenciación de tejidos, mientras la segunda está diseñada para estructuras subcorticales.

FAST segmenta una imagen 3D del cerebro en diferentes tipos de tejido (sustancia gris, sustancia blanca, líquido cefalorraquídeo, etc.), además de corregir variaciones de intensidad espacial (inhomogeneidades de radiofrecuencia). Requiere como entrada imágenes con previa extracción de cráneo, es muy robusta al ruido al utilizar la información de vecindad espacial combinada con una probabilidad basada en el Modelo Gaussiano Mixto para cada vóxel.

El software de análisis cerebral FSL es una suite de software centrada en el estudio y análisis gráfico del cerebro humano. Cuenta con diversas herramientas de análisis, divididas en distintas categorías según su función y cometido, a saber:

- MRI estructural:
  - BET: extracción cerebral de una imagen.
  - FAST: segmentación por tipos de tejido.
  - FIRST: segmentación de estructuras subcorticales
  - FLIRT y FNIRT: registros lineales y no lineales
  - FSLVBM: análisis basado en píxeles sobre densidad de materia gris en varios pacientes
  - SIENA y SIENAX: análisis longitudinal y seccionado de cambios estructurales
  
- MRI funcional:
  - FEAT: análisis basado en modelos, por ejemplo para FMRI de tareas

- MELODIC: análisis basado en ICA sin modelos, por ejemplo, para FMRI de descanso
- FABBER: FMRI de perfusión con doble eco (ASL/BOLD)
- BASIL: análisis cuantitativo de perfusión de descanso de un FMRI de perfusión ASL
- MRI de difusión:
  - FDT: preprocesamiento de MRI de difusión, emplazamiento de tensores y tractografía
  - TBSS: análisis de píxeles multi-paciente de datos MRI de difusión
  - EDDY: corrientes de Eddy y corrección de movimientos de cabeza mejorados para datos MRI de difusión
  - TOPUP: corrección de distorsión mejorada para datos MRI de difusión
- MRI de perfusión:
  - BASIL: cuantificación de perfusión utilizando etiquetado de spines arteriales
- Estadística:
  - Randomise: inferencias por permutaciones, incluyendo TFCE
  - PAL: inferencias por permutaciones, incluyendo multivariado y manejo de datos superficiales
  - Dual Regression: generación de mapas para pacientes individuales desde un ICA grupal
- Otros:
  - FSLView: visor de imágenes en 3D/4D, series temporales y superficies
  - Nets: varias herramientas relacionadas con análisis de redes y conectividad
  - FDR: límite de ratio de falsos descubrimientos
  - Mm: límite de modelos mixtos

- Clúster: varios análisis basados en clústeres incluyendo inferencias de clúster basados en GRF
- Fslutils: programas de línea de comandos aparte (incluye fslmaths y fslstats)
- Atlases: varios atlas incluidos con FSL
- SUSAN: reducción de ruido de imagen no lineal
- FUGUE: corrección de distorsión EPI basado en mapas de campo
- MCFLIRT: corrección de movimientos de cabeza
- FLOBS: funciones de base sobre hemodinámica flexible
- Miscvis: programas para obtener imágenes de resumen.
- lesion\_filling: herramienta para rellenar mascararas de lesiones cono intensidades de no-lesión
- POSSUM: simulador de imágenes FMRI/MRI
- Atlasquery: herramienta para informar sobre etiquetas de atlas para mascararas o coordenadas singulares.

La librería FSL es muy útil para el procesamiento de imágenes de resonancia magnética como las que usamos en este trabajo. Los distintos módulos que contiene sirven cada uno una función específica que nos pueden ayudar a manipular las imágenes para obtener la información específica que necesitamos y desechar la sobrante, hacer análisis y extracción de distintas estructuras cerebrales, tareas de visualización, entre otras. Pasamos ahora a describir y mostrar las capacidades de cada uno de los módulos.

- **BET brain extraction.** Como su nombre indica, BET brain extraction reconoce en una imagen MRI el cerebro, y puede utilizar esta información para eliminar de la imagen el cráneo, columna vertebral, mandíbula, ojos, etc. que suelen estar presentes en la imagen y por lo general no son de interés para este tipo de análisis, dar el centro de gravedad del cerebro en la imagen.
- **SUSAN Structure-preserving noise reduction.** Este módulo sirve para reducir el ruido que pueda haber en una imagen conservando las características de las distintas estructuras cerebrales. En lugar de aplicar un algoritmo de reducción del ruido (una combinación de



erosión y apertura, por ejemplo) que podría eliminar información importante de la imagen, haciendo uso de este módulo podemos limpiar las imágenes hasta cierto punto, mejorando la calidad de las mismas y sin una pérdida sustancial de información relevante.

- **FAST FMRIB's Automated Segmentation Tool.** Este módulo sirve para segmentar una imagen 3D del cerebro en sus diferentes tejidos(materia gris, blanca, líquido cefalorraquídeo) corrigiendo variaciones de intensidad espacial.

El método utilizado para llevar a cabo la segmentación está basado en un campo aleatorio de un modelo oculto de Markov , y su algoritmo de esperanza-maximización asociado, y es poco sensible al ruido de la imagen, por lo que es capaz de extraer las estructuras de los tejidos de una imagen de baja calidad de manera consistente y acertada.

- **FLIRT FMRIB's Linear Image Registration Tool.** Herramienta para el registro lineal(afín) intra e intermodal de imágenes cerebrales. Su uso principal es el cálculo de una transformada afín que registra la imagen de origen a una de referencia. Los resultados del programa son una matriz de transformación que puede ser aplicada a futuras imágenes para transformarlas.

Este proceso es útil para normalizar imágenes en pacientes o instalaciones que, por razones de fuerza mayor, no puedan ser obtenidas con los planos axiales ortogonales típicos de una imagen de estas características.

- **FEAT FMRI analysis.** FEAT es una herramienta para el análisis de datos FMRI de alta calidad. Está diseñado para poder automatizar la mayoría de decisiones de análisis, y puede ser adaptado a experimentos de diferente complejidad. FEAT tarda entre 5 y 20 minutos en ejecutar cada análisis, y produce un informe en forma de página web, que incluye mapas de activación en colores y gráficos tiempo-curso de los datos contra los modelos.

El modelado de los datos está basado en modelado lineal general (GLM), también conocido como regresión múltiple. Permite describir el diseño experimental, entonces se crea un modelo consistente con los datos, y predice qué partes del cerebro se han activado debido a los estímulos.

- **POSSUM MRI simulator Physics-Oriented Simulated Scanner for Understanding MRI.** Possum es un simulador de imágenes MRI. Basándose en unos modelos cerebrales predeterminados incluidos con el programa, Possum puede simular el proceso de obtención de imágenes de MRI, simulando el proceso de estimulación y activación de cada vóxel de la imagen. Varios parámetros del paciente y de la instalación simuladas pueden ser alterados para poder simular distintas condiciones de obtención de imágenes.

Entre todas las herramientas disponibles que nos ofrece FSL, nos interesa especialmente SIENA, que compara la estructura cerebral de dos pacientes, y en el procesamiento de las imágenes de los mismos es capaz de separar las cavidades ventriculares del resto de la estructura cerebral, por lo que nos puede ser muy útil a la hora de obtener la región ventricular de nuestras imágenes de inicio.

Mediante la opción -V, SIENA ejecuta también el programa VIENA, llamado así por ser una combinación de ventrículos y SIENA, ya que se encarga de hacer el análisis estructural que hace SIENA pero de la región ventricular. Si a VIENA lo combinamos con la opción -d (debug), esta nos permite obtener, al final del análisis estructural de las imágenes, todos los archivos intermedios utilizados en el análisis para generar el informe final del proceso. Entre estos archivos se encuentran los contornos de los ventrículos de los pacientes en formato NIFTI

El problema de utilizar SIENA como medio de obtención de los contornos de los ventrículos es que el software está diseñado para hacer una comparativa de la estructura cerebral de dos pacientes, y el contorno de los ventrículos de los mismos es simplemente un producto casual del procesamiento de ambas estructuras, y no un fin en sí mismo como lo es para nosotros, por lo que SIENA realiza un montón de operaciones extra de análisis que para nuestro caso no nos interesan, pero que dada la manera de funcionar el programa hemos de esperar hasta el final de todo el cálculo para obtener los contornos.

Además, nosotros por lo general estaremos trabajando con un paciente al tiempo, por lo que las imágenes que demos como entrada a SIENA serán dos copias de MRI idénticas del mismo paciente. Estos dos factores (cálculos extra, MRI idénticos), hacen que la ejecución completa de SIENA + VIENA se alargue en el tiempo y dure una media hora de procesamiento (2x Inter Xeon 5160 @ 3GHz), por lo que la utilización de este software, aunque conveniente por no tener que crear un software desde cero con la elevada complejidad

## *Capítulo 4 Procesamiento de imágenes*

---

de este proceso, no es sin duda optima desde el punto de vista funcional, e idealmente sería el primer punto a mejorar de todo el proyecto.



# Capítulo 5 - Primera solución planteada. Análisis capa a capa

## 5.1 Planteamiento

Una vez que se ha determinado que la utilización del programa SIENA de la librería FSL nos permite obtener de manera automática aunque no ideal una representación de los contornos de los ventrículos de un paciente a través de una imagen MRI de su cerebro, podemos comenzar a analizar dicha representación.

El planteamiento de la reconstrucción consiste en analizar la nube de puntos que tenemos como representación del contorno de los ventrículos, quedarnos con aquellos que podamos asegurar que forman parte de los ventrículos verdaderos e ir analizando capa a capa (en un eje vertical) las distintas “lonchas” de puntos y los contornos que forman dichos puntos, para luego hacer una reconstrucción global con las características de todas las capas en unos ventrículos 3D completos.

El primer paso consiste en obtener imágenes visuales de los puntos con los que vamos a trabajar. Para ello debemos convertir las imágenes en formato DICOM a imágenes NIFTI. Para convertir las imágenes DICOM en imágenes NIFTI, utilizamos la herramienta `dcm2niix`, que se encuentra en los repositorios por defecto de Ubuntu y derivados. El paso de un formato a otro es trivial dado que los datos de la imagen se mantienen, por lo que la conversión es prácticamente instantánea.

Ya con las imágenes en formato NIFTI, podemos utilizar el programa SIENA para la extracción de los ventrículos de manera automática. Vamos a llamarle con el siguiente comando: `siena < archivo1 >< archivo2 > -d -V`

donde `archivo1` es el archivo de imágenes que acabamos de convertir a formato NIFTI, y `archivo2` el mismo archivo. Las dos opciones, `-d` y `-V` son esenciales para el proceso. La opción `-V` le dice a SIENA que ejecute también el análisis VIENA, que es un análisis sobre los ventrículos cerebrales, sobre su agrandamiento o encogimiento, etc.

La opción `-d` es el modo debug o desarrollador de SIENA, su función específica es decirle a SIENA que no borre los archivos temporales que crea



Figura 36: Ruido de fondo y partes de ventrículo subdividido en las distintas imágenes de los contornos ventriculares.

durante su análisis, pues entre estos archivos se encuentra un archivo en formato NIFTI en el que se muestran los contornos de los ventrículos de la imagen dada en `archivo1`.

Por último, vamos a analizar estas imágenes de manera visual, así que hemos de convertir este archivo NIFTI a PNG, pero para ello necesitamos un paso intermedio de volver a formato DICOM, para lo cual utilizaremos el comando `niftitodicom`, del paquete `vtk-dicom-tools`, disponible en el repositorio oficial de Ubuntu y derivados. Como antes, la conversión es trivial e instantánea.

Esto nos creará un directorio lleno de imágenes en formato DICOM. Para poder visualizarlas, utilizaremos el comando `convert`, nativo de Linux para convertir las imágenes a PNG de la siguiente manera:

`convert < archivo > .dcm < archivo > .png` siendo *archivo* el nombre de cada imagen.

Una vez tenemos las imágenes de los contornos de los ventrículos en capas axiales, el siguiente paso es eliminar el ruido que se observa en las imágenes debido a la imprecisión de la extracción de los ventrículos por parte de SIENA.

Debido a que el algoritmo de extracción de los ventrículos es de tipo snake, y como se comentó con anterioridad, estos algoritmos tienen la desventaja de quedarse con mínimos locales que no deberían formar parte del contorno final, lo cual puede apreciarse en la figura 36.

Para eliminar este ruido, se plantea la siguiente solución:

Vamos a considerar en nuestro algoritmo como ruido todos aquellos puntos de la imagen que no estén conectados con ninguna cavidad ventricular.

Para ello, tendremos que determinar en cada capa qué puntos pertenecen realmente a los ventrículos y eliminar el resto.

Como punto de partida necesitamos una manera de determinar inequívocamente un contorno inicial que podamos asegurar pertenece a la cavidad ventricular.

Si partimos de la idea de que los ventrículos sean un volumen conexo cerrado, y la representación que tenemos de ellos es de capas en el eje axial, si vamos analizando las capas una a una desde la parte inferior del cráneo hasta la superior, observaremos que, de una capa a la siguiente, la representación de la capa de ventrículo correspondiente va creciendo en diferentes direcciones, siguiendo la forma de las cavidades, hasta llegar a una capa donde la superficie de cavidad ventricular es máxima, y a partir de ahí todas las capas subsiguientes contendrán un área de cavidad menor.

Si buscamos entre todas las imágenes aquella que contenga un contorno de puntos que encierren una zona de superficie máxima, podremos decir con un alto grado de confianza que ese contorno pertenece a la zona en la cual las cavidades ventriculares son más pronunciadas, y por tanto esos puntos forman parte del ventrículo. Dado que estamos buscando la capa de mayor área, y dada la forma de los ventrículos, la capa donde encontremos este contorno siempre estará en la porción central de los astas de los dos primeros ventrículos, por lo que de esta manera conseguimos un punto de partida más o menos constante.

Una vez que hemos determinado unos puntos de inicio que pertenezcan al ventrículo, podemos extrapolar esta información al resto de capas. En la capa inicial, tomaremos el contorno encontrado como el único válido en la imagen, dado que siempre este contorno va a pertenecer a la parte central de las astas y por lo tanto no existen más cavidades a dicha altura. Dado que la distancia entre capas es relativamente pequeña ( 1mm entre capas) existen pocos cambios entre la forma de la cavidad entre una capa y las contiguas.

Este planteamiento asume una forma geométrica de los ventrículos más o menos esférica, siendo la parte más superficial de los mismos convexa. En la práctica, esto no es así, los ventrículos (visto en capas desde la parte superior hacia abajo) se subdividen en dos astas frontales, que más abajo se subdividen en las astas temporales y occipitales que se estrechan y se enroscan, y con la presencia en el medio de éstas del tercer ventrículo, a mitad del recorrido se puede observar que empiezan a aparecer varios contornos dentro del contorno principal, que también hay que contar como ventrículo, y dificultan este proceso, pero son lo suficientemente convexos para que este

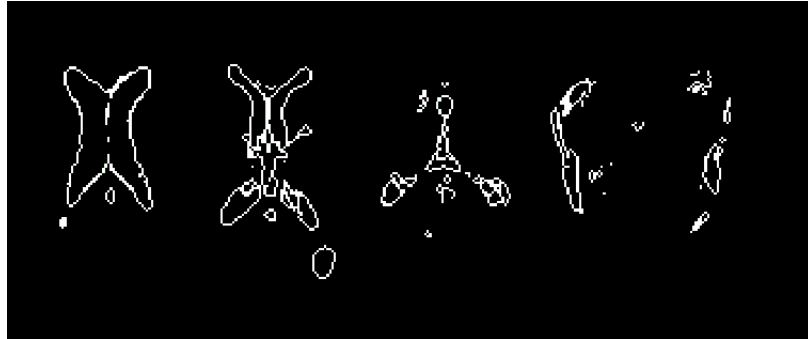


Figura 37: Aparición de múltiples subdivisiones de las cavidades según avanzamos por las capas de ventrículo.

planteamiento sea consistente. Por tanto un algoritmo sencillo para determinar qué puntos de la imagen realmente corresponden al ventrículo y cuales no puede ser el siguiente:

1. Buscamos la capa con un contorno con área máxima. Esta será la zona donde las cavidades ventriculares sean más pronunciadas.
2. Generar una máscara con cierto margen de mas, para tener en cuenta desplazamientos y no convexidades en todas las zonas del contorno, sobre el contorno de área máxima.
3. Elegir una dirección (superior o inferior) por la que ir recorriendo las capas de cerebro desde la capa inicial (pues la capa máxima. por lo general estará sobre la mitad del conjunto, teniendo en cuenta su forma esferoidal) e ir buscando los contornos existentes en la zona delimitada por la máscara obtenida en la capa anterior.
4. Repetir el paso 2 calculando la máscara encima de los contornos encontrados y ejecutar el paso 3 en la misma dirección con la nueva mascara, hasta llegar al final del conjunto.
5. Repetir todo el proceso en la otra dirección para completar todo el recorrido de capas.

Siguiendo estos pasos partiremos de la zona más ancha del ventrículo y nos iremos quedando con las zonas que estén por encima y por debajo de este



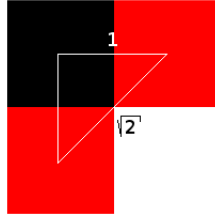


Figura 38: Distancia relativa entre los centros de varios píxeles.

descartando todos aquellos puntos que estén muy alejados del ventrículo principal y no entren en la máscara.

Una vez tenemos las imágenes filtradas según el algoritmo mencionado, podemos tener un alto grado de confianza en que todos los datos que estas representan se corresponden con los ventrículos de la persona real.

El siguiente paso es hacer el cálculo de la superficie y el volumen de la región de los ventrículos representados en nuestras imágenes. Una forma sencilla de conseguir esto es aprovechar las capas en las que tenemos divididos los puntos.

En un primer paso vamos a calcular el perímetro de ventrículo representado en cada capa. Para ello vamos a contar la distancia entre cada uno de los píxeles blancos de la imagen teniendo en cuenta la posición relativa de los mismos entre sí, contando como distancia de 1 píxel para aquellos que presenten conectividad ortogonal y  $\sqrt{2}$  para los que presenten conectividad diagonal. Para que este cálculo sea acertado, habremos de eliminar de la imagen previamente las esquinas, que no representan la forma verdadera de los ventrículos y estropean el cálculo.

Una vez tengamos calculado el perímetro de cavidad representado en cada capa podemos calcular la superficie de ventrículo entre capa y capa como la superficie lateral de un tronco de cono cuyas bases tienen un perímetro igual al perímetro de las capas correspondientes.

Si la distancia entre capas y entre los puntos es lo suficientemente pequeña, se puede aproximar la superficie lateral resultante de la unión entre dos polígonos irregulares como la superficie lateral de un tronco de cono con bases que posean esos mismos diámetros.

Haciendo este cálculo para cada par de capas contiguas obtendremos la superficie aproximada de toda la cavidad.

Para calcular el volumen total de los ventrículos seguiremos una

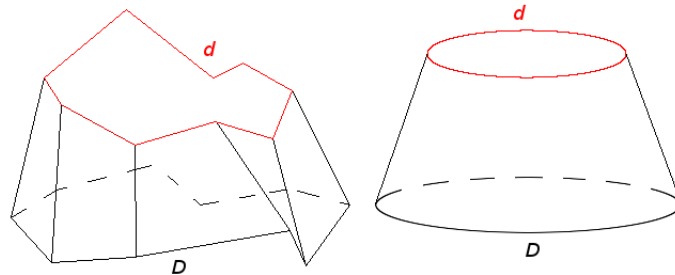


Figura 39: Aproximación del área y volumen de dos capas con forma arbitraria a un tronco de cono.

metodología similar. Para cada imagen de capa, vamos a contar el número de píxeles en el interior de cada zona encerrada por los perímetros calculados para la superficie.

Dado que el número de píxeles que forman parte del interior del ventrículo es mucho mayor que el número de píxeles que forman parte del perímetro del mismo, no es necesario considerar a los píxeles del contorno como fracciones de ellos mismos como en el caso de los perímetros, dado que el resultado final varía muy poco en comparación con la carga de procesamiento que supone comprobar para cada píxel si las condiciones de su entorno implican que es un píxel de interior o de contorno, por lo que con contar el número total de píxeles obtendremos buenos resultados.

Para calcular el volumen total del ventrículo vamos a calcular entre capa y capa el volumen del tronco de cono cuyas respectivas bases tienen una superficie igual a la superficie obtenida del paso anterior. Haciendo esta operación para cada par contiguo de capas obtendremos un volumen total que se corresponderá con el volumen completo de las cavidades ventriculares.

## 5.2 No viabilidad práctica de la solución

Desafortunadamente, en la práctica, esta metodología presenta problemas que a priori no se habían tenido en cuenta. Por ejemplo, dada la morfología de los ventrículos, el tercer y cuarto ventrículo se alinean con las imágenes en

capas de tal manera que aparecen como muchos contornos separados distintos (se aprecia en la figura 37, de izquierda a derecha, el contorno principal se va subdividiendo en contornos cada vez más pequeños y difusos, y es imposible acabar por determinar qué zonas pertenecen al ventrículo y cuáles no), todos de muy pequeña magnitud, haciendo que el algoritmo de limpieza de las imágenes omita varias zonas de los mismos, haciendo que zonas de dichos contornos queden sin cerrar y hagan que el resto de cálculos sean erróneos.

Como resultado, el cálculo de volumen se ve muy afectado, dado que el algoritmo que se encarga de comprobar qué píxeles se encuentran dentro de los contornos no puede funcionar dado que dichos contornos no son cerrados.

Se intentó mejorar el algoritmo de limpieza para que no omitiera dichas zonas del ventrículo, pero incluso en las imágenes sin limpiar, y al ojo humano, es imposible discernir desde el punto de vista de las capas qué zonas de la imagen correspondían a cavidad y cuáles no, por lo que se concluyó que esta solución del problema no iba a dar buenos resultados así que se acabó descartando.



# Capítulo 6 - Segundo planteamiento de solución. Reconstrucción tridimensional

## 6.1 Planteamiento

Viendo que el planteamiento de hacer un análisis del ventrículo analizando las imágenes de sus capas tenía sus pegas dado que la morfología de los ventrículos no favorecía dicho planteamiento, se optó por cambiar de planteamiento.

La nueva solución planteada consiste en hacer una reconstrucción en 3D de las cavidades ventriculares a partir de las imágenes de MRI y analizar dicha reconstrucción para hacer los cálculos. El punto de partida será el mismo que utilizamos con anterioridad. Utilizando las herramientas SIENA/VIENA, obtendremos una representación en capas de las cavidades ventriculares a partir de las radiografías de MRI.

Con las imágenes de las capas, vamos a recrear las cavidades en tres dimensiones para poder hacer cálculos sobre el objeto 3D directamente en vez de extrapolarlo de las distintas capas. Para ello vamos a hacer uso de la librería de programación PointCloudLibrary para C++, que sirve para trabajar con nubes de puntos.

Por tanto, nuestra tarea ahora será la de crear una nube de puntos que represente las cavidades ventriculares a partir de las imágenes de las capas de las mismas.

Para ello, iremos recorriendo las imágenes de las capas e iremos guardando las coordenadas de cada punto, junto con la capa a la que pertenecen en un archivo de texto.

Como la distancia entre capas puede variar de una secuencia de imágenes a otra y ser en principio arbitraria, debemos darle al programa la resolución de las imágenes y la distancia entre capas, para poder convertir las unidades de cada punto y evitar que la nube de puntos final acabe achatada o alargada debido a las discrepancias entre las distintas unidades.

Si, por ejemplo, asumimos que en la imagen, cada píxel tiene un lado de 1mm y la distancia entre capas es también de 1mm, no será necesaria ningún tipo de conversión, dado que las unidades se corresponden. Pero en

## Capítulo 6 Segundo planteamiento de solución. Reconstrucción tridimensional

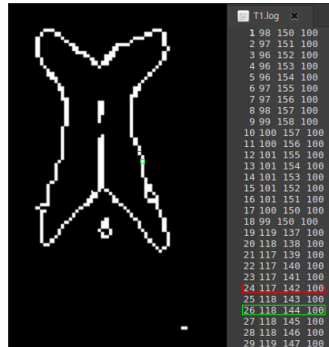


Figura 40: Archivo de coordenadas para una capa de una secuencia de imágenes de ventrículo extraído.

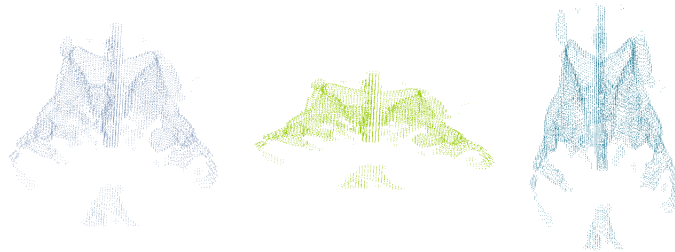


Figura 41: La misma nube de puntos con distintos parámetros para la distancia entre capas.

el caso de que la distancia entre capas fuera de 2mm habría que multiplicar la dimensión  $Z$  de todos los puntos para que las unidades correspondieran, si no la nube final quedaría achatada y los resultados no serían satisfactorios.

Una vez tengamos un archivo con todos los puntos en forma de coordenadas de nube de puntos, podemos empezar a utilizar herramientas de la librería PCL para reconstruir las cavidades.

Formato PCD El formato PCD (Point Cloud Data) es un formato que ayuda a representar nubes de puntos. Los archivos en formato PCD contienen una cabecera que describe la nube de puntos representada. Entre los distintos campos descritos se encuentran:

- VERSION: versión del archivo PCD.

## *Capítulo 6 Segundo planteamiento de solución. Reconstrucción tridimensional*

---

- **FIELDS**: especifica los nombres de cada campo/dimensión que tiene cada punto.
- **SIZE**: el tamaño en bytes de cada dimensión.
- **TYPE**: especifica el tipo de cada dimensión (int, unsigned, float).
- **COUNT**: el número de elementos que tiene cada dimensión. En la mayoría de casos (el nuestro incluido) será 1.
- **WIDTH**: puede representar dos cosas:
  - El número de puntos totales, si se trata de una nube desorganizada, como es nuestro caso.
  - El número de puntos en una línea, en el caso de una nube organizada. Este tipo de nubes son las que se obtienen de cámaras estéreo o cámaras de tiempo de vuelo, en las que se toma una imagen y se puede asegurar que los puntos adyacentes tienen una relación entre sí.
- **HEIGHT**: el complementario del campo **WIDTH**, será 1 para nubes desorganizadas y el número total de filas en caso de una imagen organizada.
- **VIEWPOINT**: representa un punto de vista de la adquisición de los puntos. Útil si fuera necesario hacer cambios de base de coordenadas o para ser utilizadas para calcular las normales de superficie, que necesiten una orientación constante. Sus campos representan tres campos de traslación y un cuaternio de rotación. Por defecto su valor es 0 0 0 1 0 0 0.
- **POINTS**: número total de puntos. Es redundante, ya que es el resultado de multiplicar los campos **WIDTH** y **HEIGHT** y se espera que se deje de soportar en futuras versiones del formato PCD.
- **DATA**: ascii o binary. Especifica en qué formato están guardados los datos.

Los campos de la cabecera deben aparecer en el orden en que se los ha descrito. Debajo de dicha cabecera, se incluye la lista de puntos, en nuestro caso al tratarse de una lista desordenada, cada punto irá en una nueva línea.

En nuestro caso, dado que ya tenemos la lista de puntos obtenida de las imágenes, crear un archivo PCD consiste simplemente en añadir al principio de la lista la cabecera descrita anteriormente. Nuestra única variable será el número de puntos que hayamos obtenido de la radiografía, el resto de información puede ser incluida sin ninguna otra consideración, por lo que con un simple script que abra nuestro archivo, cuente las líneas de texto y añada la información en consecuencia, tendremos nuestro archivo PCD listo para utilizar.

Una vez dispongamos del archivo PCD podemos utilizar todo el potencial de la librería PointCloudLibrary para su análisis.

Incluido en los programas de ejemplo de la librería, se encuentra el llamado `pcd_viewer`. Dicho programa sirve para obtener una representación en tres dimensiones de una o varias nubes de puntos de manera simultánea.

Con nuestro archivo actual, la utilidad del `pcd_viewer` es limitada, ya que simplemente nos da una idea de qué forma tiene nuestra nube, pero poco más. Para poder obtener una geometría parecida a las cavidades ventriculares debemos hacer una reconstrucción de la superficie de los mismos. Este proceso se conoce como triangulación, dado que consiste en ir uniendo todos los puntos de la nube a base de polígonos triangulares, tomando como vértices aquellos puntos que se encuentran próximos unos a otros y sus normales toman direcciones parecidas.

## 6.2 Algoritmo de reconstrucción

No existe una única manera universal de realizar una triangulación de este tipo, sino que existen distintos algoritmos que implementan diversas estrategias a la hora de obtener qué polígonos son los que mejor aproximan la forma de la superficie a representar.

En función del algoritmo empleado, la complejidad y el tiempo requerido por los cálculos, así como la calidad de los resultados variará.

### 6.2.1 Algoritmo avaro

Este tipo de algoritmo calcula las distancias de cada punto con sus  $n$  vecinos y va añadiendo aristas al modelo en orden ascendente de distancia. Es una estrategia avara, por lo que en los casos que funciona lo hace de una manera muy rápida, pero en otros casos el algoritmo no es capaz de trian-



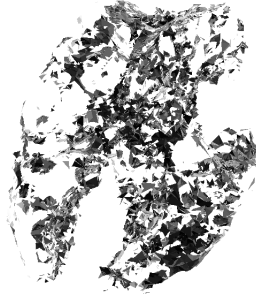


Figura 42: Reconstrucción incompleta debida a una mala sintonización del algoritmo.

gular la superficie completa del modelo sin violar alguna de sus condiciones (máximo valor de los ángulos formados por la superficie, máxima distancia entre puntos a considerar. . . ) y por tanto obtiene como resultado una superficie llena de agujeros y con superficies secantes entre sí, por lo que no sirve para reconstruir la morfología tridimensional de nuestro objeto de estudio.

Para nubes de puntos más simples (obtenidas a partir de radiografías de peor resolución) se han obtenido mejores resultados, pero en esos casos el resultado es menos preciso debido al decremento de la calidad de la imagen de inicio.

Se puede intuir la forma completa del modelo, pero la cantidad de agujeros presentes y las orientaciones dispares de muchos de los triángulos hacen imposible obtener resultados válidos para nuestro estudio.

### **6.2.2 Algoritmo de Poisson [21]**

A diferencia del algoritmo avaro, el algoritmo de Poisson reconstruye la forma completa de la superficie de los ventrículos como una superficie continua, sin saltos bruscos entre polígonos.

El algoritmo se puede ajustar de tal manera que se ajuste en mayor o menor medida a los puntos verdaderos de la nube, pero una mayor fidelidad requiere aumentar el tiempo de cálculo de manera exponencial, así como los recursos consumidos (para una nube de puntos como la de la imagen, que contiene unos 30000 puntos, con 5GB de RAM sólo se ha podido ejecutar el algoritmo a profundidad 11, elevando el tiempo de cálculo de 10 segundos a profundidad 9(por defecto) a 3 horas).

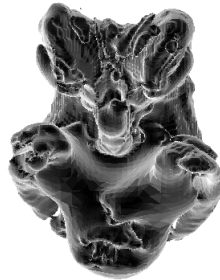


Figura 43: Resultado obtenido a partir del algoritmo de Poisson (vista frontal).

Como se puede observar en las imágenes de los resultados obtenidos por los distintos algoritmos (figuras 42 y 43), podemos decir que el algoritmo de Poisson obtiene mejores resultados requiriendo una menor sintonización que el algoritmo avaro, y el incremento en el tiempo de procesamiento no es demasiado pronunciado, pudiéndose incluso dividir la tarea en múltiples hilos de ejecución y dividir el tiempo requerido total.

Una representación visual en 3D como la de la figura 44 se consigue con el *pcd\_viewer*, pudiendo rotar el modelo tridimensional para visualizar todas las características del mismo. La parte posterior de los ventrículos (representados a la derecha en la imagen) aparecen con una forma que no corresponde con la realidad. Esto es debido a la concentración de puntos existente en la parte inferior de los ventrículos (correspondientes al cuarto ventrículo) y a los puntos correspondientes a las astas occipitales de los dos primeros ventrículos.

Sin embargo, bien sintonizado, las reconstrucciones alcanzadas por el algoritmo avaro son mucho más correctas desde un punto de vista anatómico, que es, a priori, nuestro objetivo. Además, el algoritmo de Poisson, aún reconstruyendo partes de la estructura de manera fidedigna, deja otras partes con formas que no se corresponden para nada con la nube de puntos original, debido a su naturaleza de aproximación y no utilización exacta de la información de la estructura. Esto se puede observar en la figura 44, donde la parte derecha de la reconstrucción es un abombamiento de la estructura que no se corresponde con la realidad, aunque la parte izquierda de la reconstrucción esté bastante bien conseguida. Por lo tanto, se preferirá el uso

del algoritmo avaro siempre que se consiga sintonizar de manera que reconstruya la casi totalidad de la estructura, utilizando el algoritmo de Poisson en el resto de casos.

Una vez tenemos la superficie reconstruida, podemos comenzar el análisis de la misma.

### **6.3 Cálculo de la superficie y el volumen de la triangulación de una nube de puntos**

**Cálculo de superficie.** El cálculo de la superficie reconstruida es tan simple como la suma de las áreas de cada polígono que la componen, es decir, solo debemos calcular el área de cada triángulo y sumarlos hasta tener la superficie total.

**Cálculo de volumen.** El cálculo del volumen es algo más complicado. Según Zhang y Chen, existe una técnica de cálculo que nos permite calcular el volumen encerrado por una superficie formada por triángulos, como es nuestro caso. [18]

Basta entonces con calcular el volumen de cada tetraedro formado por la unión de cada cara triangular de la superficie con un punto determinado (por ejemplo, el origen de coordenadas) y hacer el sumatorio de todos los volúmenes.

Dado que el signo del volumen calculado varía con el sentido de la normal de cada triángulo, el resultado final puede quedar con signo negativo, pero dado que esto depende únicamente del punto que hemos escogido para completar los tetraedros y no tiene ninguna relevancia para nuestro cálculo, nos quedaremos simplemente con la magnitud del resultado como resultado final, pudiendo obtener el volumen total encerrado por la superficie de una manera sencilla para ser calculada por ordenador.

Con el *pcd.viewer*, podemos, además, observar el resultado de la triangulación. Esta vez, al contrario que en el caso anterior en el que solo podíamos intuir la forma que la nube de puntos encerraba, podemos ver una reconstrucción en tres dimensiones del objeto de nuestro estudio.

Dado que el algoritmo de Poisson utilizado no utiliza la posición exacta de los puntos del modelo, sino que utiliza ecuaciones de aproximación, esta zona de la reconstrucción no está basada en puntos reales, sino en aproximaciones que no se ajustan a la realidad.

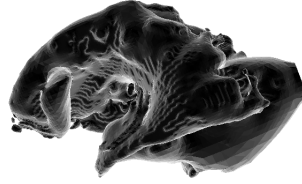


Figura 44: Incorrección anatómica generada por el algoritmo de Poisson.

Sin embargo, dada la consistencia de la morfología de las cavidades ventriculares entre pacientes, esta forma aparecerá consistentemente en las reconstrucciones de todos los pacientes, por tanto los resultados de superficie y volumen totales no se corresponderán en valor absoluto con los datos reales, seguirán teniendo la misma validez al compararlos relativamente con los valores obtenidos con el mismo proceso con otros pacientes.

## 6.4 Problemas que presenta la solución

Los resultados obtenidos mediante el algoritmo de Poisson tampoco son suficientemente satisfactorios para cubrir los objetivos del proyecto. Se observan dos fallos fundamentales en la reconstrucción.

Ambos fallos radican en que la morfología del modelo final obtenido en la reconstrucción no es suficientemente fiel a la realidad.

El primero de los fallos de esta reconstrucción es que la superficie reconstruida es demasiado rugosa, cuando en realidad, los ventrículos tienen paredes cóncavas lisas. Esto es un factor crítico a la hora de calcular la superficie total de los ventrículos cerebrales, dado que dichas rugosidades aumentan sustancialmente la superficie total del modelo, haciendo imposible el obtener resultados útiles. La causa de este problema puede estar en dos factores diferentes.

El primero de estos factores es la calidad de la extracción de los ventrículos de las imágenes originales. Se puede asumir que los distintos procesos utilizados para dicha extracción no son perfectos, lo que significa que, con la baja resolución de las imágenes originales los puntos de la frontera (gradiente grisáceo) pueden ser considerados con igual probabilidad como puntos de dentro o fuera de los ventrículos.

Los píxeles que limitan la zona blanca tienen diferentes tonalidades de grises. Depende la tonalidad que escojamos como umbral, el contorno de los



Figura 45: Detalle del límite de las cavidades ventriculares.

ventrículos tendrá una forma u otra.

Esta indeterminación resultará en que la silueta de los ventrículos entre capas contiguas no coincidan de manera ideal, dejando distintos puntos residuales que forman las rugosidades que se aprecian en la reconstrucción.

Sin embargo, este problema a priori tiene una solución sencilla. Si reducimos la precisión del algoritmo de reconstrucción, efectivamente estaremos ignorando estos puntos problemáticos y la superficie resultante quedará más lisa.

El inconveniente de esta solución es que efectivamente estamos ignorando información, por lo tanto en el caso ideal de que la reconstrucción fuera perfecta, estaríamos perdiendo precisión en los resultados finales. Otro inconveniente es que si se abusa de esta medida, los resultados aparecerán cada vez más redondeados, perdiendo la forma original del modelo.

El segundo de los fallos es el que ya se ha comentado con anterioridad. La reconstrucción de la parte frontal e intermedia de los ventrículos es morfológicamente acertada. No así lo es la parte posterior, ya que se puede observar que en lugar de la parte posterior de los ventrículos laterales nos encontramos con un abombamiento que no se corresponde ni con la morfología real de los ventrículos ni con los datos proporcionados al algoritmo.

La conclusión lógica que extraemos de esto, por tanto, es la de que esta forma está siendo creada de la nada por el algoritmo de reconstrucción. Esto se debe a la naturaleza del algoritmo de Poisson, que en vez de utilizar los datos proporcionados los aproxima a distintas ecuaciones de superficie. Dada la mayor concentración de puntos en las zonas frontal y central del modelo,

## *Capítulo 6 Segundo planteamiento de solución. Reconstrucción tridimensional*

---

estas zonas aparecen mejor reconstruidas, dado que las aproximaciones intentarán adaptarse a la mayor parte de puntos posible, pero esto significa que otras partes del modelo presentarán fallos, como es el caso.

Dado que la morfología final de la reconstrucción no se ajusta a la realidad, el resultado obtenido no es válido. Hay dos maneras de solucionar este problema. La solución más evidente es la de reemplazar el algoritmo de reconstrucción por otro que utilice más la información presentada que unas aproximaciones.

El algoritmo avaro cumple con esta condición, pero requiere de una alta precisión con su sintonización, pues si no se producen resultados como el visto anteriormente.

Otra solución es tratar de mejorar el proceso de obtención de la nube de puntos de tal manera que la superficie a reconstruir sea más sencilla para el algoritmo.

# Capítulo 7 - Resultados obtenidos

Si observamos las nubes de puntos extraídas de distintas imágenes, podemos observar algunos errores en ellas.

## 7.1 Paciente con hidrocefalia (T2)

Esta nube (ver figura 46), extraída de una imagen tipo T2, presenta en su periferia puntos correspondientes a las paredes cerebrales que no deberían aparecer en la imagen (puntos por encima de la línea roja) y también el cuarto ventrículo (rodeado con un círculo azul).

Los puntos rodeados en rojo en la figura 47 forman clústeres de puntos aislados del resto de la nube y se encuentran todos en la periferia de la nube de puntos. Además se observan distintos surcos marcados por los rectángulos rojos de zonas donde hay discontinuidades en la nube donde no deberían aparecer (ver figura 48).

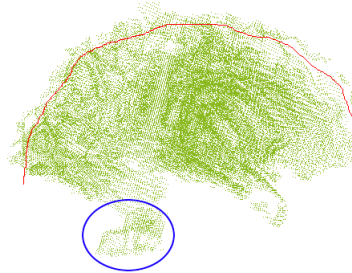


Figura 46: Estructuras sobrantes(encima de la línea roja) en una nube de puntos T2 sin limpiar.

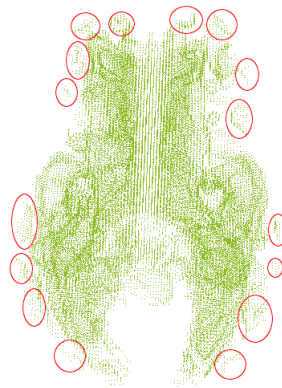


Figura 47: Vista superior de la nube de puntos T2.

Se observa en la reconstrucción de la figura 49 los surcos faltantes (rectángulos en rojo) y las zonas de pared cerebral sobrantes (círculos azules).

Por alguna razón, el proceso de extracción de la región ventricular funciona peor con imágenes tipo T2 que T1, aunque podría tratarse de una coincidencia de esta imagen.

## 7.2 Paciente con hidrocefalia (T1)

En esta nube de tipo T1 la forma de los ventrículos aparece completa, sin los errores vistos en la serie anterior, aunque también presenta clústeres de



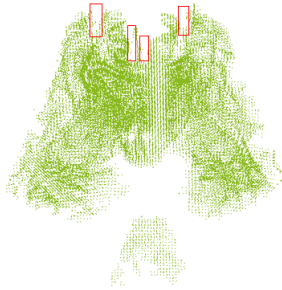


Figura 48: Detalle frontal de puntos faltantes en la nube.

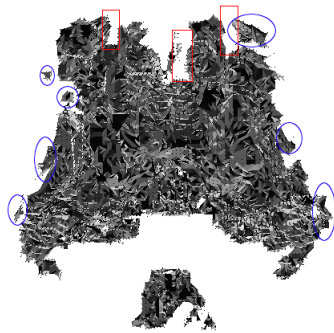


Figura 49: Reconstrucción de la nube con algoritmo avaro.

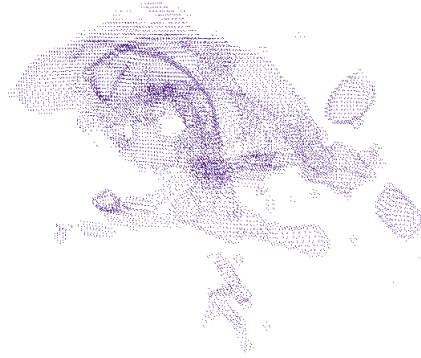


Figura 50: Nube de puntos T1 sin limpiar.

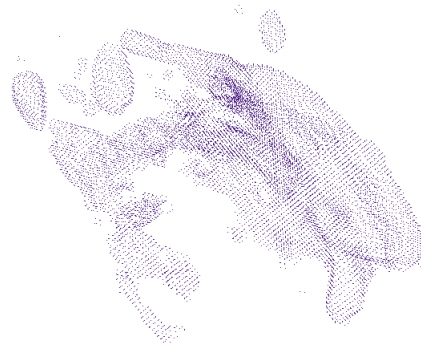


Figura 51: Vista de la nube desde otro ángulo.

puntos que no corresponden a la cavidad principal.

La morfología de los ventrículos reconstruidos (figura 52) se corresponden con la realidad de manera razonable. Haría falta una imagen de similares características pero de mayor resolución para obtener unos resultados más precisos. En rojo se observan algunos polígonos que corresponden a ruido de la imagen.

### **7.3 Paciente con hidrocefalia (T1 1mm)**

Esta nube se ha obtenido de una serie de imágenes de mayor resolución. En este caso, se observa que faltan puntos en algunas zonas puntuales de las

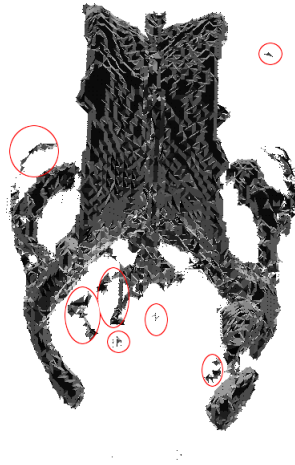


Figura 52: Reconstrucción con algoritmo avaro de la nube T1 sin limpiar.

astas y de la parte frontal de los ventrículos (figura 53). Es difícil de apreciar en una imagen plana, pero en las zonas azules parece que la densidad de puntos es menor. Esto es debido a que esta zona, correspondiente a las astas de los dos ventrículos laterales, las astas no están rematadas, es decir, hay dos grandes agujeros en los círculos azules.

La posible causa de este problema puede ser debida a que, en la imagen original, el cráneo del paciente aparece ladeado. Dado el uso de máscaras fijas utilizadas por el programa SIENA utilizado para la extracción de los ventrículos, pudiera ser que las zonas a las que les faltan puntos hayan caído fuera de las máscaras de búsqueda de ventrículos, haciendo que falten dichos puntos.

Las dos zonas marcadas por formas elongadas en la figura 54 presentan una falta de puntos en forma de tiras. En estas zonas el algoritmo ha determinado por el color de dichas zonas que formaban parte de las paredes cerebrales y nos las ha incluido en la nube. En la reconstrucción de la figura 55 se observa que las zonas carentes de puntos presentan agujeros que no han podido ser reconstruidos debido a la falta de información.

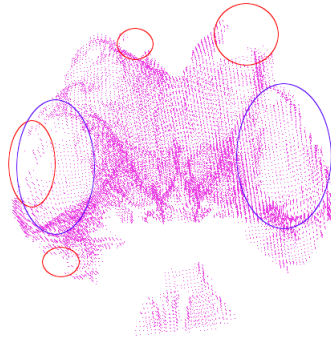


Figura 53: Detalle de los agujeros de la nube de puntos de alta resolución.

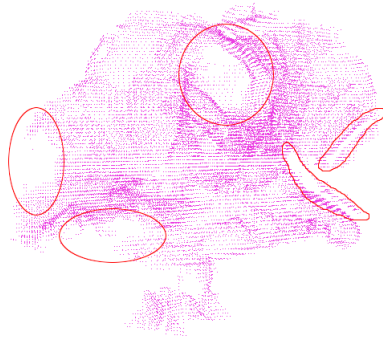


Figura 54: Misma nube vista desde otro ángulo.

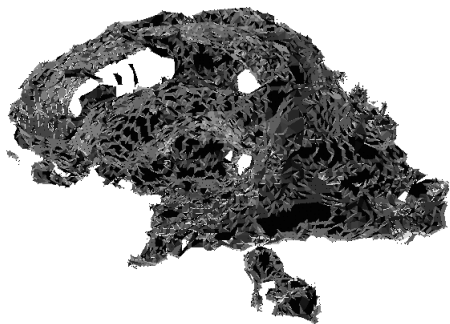


Figura 55: Nube reconstruída con algoritmo avaro.

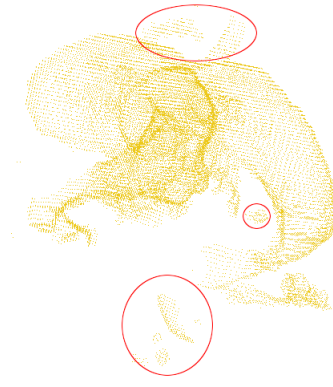


Figura 56: Nube de puntos correspondiente a un paciente sano.

## 7.4 Paciente sin hidrocefalia

Se observa en la nube de puntos que hay algunas zonas con puntos de ruido, entre otros, los pertenecientes al cuarto ventrículo (en la parte de abajo de la imagen 56). Aunque los puntos marcados con un círculo rojo en la figura 57 a priori son puntos de los ventrículos como el resto, solo sirven para obstruir el cálculo de área y volumen, por lo que el curso de acción a seguir sería limpiar la nube antes de la triangulación con un programa de filtrado como los descritos con anterioridad.

La morfología de las cavidades parece satisfactoria desde todos los ángulos mostrados.

Sin embargo, sigue habiendo presencia de estructuras de ruido como en el resto de imágenes.

Se aprecia en la reconstrucción de las figuras 59, 60 , 61 y 62 que los puntos marcados en rojo en las figuras 56, 57 y 58 han de ser eliminados previamente o si no terminan por contaminar el resultado final.

El modelo se ha triangulado sin limpiar los puntos extra que se discutieron en la nube de puntos inicial, pero por lo demás se observa una superficie sin demasiadas rugosidades y razonablemente continua, teniendo en cuenta las limitaciones del proceso y resolución de las imágenes de partida. En este caso la imagen original tiene una distancia entre capas de 1cm.

La tabla 1 muestra los datos obtenidos por la reconstrucción de cada nube de puntos sin limpiar.

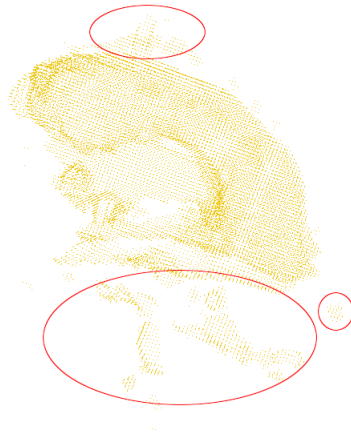


Figura 57: Detalle de los puntos sobrantes en la nube sin limpiar.

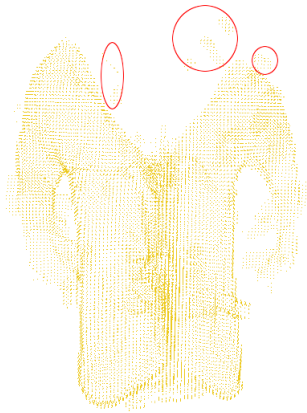


Figura 58: Vista superior de la nube.

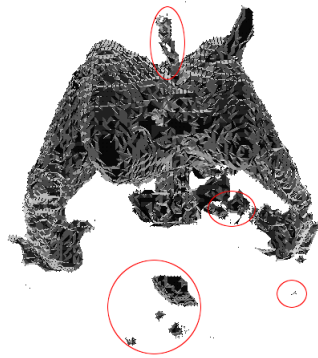


Figura 59: Reconstrucción con algoritmo avaro.

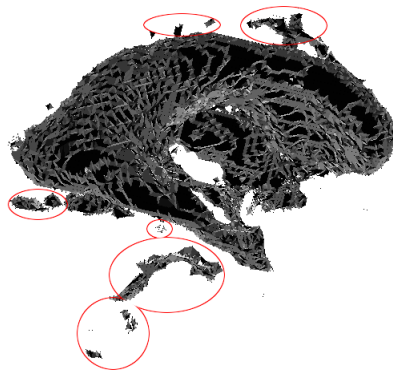


Figura 60: Detalle de perfil de la reconstrucción.

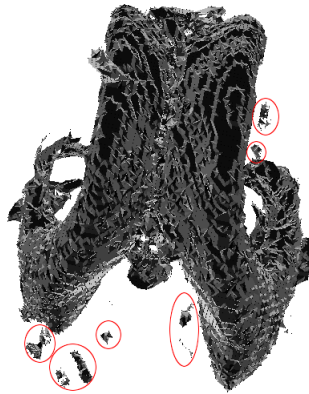


Figura 61: Tercera vista de la reconstrucción.

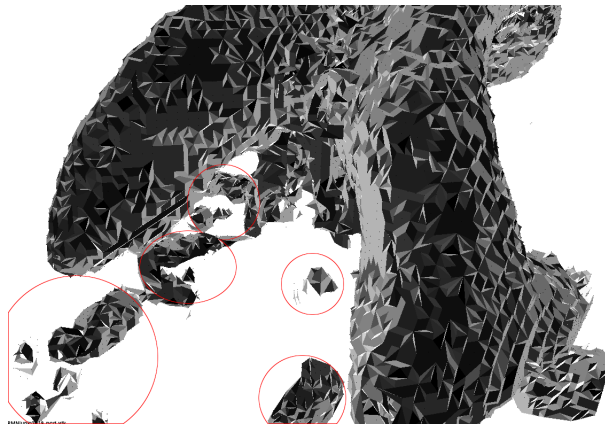


Figura 62: Estructuras sobrantes vistas en detalle.



	T1	T2	Mayor resolución	Paciente sin hidrocefalias
Superficie(vóxeles <sup>2</sup> )	25168.3	77688.2	42253.7	35851.9
Volumen(vóxeles <sup>3</sup> )	237333	639394	500513	382403
Ratio Sup/Vol	0.106046	0.121503	0.0844207	0.0937543

Tabla 1: Tabla de datos numéricos obtenidos de las distintas reconstrucciones.

Como se puede extraer de los resultados obtenidos, podemos observar que el ratio obtenido para la imagen T2 es muy elevado.

Esto es debido al alto número de surcos y errores presentes en la imagen que hacen que la superficie y el volumen aumenten dramáticamente, dando unos resultados de poco sentido práctico. Por contra, en la imagen de alta resolución, que contiene muchos agujeros, los números son muy inferiores a los que cabría esperar, dado que esta imagen contiene muchos más puntos que el resto, esperamos obtener unas cifras de superficie y volumen de un orden de magnitud superiores al resto.

Sin embargo, esto no sucede así por faltar demasiados puntos en la nube haciendo que aparezcan demasiados agujeros que eliminan demasiada información.

En las imágenes con reconstrucciones válidas (T1 y paciente sano) podemos observar cierta similitud en los resultados, a pesar que en una de las imágenes el paciente presenta una hidrocefalia y en la otra no.

Esto es debido a que las nubes de puntos no han sido tratadas con ningún proceso de limpieza de puntos de ruido y a que las imágenes originales son de una resolución demasiado baja para lo que se consideraría ideal para este tipo de análisis, teniendo ambas secuencias una distancia entre capas de 1cm, un espacio muy grande relativamente al objeto de estudio que son las cavidades cerebrales.

## 7.5 Limpieza de las nubes de puntos

Para una mayor precisión en los resultados, se puede utilizar un algoritmo de limpieza que elimine los puntos de la nube que no se hallen conexos a la estructura principal de los ventrículos formada por los ventrículos laterales. Este sencillo algoritmo buscará en la nube de puntos dónde se encuentra la mayor concentración de puntos en la nube y eliminará todo punto que no se encuentre conectado con ellos.

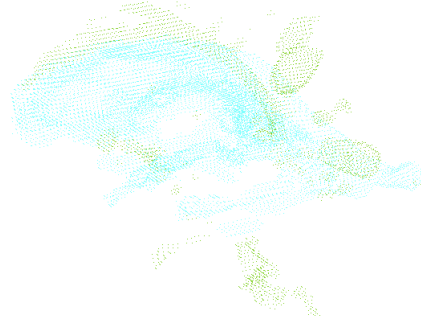


Figura 63: Puntos marcados para limpieza en la nube de puntos T1.

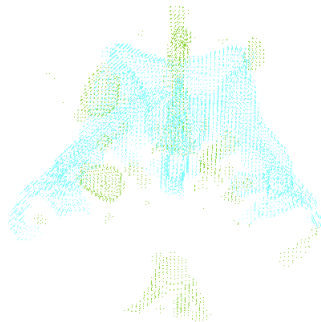


Figura 64: Vista de la limpieza desde otro ángulo.

En las siguientes imágenes se puede observar la nube de puntos en distintos colores. Los puntos que aparecen en distintos colores son los puntos que han sido eliminados por el algoritmo de limpieza.

En la figura 63 las estructuras en verde se han eliminado con el algoritmo de limpieza. Se observa que las estructuras correspondientes pertenecen al cuarto ventrículo y a zonas inconexas de los ventrículos.

En la figura 65 se aprecia que el final del asta del ventrículo (puntos verdes de la esquina superior izquierda) ha sido eliminada debido a que no está conectada con el resto. Esto se debe a que la imagen original es de baja resolución y no ha sido capaz de reconocer el asta completa como perteneciente a la estructura ventricular.

En esta imagen los puntos en azul oscuro se han eliminado. Se puede

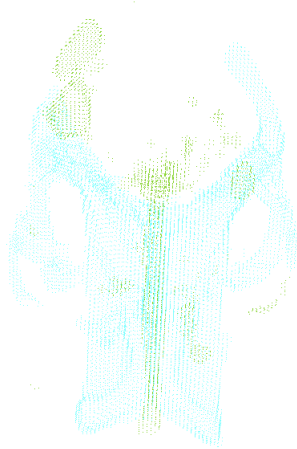


Figura 65: Tercera vista de la limpieza.

observar que la mayoría corresponden a las zonas problemáticas señaladas anteriormente en las figuras 46 y 47. Sólo los clústeres de puntos de la periferia que no pertenecen realmente a los ventrículos cerebrales han sido eliminados de la nube, lo cual nos deja con una estructura mucho más libre de fallos (ver figura 67). Se observa que los puntos problemáticos van a ser eliminados, sin embargo, no hay un método equivalente para restaurar las zonas carentes de puntos, por lo que la reconstrucción seguirá presentando agujeros. Se observa claramente en las figuras 69 y 70 que todo el ruido de la imagen se elimina gracias al algoritmo, dejándonos únicamente con la estructura de interés.

La tabla 2 muestra los datos obtenidos por la reconstrucción de cada nube de puntos después de haber aplicado el algoritmo de limpieza.

	T1	T2	Mayor resolución	Paciente sin hidrocefalias
Superficie(vóxeles <sup>2</sup> )	20500.6	72568.9	38925.7	32752.4
Volumen(vóxeles <sup>3</sup> )	186106	589287	458638	359410
Ratio Sup/Vol	0.110155	0.123147	0.0848724	0.0911284

Tabla 2: Tabla de datos numéricos obtenidos de las reconstrucciones limpiadas.

La utilización del algoritmo de limpieza puede hacer que los resultados

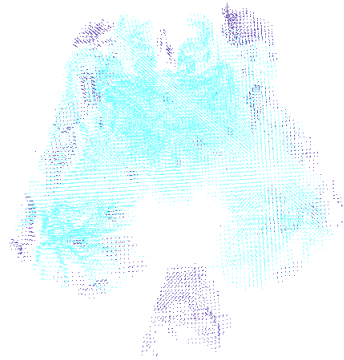


Figura 66: Puntos marcados para limpieza en nube de puntos T2.

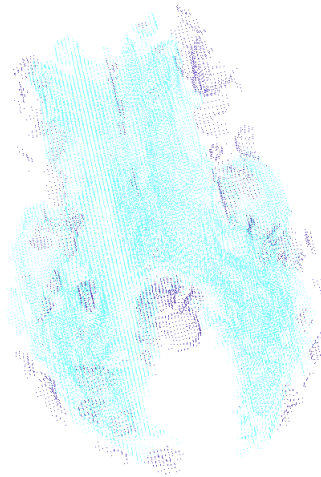


Figura 67: Vista desde otro ángulo.

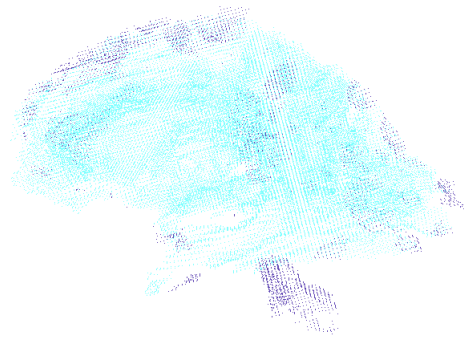


Figura 68: Vista sagital de la estructura.

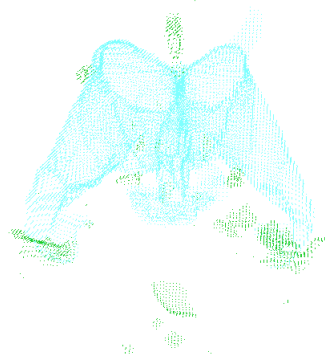


Figura 69: Limpieza de la nube del paciente sano.

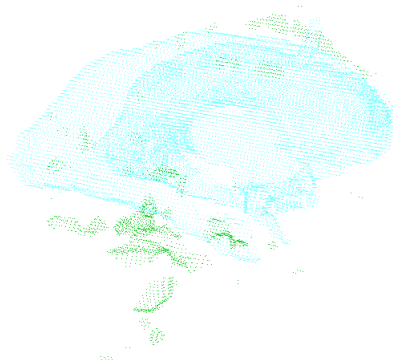


Figura 70: Vista desde otro ángulo de la limpieza.

## *Capítulo 7 Resultados obtenidos*

---

obtenidos posean mayor repetitividad, es decir, al eliminar posibles ruidos e imperfecciones en la imagen nos aseguramos que para radiografías con una morfología y calidad similares los resultados sean muy parecidos.

## Capítulo 8 - Conclusiones

La obtención de imágenes de la estructura cerebral es un procedimiento que ha ido avanzando según lo han ido haciendo los avances tecnológicos en materia de medicina. Desde la inspección de cerebros de animales para su estudio, pasando por las primeras ventriculografías hasta llegar las técnicas modernas como la tomografía computacional y la resonancia magnética, podemos decir que las técnicas de obtención de imágenes y de estudio del cerebro han avanzado mucho.

A pesar de que, comparado con las imágenes que éramos capaces de obtener hace unos años, las imágenes obtenidas por resonancia magnética utilizadas en este trabajo son las imágenes más avanzadas que se han podido obtener del cerebro de un paciente hasta el momento, comparadas con la calidad de las imágenes con las que se trabaja en otras aplicaciones de visión artificial, estas imágenes presentan una resolución baja.

Si bien es cierto que en muchas aplicaciones de visión artificial la calidad de las imágenes es comparable a las de este trabajo, en dichas aplicaciones se realizan tareas de reconocimiento de patrones que no requieren de una elevada resolución de imagen para tener éxito, como puede ser el reconocimiento de piezas en una cadena de montaje.

En aplicaciones en las que se requiere de una precisión alta (por ejemplo, el reconocimiento de matrículas de vehículos en cámaras de control del tráfico) se utilizan imágenes de alta resolución para posibilitar el reconocimiento de patrones al obtener el máximo detalle posible de la escena.

En el caso que nos ocupa, estamos intentando obtener la morfología de un objeto cuyo tamaño con respecto a la resolución de las imágenes es bastante pequeño, por lo tanto, independientemente de la técnica de procesamiento que se emplee, o de la complejidad de la misma, el proceso siempre sufrirá de una imprecisión e inconsistencia debido a la calidad de las imágenes de inicio.

En el mundo del procesamiento de imágenes, y de la manipulación fotográfica en general, es común el dicho de que los resultados de cualquier programa de visión son tan buenos como las imágenes que utiliza. Esto viene a decir que las imágenes de origen con las que trabajan las aplicaciones de visión condicionan la totalidad del proceso.

Por tanto, mientras la calidad de las imágenes obtenidas mediante resonancia magnética no mejore, o se desarrolle otra técnica de obtención de este

tipo de imágenes, una aplicación del tipo a la desarrollada en este trabajo sufrirá de los mismos problemas que esta: baja fiabilidad e inconsistencia en los resultados.

Como se ha descrito en la sección correspondiente de este trabajo, a la hora de hacer la extracción de los ventrículos de las imágenes originales, se ha optado por utilizar la herramienta SIENA de la suite FSL de análisis de imágenes cerebrales. Esta decisión se ha tomado para evitar el tener que desarrollar una herramienta propia que realizara la extracción, cuando existían herramientas ya desarrolladas que realizaban la misma tarea.

La herramienta SIENA sirve para hacer comparaciones entre imágenes cerebrales, por ejemplo entre las imágenes de dos pacientes, o para comparar las imágenes del cerebro de un mismo paciente de dos puntos diferentes de su historia médica y ver la evolución de estructura cerebral.

Sin embargo, aún si bien es cierto que, en efecto, con la herramienta SIENA somos capaces de extraer las cavidades ventriculares de las imágenes de origen, este no es el propósito con el que dicha herramienta fue diseñada. Por tanto, fue necesario crear una serie de software adicional, scripts de automatización para el sistema linux en que se desarrolló el trabajo, para modificar su comportamiento y hacer que el proceso de extracción fuera lo más automático posible.

SIENA crea los archivos de contorno de ventrículos como archivos temporales que necesita como paso intermedio para realizar otros análisis, y los elimina al finalizar el proceso. Utilizando las opciones de desarrollo de SIENA es posible recuperar dichos archivos, por lo que los scripts desarrollados tienen la función de decirle a SIENA que conserve dichos archivos, localizar el archivo de contornos específico que nos interesa, formatearlo y guardarlo en un directorio apropiado y eliminar el resto.

Nosotros, en cambio, estamos utilizando la herramienta con una única imagen con el único propósito de extraer los contornos de los ventrículos de la imagen. Debido a que el programa no está siendo utilizado para el propósito con el que fue diseñado, surgen problemas de la utilización del mismo.

Para empezar, el programa requiere dos imágenes y le estamos proporcionando dos veces la misma imagen. SIENA intenta compararlas, para hallar diferencias, pero al tratarse de la misma imagen, los algoritmos que SIENA utiliza tardan un tiempo considerable en ejecutarse dado que no consiguen hallar dichas diferencias.

Otra pega de utilizar SIENA es que no estamos interesados en el análisis



que realiza, simplemente en la extracción de los ventrículos. Por tanto, todo el tiempo de procesamiento que utiliza SIENA para realizar su análisis es tiempo perdido, dado que no es relevante para el proceso que queremos llevar a cabo.

Este tiempo no es despreciable, dado que el procesamiento de estas imágenes es de unos 20 minutos por serie de imágenes. Si bien es cierto que el procesador utilizado es algo antiguo (Intel Xeon Dual-Core salió al mercado a finales de 2005) sigue habiendo una gran cantidad de procesamiento inútil en el proceso que se ahorraría utilizando una aplicación de extracción de ventrículos propia dedicada a esta tarea.

Como se ha podido observar en alguna de las nubes de puntos obtenidas del proceso, estos dos problemas descritos, la baja calidad de las imágenes disponibles y el uso de un método de extracción de datos no diseñado específicamente, a veces se combinan y dan lugar a resultados que sufren ambos problemas. Este sería el caso de la nube de puntos sin limpiar tipo T2, que parte de una imagen de baja calidad y esto hace que no sea bien reconocida por el programa de extracción, dejando una nube de puntos final llena de fallos.

La conclusión a extraer de estos resultados es que esta solución es un proceso bastante sensible al ruido, es decir, a los defectos presentes en las nubes de puntos con las que trabaja el programa, y, en consecuencia de esto, la calidad de las imágenes de origen y la extracción de las nubes de puntos de las mismas.

Por tanto, uno de los caminos a seguir para mejorar todo el proceso de cálculo será el de trabajar siempre con imágenes de la más alta resolución posible (mínima distancia entre capas posible), con ponderación T1 a ser posible si se trabaja con la suite SIENA de FSL ya que hemos apreciado mejores resultados que con imágenes T2, y, como último paso, prescindir completamente de SIENA para extraer los puntos límite de las paredes ventriculares de las imágenes y crear un algoritmo propio dedicado a dicha tarea.

Si en un futuro se desarrolla un procedimiento de obtención de imágenes cerebrales de mayor resolución que por resonancia magnética, se podrían utilizar en este mismo proceso y se observarían unos resultados mucho mejores que los obtenidos en el momento de la realización de este trabajo.



## 9. Referencias bibliográficas

- [1] Martos, C. (2017) *Sustancia Gris: Elementos, Localización y Funciones (con Imágenes)* [online] Disponible en <https://www.lifeder.com/sustancia-gris/> Consultado el 29/06/2018.
- [2] Gratacós, M. (n.d.) *Sustancia Blanca Cerebral: Funciones y Estructura (con Imágenes)* [online] Disponible en <https://www.lifeder.com/sustancia-blanca/> Consultado el 29/06/2018.
- [3] Martos, C. (2017) *Ventrículos Cerebrales: Anatomía, Funciones y Enfermedades* [online] Disponible en <https://www.lifeder.com/ventriculos-cerebrales/> Consultado el 29/06/2018.
- [4] Martos, C. (2017) *Líquido Cefalorraquídeo: Características, Funciones, Circulación* [online] Disponible en <https://www.lifeder.com/liquido-cefalorraquideo/> Consultado el 29/06/2018.
- [5] Jiménez, A. y Rodríguez, D. (2017) *Desarrollo de una aplicación para la cuantificación volumétrica del sistema ventricular cerebral a partir de imágenes de resonancia magnética*. Santiago de Cali, Universidad Autónoma de Occidente.
- [6] Paris, S. (2006) *Methods for 3D reconstruction from multiple images*. Cambridge, Massachusetts Institute of Technology. [online] Disponible en [https://people.csail.mit.edu/sparis/talks/Paris\\_06\\_3D\\_Reconstruction.pdf](https://people.csail.mit.edu/sparis/talks/Paris_06_3D_Reconstruction.pdf) Consultado el 29/06/2018.
- [7] Manjón, J. (2006) *Segmentación robusta de imágenes de RM cerebral*. [online]. Disponible en <http://personales.upv.es/jmanjon/tesis.pdf> [11/02/2016] Tesis Doctoral. Valencia, Universidad Politécnica de Valencia.
- [8] Ivins, J. y Porrill, J. (2000) *Everything you always wanted to know about snakes (but were afraid to ask)* [online] Disponible en <https://mat-web.upc.edu/people/toni.susin/files/SnakesAivru86c.pdf> Consultado el 29/06/2018. Sheffield, University of Sheffield.

- [9] Woolrich, M.; Jbabdi, S.; Patenaude, B.; Chappell, M.; Makni, S.; Behrens, T.; Beckmann, C.; Jenkinson, M. y Smith, S. (2009) *Bayesian analysis of neuroimaging data in FSL*. NeuroImage, 45:S173-86
- [10] Smith, S.; Jenkinson, M.; Woolrich, M.; Beckmann, C.; Behrens, T.; Johansen-Berg, H.; Bannister, P.; De Luca, M.; Drobnjak, I.; Flitney, D.; Niazy, R.; Saunders, J.; Vickers, J.; Zhang, Y.; De Stefano, N.; Brady, J. y Matthews, P. (2004) *Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL*. NeuroImage, 23(S1):208-19
- [11] Jenkinson, M.; Beckmann, C.; Behrens, T.; Woolrich, M. y Smith, S. (2012) NeuroImage, 62:782-90
- [12] Smith, S.; De Stefano, N.; Jenkinson, M. y Matthews, P. (2001) *Normalised accurate measurement of longitudinal brain change*. Journal of Computer Assisted Tomography, 25(3):466-475, May/June 2001.
- [13] Smith, S.; Zhang, Y.; Jenkinson, M.; Chen, J.; Matthews, P.; Federico, A. y De Stefano, N. (2002) *Accurate, robust and automated longitudinal and cross-sectional brain change analysis*. NeuroImage, 17(1):479-489, 2002.
- [14] Smith, S.; Jenkinson, M.; Woolrich, M.; Beckmann, C.; Behrens, T.; Johansen-Berg, H.; Bannister, P.; De Luca, M.; Drobnjak, I.; Flitney, D.; Niazy, R.; Saunders, R.; Vickers, J.; Zhang, Y.; De Stefano, N.; Brady, J. y Matthews, P. (2004) *Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL*. NeuroImage, 23(S1):208-219, 2004.
- [15] Smith, S. (2002) *Fast robust automated brain extraction*. Human Brain Mapping, 17(3):143-155, November 2002.
- [16] Jenkinson, M. y Smith, S. (2001) *A global optimisation method for robust affine registration of brain images*. Medical Image Analysis, 5(2):143-156, June 2001.
- [17] Jenkinson, M.; Bannister, P.; Brady, J. y Smith, S. (2002) *Improved optimisation for the robust and accurate linear registration and motion correction of brain images*. NeuroImage, 17(2):825-841, 2002.
- [18] Zhang, Y.; Brady, M. y Smith, S. (2001) *Segmentation of brain MR images through a hidden Markov random field model and the expectation*

- maximization algorithm*. IEEE Trans. on Medical Imaging, 20(1):45-57, 2001.
- [19] Bartsch, A., Bendszus, N.; De Stefano, N.; Homola, G. y Smith, S. (2004) *Extending SIENA for a multi-subject statistical analysis of sample-specific cerebral edge shifts: Substantiation of early brain regeneration through abstinence from alcoholism*. In Tenth Int. Conf. on Functional Mapping of the Human Brain, 2004.
- [20] Zhang, C. y Chen, T. (2001) *Efficient feature extraction for 2D/3D objects in mesh representation* [online]. Disponible en [http://chenlab.ece.cornell.edu/Publication/Cha/icip01\\_Cha.pdf](http://chenlab.ece.cornell.edu/Publication/Cha/icip01_Cha.pdf) Consultado el 29/06/2018. Pittsburgh, Carnegie Mellon University.
- [21] Kazhdan, M.; Bolitho, M. y Hoppe, H. (2006) *Poisson surface reconstruction* [online] Disponible en <http://hhoppe.com/poissonrecon.pdf> Consultado el 29/06/2018. Baltimore, Johns Hopkins University.