



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Plataforma de visualización  
3D de fetos usando  
resonancias magnéticas**

**TESIS**

Que para obtener el título de  
**Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A N**

Jesús Rodolfo Guzmán Mondragón,

Miguel Maldonado Martínez

**DIRECTOR DE TESIS**

M. I. Serafín Castañeda Cedeño



**Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2025**



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y  
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL  
(Titulación con trabajo escrito)**



De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado PLATAFORMA DE VISUALIZACION 3D DE FETOS USANDO RESONANCIAS MAGNETICAS que presenté para obtener el título de INGENIERO MECATRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.

---

**JESUS RODOLFO GUZMAN MONDRAGON**  
Número de cuenta: 316040367



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y  
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL  
(Titulación con trabajo escrito)**



De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado PLATAFORMA DE VISUALIZACION 3D DE FETOS USANDO RESONANCIAS MAGNETICAS que presenté para obtener el título de INGENIERO MECATRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.

---

**MIGUEL MALDONADO MARTINEZ**  
Número de cuenta: 316299163



# Agradecimientos

Agradezco profundamente a mi asesor de tesis, el profesor Serafín, por su guía y apoyo durante el desarrollo de este trabajo. Su experiencia, paciencia y compromiso fueron fundamentales para la culminación de este proyecto.

A mi familia, especialmente a mis padres y a mi hermano, por ser mi mayor fuente de fortaleza, motivación y amor incondicional. Gracias por su apoyo en cada etapa de mi vida académica, por creer en mí y acompañarme en este camino.

A mis amigos y compañeros de carrera, quienes hicieron de esta etapa una experiencia inolvidable, llena de aprendizajes y buenos momentos compartidos. De manera especial, a Miguel, mi compañero de tesis y servicio social, con quien compartí el esfuerzo dedicado en este proyecto. Su colaboración y amistad fueron esenciales para alcanzar los objetivos planteados.

Extiendo también mi agradecimiento a la Unidad de MR de la UNAM en Juriquilla, así como a las Facultades de Medicina e Ingeniería, por su colaboración y por proporcionar el apoyo técnico, la infraestructura y los recursos que hicieron posible la realización de este trabajo.

Finalmente, expreso mi más sincero agradecimiento a la Facultad y a la Universidad, por brindarme las herramientas, los conocimientos y el entorno para desarrollarme como profesional. Gracias a esta formación, hoy puedo ver concretado uno de los logros más significativos de mi vida académica.

Jesús Guzmán

A mi mamá, por su apoyo incondicional y por enseñarme, con su ejemplo, a no rendirme cuando las cosas se ponen difíciles.

A mi papá, por estar al pendiente de mi formación y por recordarme siempre la importancia del trabajo bien hecho.

A mi hermana, por su compañía, cariño y por celebrar conmigo cada pequeño avance.

A mi familia, gracias por darme fuerza, confianza y un lugar al que volver en todo este proceso.

A Jesús, mi compañero y amigo en esta tesis, por su compromiso, paciencia y por compartir horas de trabajo, dudas y soluciones. Este proyecto también es tuyo.

A mi asesor, Serafín, por su guía, sus observaciones puntuales y la confianza para impulsar este trabajo hacia un mejor resultado.

A todas y todos, gracias por acompañarme hasta aquí.

Miguel Maldonado

# Índice General

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Índice de Figuras .....                                                                 | 5  |
| Índice de tablas .....                                                                  | 6  |
| Glosario .....                                                                          | 7  |
| 1. Introducción .....                                                                   | 8  |
| 1.1 Justificación .....                                                                 | 9  |
| 1.2 Objetivo General .....                                                              | 9  |
| 1.3 Objetivos Particulares .....                                                        | 9  |
| 2. Marco Teórico .....                                                                  | 10 |
| 2.1 Diagnóstico de Enfermedades en el Periodo Prenatal .....                            | 10 |
| 2.1.1 Métodos de Diagnóstico No Invasivos .....                                         | 10 |
| 2.1.2 Métodos de Diagnóstico Invasivos .....                                            | 11 |
| 2.2 Reconstrucción 3D en la medicina .....                                              | 11 |
| 2.2.1 Aplicaciones e implicaciones de la visualización 3D en el diagnóstico médico .... | 12 |
| 2.2.2 Órganos críticos en el desarrollo fetal .....                                     | 12 |
| 2.3 Estado del arte de tecnologías para interactuar con modelos 3d en medicina .....    | 13 |
| 2.4 Estado del arte de los métodos de reconstrucción 3D a partir MRI .....              | 19 |
| 2.4.1 Retos y futuro de la tecnología de visualización 3D .....                         | 21 |
| 2.5 Resonancia Magnética .....                                                          | 21 |
| 2.5.1 Tipos de Resonadores Magnéticos y Antenas .....                                   | 22 |
| 2.5.2 Antenas o Bobinas de Radiofrecuencia .....                                        | 23 |
| 2.6 Tipos de Estudios por Resonancia Magnética .....                                    | 23 |
| 2.7 Formato DICOM .....                                                                 | 25 |
| 2.8 Inteligencia Artificial en la segmentación de Imágenes médicas DICOM .....          | 25 |
| 2.8.1 Redes Neuronales Convolucionales (CNN) .....                                      | 25 |
| 2.8.2 Conexiones de salto ( <i>skip connections</i> ) .....                             | 26 |
| 2.8.3 Transformers y TransUNet .....                                                    | 27 |
| 3. Desarrollo .....                                                                     | 28 |
| 3.1 Investigación y evaluación de alternativas .....                                    | 28 |
| 3.2 Selección del entorno de desarrollo .....                                           | 29 |
| 3.3 Implementación del proyecto en Unity .....                                          | 29 |
| 3.4 Recolección de datasets de imágenes DICOM .....                                     | 30 |
| 3.4.1 Datasets Utilizados en pruebas preliminares .....                                 | 31 |

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.5 Obtención de estudios de resonancia magnética fetales .....                  | 33 |
| 3.5.1 Diseño y fabricación de soportes anatómicos .....                          | 33 |
| 3.5.2 Consideraciones Éticas y Selección de Especímenes .....                    | 35 |
| 3.5.3 Preparación de los especímenes para estudio de MR .....                    | 35 |
| 3.5.4 Posicionamiento de los especímenes .....                                   | 37 |
| 3.5.5 Realización de los estudios .....                                          | 38 |
| 3.5.6 Resultados .....                                                           | 39 |
| 3.6 Pruebas de funcionamiento con estudios DICOM fetales .....                   | 39 |
| 3.7 Diseño y desarrollo de la interfaz de usuario .....                          | 41 |
| 3.7.1 Funciones primarias del software .....                                     | 47 |
| 3.7.2 Funciones complementarias .....                                            | 49 |
| 4. Resultados .....                                                              | 53 |
| 4.1 Conclusión .....                                                             | 54 |
| 4.2 Desarrollos Posteriores .....                                                | 54 |
| 5. Referencias .....                                                             | 56 |
| Anexos .....                                                                     | 61 |
| Anexo A: Matriz de Evaluación de Software .....                                  | 61 |
| Anexo B: El Algoritmo Marching Cubes .....                                       | 61 |
| Anexo C: Ficha técnica de los <i>datasets</i> de validación .....                | 62 |
| Anexo D: Secuencias de Resonancia Magnética y Estructura de Archivos DICOM ..... | 63 |

## Índice de Figuras

|                                                                                                                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1. Da Vinci Surgical System .....                                                                                                                            | 14 |
| Figura 2. Simulador Quirúrgico Osso VR. Plataforma (arriba), Forma de emplear (abajo) ..                                                                            | 15 |
| Figura 3. Planificación Quirúrgica con Surgical Theater .....                                                                                                       | 15 |
| Figura 4. Visualización intraoperatoria con Microsoft HoloLens .....                                                                                                | 16 |
| Figura 5. Interfaz del software Mimics .....                                                                                                                        | 16 |
| Figura 6. Interfaz del software 3D Slicer .....                                                                                                                     | 17 |
| Figura 7. Interfaz de Sectra Table .....                                                                                                                            | 17 |
| Figura 8. Arquitectura de la red neuronal U-Net .....                                                                                                               | 26 |
| Figura 9. Interfaz de Unity en las pruebas de funcionamiento del Asset adquirido. ....                                                                              | 30 |
| Figura 10. Reconstrucción 3D a partir de la CT de la colección Lung Phantom. Se visualiza la estructura ósea del fantoma torácico. ....                             | 32 |
| Figura 11. Reconstrucción 3D a partir de la CT de la colección TCGA-READ. Corresponde al estudio de abdomen y pelvis .....                                          | 32 |
| Figura 12. Reconstrucción 3D a partir de la MR de la colección TCGA-READ. Corresponde al estudio de abdomen y pelvis mostrando principalmente tejidos blandos ..... | 32 |



|                                                                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 13. Visualización del modelo obtenido mediante técnicas de escaneo 3D. ....                                                                                                                                                                                                           | 34 |
| Figura 14. Proceso de diseño de soporte fetal a través de software CAD. ....                                                                                                                                                                                                                 | 34 |
| Figura 15. Soporte realizado en impresión 3D para el posicionamiento de los fetos durante el estudio de MR. ....                                                                                                                                                                             | 35 |
| Figura 16. Manipulación de los fetos para los preparativos requeridos en el estudio de MR36                                                                                                                                                                                                  |    |
| Figura 17. Colocación de un feto en un soporte impreso en 3D para asegurar estabilidad durante el escaneo. A la izquierda se verifica que las extremidades no sobresalgan; a la derecha se muestra el feto posicionado en la antena del equipo de resonancia magnética para su estudio. .... | 37 |
| Figura 18. Modelo 3D del segundo espécimen fetal. Esta reconstrucción, obtenida a partir de 180 cortes de MR, evidencia el alto nivel de detalle superficial que se pudo alcanzar gracias a la calidad de las imágenes adquiridas. ....                                                      | 39 |
| Figura 19. Reconstrucción 3D del primer espécimen fetal. El modelo volumétrico fue generado a partir del estudio de MR (MR) de 220 cortes, demostrando la capacidad del software para procesar los datos obtenidos. ....                                                                     | 40 |
| Figura 20. Visualización del modelo 3D correspondiente al tercer espécimen fetal. Este resultado confirma el correcto funcionamiento del algoritmo de reconstrucción en estudios con un menor número de cortes (120 imágenes de MR). ....                                                    | 40 |
| Figura 21. Pantalla inicial del programa hecho en Unity .....                                                                                                                                                                                                                                | 41 |
| Figura 22. Menú del programa donde se muestran las opciones para desplazarse a: Pantalla Inicial, Acerca De, Tutorial, Créditos .....                                                                                                                                                        | 42 |
| Figura 23. Diagrama conceptual simplificado de la navegación dentro del software .....                                                                                                                                                                                                       | 43 |
| Figura 24. Pantalla previa al programa principal. ....                                                                                                                                                                                                                                       | 43 |
| Figura 25. Pantalla donde se realiza la reconstrucción 3D, con los controles desplegados. ....                                                                                                                                                                                               | 44 |
| Figura 26. Controles para la reconstrucción 3D. ....                                                                                                                                                                                                                                         | 45 |
| Figura 27. Programa ejecutando la reconstrucción 3D de manera exitosa .....                                                                                                                                                                                                                  | 45 |
| Figura 28. Pantalla que muestra una breve explicación del proyecto. ....                                                                                                                                                                                                                     | 46 |
| Figura 29. Pantalla que muestra los créditos .....                                                                                                                                                                                                                                           | 46 |
| Figura 30. Función de la carga de estudios DICOM. ....                                                                                                                                                                                                                                       | 47 |
| Figura 31. Reconstrucción del modelo 3D a partir de las imágenes DICOM cargadas. ....                                                                                                                                                                                                        | 48 |
| Figura 32. Visualización de un corte del modelo 3D. ....                                                                                                                                                                                                                                     | 48 |
| Figura 33. Diagrama de flujo que ilustra el proceso para generar modelos 3D a partir de datos de imágenes médicas. ....                                                                                                                                                                      | 50 |
| Figura 34. Resultados de la segmentación del cerebro, corazón y pulmones .....                                                                                                                                                                                                               | 52 |
| Figura 35. Resultados de la reconstrucción en 3D de las imágenes segmentadas. ....                                                                                                                                                                                                           | 53 |

## Índice de tablas

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla 1. Tecnologías para interactuar con modelos 3D en medicina. ....                  | 18 |
| Tabla 2. Comparación entre distintos métodos de reconstrucción 3D .....                 | 20 |
| Tabla 3. Matriz de decisión del top 3 de entornos y herramientas de software. ....      | 29 |
| Tabla 4. Resumen de Parámetros de Adquisición para los Estudios Fetales por RM. ....    | 38 |
| Tabla 5. Matriz de decisión de entornos y herramientas de software. ....                | 61 |
| Tabla 6. Resumen de las Colecciones de Imágenes Médicas Empleadas para Pruebas. ....    | 62 |
| Tabla 7. Secuencias de MR Empleadas en el Estudio. ....                                 | 63 |
| Tabla 8. Detalle de las Secuencias de RM Obtenidas y su Clasificación en Carpetas. .... | 64 |

## Glosario

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*): Estándar mundial para la transmisión, almacenamiento y visualización de imágenes médicas y su información asociada. Permite la interoperabilidad entre equipos de diferentes fabricantes.

Imágenes por Resonancia Magnética (MRI, *Magnetic Resonance Imaging*): Técnica de diagnóstico no invasiva que utiliza un campo magnético potente y ondas de radio para generar imágenes detalladas de los órganos y tejidos del cuerpo sin usar radiación ionizante.

*Marching Cubes*: Algoritmo de computación gráfica utilizado para crear una malla de polígonos (generalmente triángulos) de una superficie 3D a partir de un conjunto de datos volumétricos (vóxeles), basándose en un umbral de valor definido (isovalor).

Red Neuronal Convolutiva (CNN, *Convolutional Neural Network*): Un tipo de red neuronal artificial diseñada específicamente para procesar datos con una estructura de cuadrícula, como las imágenes. Son el pilar de muchos modelos de segmentación de imágenes médicas.

Segmentación: En el procesamiento de imágenes médicas, es el proceso de particionar una imagen digital en múltiples regiones o conjuntos de píxeles (u vóxeles), con el fin de aislar estructuras anatómicas de interés.

Teratología: Rama de la ciencia que estudia las anomalías y malformaciones congénitas (defectos de nacimiento) que ocurren durante el desarrollo embrionario y fetal, así como sus posibles causas.

Tomografía Computarizada (CT, *Computed Tomography*): Técnica de diagnóstico por imagen que utiliza rayos X desde múltiples ángulos para crear imágenes transversales (cortes) de los huesos, vasos sanguíneos y tejidos blandos dentro del cuerpo.

TransUNet: Arquitectura de red neuronal híbrida que combina las capacidades de una U-Net (basada en CNN) para extraer características locales detalladas, con las de un Transformer para modelar las relaciones globales y de largo alcance en la imagen.

Vóxel (*Volumetric Pixel*): La unidad cúbica que compone un objeto tridimensional (3D). Es el equivalente 3D de un píxel en una imagen bidimensional (2D).

# CAPÍTULO 1

## 1. Introducción

El desarrollo embrionario y fetal es un proceso biológico complejo que implica una serie de transformaciones esenciales para la formación y el crecimiento de órganos, huesos y tejidos. En la enseñanza de la medicina, la comprensión de la anatomía fetal y sus patologías es fundamental, pero a menudo se ve restringida por la falta de recursos para la adquisición de herramientas tecnológicas especializadas que permitan una observación profunda y dinámica.

Los métodos de enseñanza tradicionales, como los atlas impresos y los modelos físicos, si bien han sido pilares en la formación médica, presentan una naturaleza estática que limita la apreciación de la tridimensionalidad y la dinámica del crecimiento. Las representaciones en dos dimensiones o los modelos anatómicos fijos son insuficientes para transmitir las complejas relaciones espaciales y las transformaciones morfológicas que ocurren durante la gestación, lo que puede derivar en una comprensión fragmentada por parte de los estudiantes y profesionales de la salud. En este sentido, las tecnologías emergentes como la visualización 3D interactiva ofrecen una oportunidad invaluable para superar estas limitaciones y proporcionar un aprendizaje más profundo.

A pesar de que la introducción de la tecnología ha transformado el campo educativo, la falta de acceso a plataformas avanzadas sigue dificultando el proceso de enseñanza-aprendizaje, especialmente en lo que respecta a conceptos de alta complejidad como el desarrollo fetal. Este proyecto se enfoca en abordar esa brecha mediante la creación de una plataforma de software accesible y de alto rendimiento.

El propósito de esta herramienta no es solo facilitar el estudio detallado de la anatomía fetal, sino también asistir en la identificación y el seguimiento de posibles patologías. La capacidad de interactuar con modelos 3D de alta fidelidad puede contribuir a una evaluación más precisa de anomalías y afecciones, lo que a su vez podría facilitar una intervención médica más temprana y adecuada. Por lo tanto, se busca desarrollar una plataforma con una interfaz intuitiva que combine las ventajas del modelado 3D con las necesidades de la educación médica, ofreciendo una solución eficaz que contribuya al avance del conocimiento y a la mejora de los cuidados de la salud.

El problema que motiva este trabajo es la insuficiencia de los métodos actuales para visualizar la dinámica y tridimensionalidad del desarrollo fetal, restringida por la naturaleza estática de los atlas tradicionales y los costos prohibitivos del software especializado. Este proyecto busca resolver dicha desconexión tecnológica desarrollando una herramienta que transforme estudios de resonancia magnética (MR, *Magnetic Resonance*) en modelos 3D interactivos, facilitando así una comprensión integral y accesible de la anatomía prenatal.

## 1.1 Justificación

La enseñanza y el diagnóstico de la anatomía fetal enfrentan una marcada disparidad entre la naturaleza dinámica del desarrollo intrauterino y los recursos estáticos tradicionales, los cuales resultan insuficientes para transmitir la complejidad espacial de la gestación. Aunque investigaciones recientes de Ciceri et al. (2024) y Sarmah et al. (2023) confirman que la reconstrucción 3D y la MR son fundamentales para caracterizar el neurodesarrollo y detectar anomalías, su implementación generalizada se ve obstaculizada por la escasez de bases de datos públicas y los elevados costos de las plataformas comerciales. Por lo que es fundamental desarrollar herramientas tecnológicas accesibles que superen estas barreras para fortalecer la práctica clínica y educativa.

Esta propuesta atiende dicha necesidad mediante una colaboración interdisciplinaria que aprovecha el acceso exclusivo a la colección de aproximadamente 1000 fetos de la Facultad de Medicina de la UNAM, el uso de resonadores de 3 Teslas y el poder de cómputo de las GPU NVIDIA Tesla V100S de la Universidad de Texas en San Antonio (UTSA). La integración de estos recursos permite generar un atlas digital de alta fidelidad que se distingue de trabajos previos restringidos por la falta de información, ofreciendo una solución novedosa que democratiza el acceso a modelos anatómicos complejos y facilita una evaluación no invasiva de patologías prenatales.

## 1.2 Objetivo General

Desarrollar e implementar una plataforma de software para la reconstrucción, segmentación y visualización 3D de especímenes fetales a partir de MRI, con el fin de crear una herramienta didáctica e interactiva que facilite el estudio del desarrollo embrionario y fetal para estudiantes y profesionales de medicina e ingeniería biomédica.

## 1.3 Objetivos Particulares

El presente trabajo de tesis constituye la etapa fundamental, en donde se establecen las bases tecnológicas y metodológicas sobre las cuales se construirán las funcionalidades más avanzadas del proyecto. Por lo tanto, los siguientes objetivos particulares se centran en la implementación del núcleo del software, la validación de su capacidad de reconstrucción y la consolidación del proceso de adquisición de datos, elementos esenciales que garantizan la viabilidad y el futuro crecimiento de la plataforma.

- Diseñar e implementar una interfaz de usuario funcional para la carga y manipulación interactiva de estudios en formato DICOM.
- Implementar y validar la funcionalidad de reconstrucción volumétrica 3D a partir de MRI fetal.
- Desarrollar un protocolo para la adquisición de imágenes fetales de alta calidad, que incluye la fabricación de soportes anatómicos personalizados para asegurar la estabilidad de los especímenes.

- Establecer las bases funcionales para la segmentación de estructuras anatómicas, implementando herramientas de visualización por capas y ajuste de umbrales como fundamento para futuros módulos automáticos.

# CAPÍTULO 2

## 2. Marco Teórico

En el sector de la medicina privada, existen plataformas tecnológicas avanzadas que, mediante la creación y manipulación de modelos 3D, permiten una visualización detallada y dinámica de las estructuras internas del cuerpo humano. Estas soluciones son fundamentales en el diagnóstico y tratamiento de diversas patologías; sin embargo, su implementación en los ámbitos educativo y clínico se ve considerablemente limitada debido a la barrera económica que representan y a la necesidad de contar con hardware y software especializado.

Esta falta de acceso a herramientas eficientes y asequibles impacta la calidad de la formación en medicina e ingeniería biomédica, ya que los modelos 3D interactivos son un recurso importante para la comprensión profunda del desarrollo humano y la identificación de patologías fetales. Por ello, existe una clara necesidad de desarrollar plataformas de visualización 3D más accesibles, que permitan su integración en programas de formación y aseguren que los futuros profesionales de la salud puedan beneficiarse de estas tecnologías. El desarrollo de una interfaz para la reconstrucción y visualización 3D del feto y el embrión tiene el potencial de transformar la manera en que se enseña el desarrollo humano y las patologías asociadas, además de mejorar el diagnóstico y seguimiento prenatal. Aunque persisten retos técnicos, el avance continuo en la visualización 3D y su integración en la educación médica prometen un futuro favorable para la enseñanza y la atención clínica.

### 2.1 Diagnóstico de Enfermedades en el Periodo Prenatal

El diagnóstico prenatal es una rama fundamental de la medicina fetal que se enfoca en la identificación de anomalías y condiciones de salud en el feto antes del nacimiento. Su objetivo es proporcionar un diagnóstico temprano que permita a los padres y a los profesionales de la salud anticipar complicaciones, planificar intervenciones terapéuticas y tomar decisiones informadas para optimizar el bienestar tanto del feto como de la madre.

La detección de posibles alteraciones en el desarrollo fetal es un componente crucial de la atención prenatal. Existen diversos métodos diagnósticos, que se pueden clasificar en dos grandes grupos: no invasivos e invasivos.

#### 2.1.1 Métodos de Diagnóstico No Invasivos

Estos métodos no conllevan riesgo para el feto y son los primeros en utilizarse.

- Ecografía (Ultrasonido): Es la herramienta de primera línea para la visualización de la anatomía fetal en tiempo real. Permite evaluar el crecimiento, la estructura de los órganos y detectar malformaciones físicas evidentes.
- Análisis de Sangre Materna: Conocido como screening prenatal, permite identificar marcadores bioquímicos en la sangre de la madre que pueden sugerir un mayor riesgo de ciertas anomalías genéticas, como el síndrome de Down. Las pruebas más avanzadas, como la prueba de ADN fetal en sangre materna (NIPT, por sus siglas en inglés), analizan fragmentos de ADN del feto que circulan en la sangre de la madre, ofreciendo una alta precisión para la detección de aneuploidías comunes.
- MRI Fetal: Se utiliza como una herramienta diagnóstica de tercer nivel, generalmente cuando los hallazgos de la ecografía no son concluyentes. La MRI Fetal ofrece imágenes detalladas de la anatomía fetal, especialmente del sistema nervioso central, sin recurrir a radiación ionizante. Esta técnica es invaluable para caracterizar la anatomía y la función cerebral, y ha impulsado la creación de atlas normativos para la investigación del desarrollo (Ciceri et al., 2024).

### 2.1.2 Métodos de Diagnóstico Invasivos

Estos procedimientos implican la obtención de muestras biológicas del feto o la placenta y, aunque ofrecen un diagnóstico definitivo, conllevan un pequeño riesgo de pérdida del embarazo.

- Amniocentesis: Consiste en la extracción de una pequeña muestra del líquido amniótico que rodea al feto. Este líquido contiene células fetales que pueden ser analizadas para detectar trastornos genéticos y cromosómicos.
- Muestreo de Vellosidades Coriónicas (CVS): En este procedimiento se obtiene una muestra de las vellosidades coriónicas, que son parte de la placenta y comparten la misma composición genética que el feto. Permite estudiar el ADN fetal para el diagnóstico de enfermedades genéticas.
- Cordocentesis: Es un procedimiento en el que se obtiene una muestra de sangre directamente del cordón umbilical del feto para fines diagnósticos.

## 2.2 Reconstrucción 3D en la medicina

El uso de la reconstrucción 3D en las ciencias médicas comenzó con la invención de un escáner de CT por Godfrey Hounsfield en 1972 (Richmond, 2004) útil para obtener información sobre el comportamiento de los órganos in vivo. La reconstrucción 3D puede ayudar en la planificación y el seguimiento de las condiciones médicas preoperatorias y postoperatorias de los pacientes.

Cuando se habla de reconstrucción 3D de imágenes médicas el primer paso del proceso de es crear modelos digitales de estructuras anatómicas mediante un conjunto de puntos obtenido a partir de datos generados mediante técnicas como ultrasonido, MR, CT, entre otras. La elección de la técnica de adquisición de datos es un factor determinante en la eficacia de los algoritmos de reconstrucción 3D (Haleem & Javaid, 2019).

Cada técnica empleada para la obtención de las imágenes de los órganos o las regiones de interés tiene sus ventajas y sus desventajas, así como sus implicaciones debido a que algunas técnicas son más invasivas que otras que son no invasivas, como los ultrasonidos que no son invasivos. A partir del conjunto de puntos obtenidos mediante alguna técnica de obtención de imágenes, se crean/reconstruyen las superficies del modelo 3D, dicha superficie está compuesta por una malla de triángulos o árboles octales.

Las reconstrucciones de los modelos 3D a partir de las imágenes médicas se pueden clasificar de diversas formas, pero debido al constante desarrollo y creación de nuevos métodos, existen una amplia variedad. De manera general se pueden clasificar en: Reconstrucción basada en aproximaciones tradicionales y Reconstrucción basada en aproximaciones de aprendizaje profundo (Sarmah et al., 2023).

### 2.2.1 Aplicaciones e implicaciones de la visualización 3D en el diagnóstico médico

La reconstrucción y visualización 3D también tiene implicaciones directas en la práctica clínica. Las tecnologías de imágenes 3D permiten a los médicos examinar en detalle las anomalías en el desarrollo fetal, como malformaciones congénitas, y realizar diagnósticos más precisos. Asimismo, ayudan en el monitoreo de patologías a lo largo del embarazo, como trastornos genéticos o condiciones que afectan el crecimiento del feto. Además, la visualización 3D puede facilitar la toma de decisiones durante procedimientos quirúrgicos y en la planificación del tratamiento prenatal.

Las implicaciones que presenta el uso de este tipo de tecnología en el sector médico son la complejidad de generar las imágenes dependiendo de la técnica que se use, los intervalos de tiempo con los que se realicen los estudios. En cuanto al sector educativo, es difícil acceder a las imágenes realizadas en los estudios, ya que al tratarse de un ser que aún no nace se puede considerar como un menor de edad y, por ende, la información no es accesible para el público en general; además, las imágenes que se encuentran públicas generalmente corresponden a estudios de personas adultas.

Llevar esta tecnología al siguiente nivel “la generación de modelos 3D en tiempo real para aplicaciones como la guía intraoperatoria o el diagnóstico dinámico” introduce un conjunto de desafíos aún más complejos. Para que esto sea viable, la segmentación de los órganos de interés debe ser no solo precisa, sino prácticamente instantánea, lo que exige algoritmos de inteligencia artificial altamente eficientes y optimizados. A su vez, el proceso de adquisición de imágenes tendría que ser simplificado y acelerado para permitir un flujo de datos rápido y continuo. Finalmente, el rol del especialista, como el radiólogo, seguiría siendo indispensable, no para realizar la segmentación manual, que resultaría inviable por el tiempo (Sarmah et al., 2023) sino para validar y supervisar los resultados generados por el sistema automatizado, asegurando su fiabilidad clínica antes de cualquier toma de decisión crítica.

### 2.2.2 Órganos críticos en el desarrollo fetal

El proceso de reconstrucción 3D en el ámbito fetal se enfrenta a desafíos únicos que han dirigido el enfoque de la investigación hacia órganos específicos. La segmentación de

órganos fetales, un paso crítico para la reconstrucción carece de un enfoque universal estandarizado, en gran parte debido a los rápidos cambios en la morfología y el tamaño de las estructuras, así como a los movimientos fetales durante la adquisición de imágenes (Uus et al., 2024). Esto a menudo requiere una segmentación manual o semiautomática, un proceso que consume tiempo y depende de la pericia del especialista. Por estas razones, los esfuerzos se han concentrado en órganos considerados críticos durante el desarrollo, ya que su análisis puede ofrecer indicadores vitales sobre la salud del feto y la viabilidad de la gestación. Entre estos, el cerebro, el corazón y los pulmones son los más estudiados. (Ciceri et al., 2024)

De todos los órganos críticos, el cerebro es el que ha recibido la mayor atención en la comunidad científica, y del que se dispone de más información, incluyendo una notable cantidad de imágenes de MRI y atlas de desarrollo. La IRM fetal se ha convertido en una herramienta poderosa para monitorear el complejo neurodesarrollo, permitiendo visualizar la maduración de estructuras cerebrales clave y la formación de patrones de la corteza cerebral. El análisis de estructuras transitorias, como la eminencia ganglionar y la subplaca, es fundamental, ya que alteraciones en su desarrollo han sido vinculadas con la fisiopatología de condiciones neuropsiquiátricas y del neurodesarrollo como la esquizofrenia y el autismo. Asimismo, el cerebelo ha ganado un interés creciente debido a su prolongada trayectoria de desarrollo, lo que lo hace particularmente vulnerable a lesiones prenatales. (Ciceri et al., 2024)

Aunque el cerebro es el foco principal, la reconstrucción 3D de otros órganos como el corazón y los pulmones también es de gran relevancia clínica. La visualización 3D del corazón fetal es crucial para el diagnóstico de cardiopatías congénitas, mientras que la reconstrucción de los pulmones ayuda a evaluar su madurez y a diagnosticar condiciones como la hernia diafragmática congénita. La creación de modelos 3D de las vías respiratorias, por ejemplo, puede ser útil en el diagnóstico de tumores cervicales en el feto mediante técnicas como la broncoscopia virtual (Sarmah et al., 2023). La segmentación y reconstrucción de estos órganos vitales, aunque desafiante, sigue siendo un campo de investigación activo y prometedor para mejorar el diagnóstico y la planificación de intervenciones prenatales.

## 2.3 Estado del arte de tecnologías para interactuar con modelos 3d en medicina

Para que las herramientas de reconstrucción y visualización 3D sean efectivas en la educación de estudiantes de medicina e ingeniería biomédica, es crucial diseñar interfaces intuitivas que permitan una interacción fluida con los modelos anatómicos. La capacidad de rotar, ampliar y segmentar las imágenes para observar detalles específicos es fundamental para un aprendizaje profundo sin requerir una capacitación técnica intensiva (Kyaw et al., 2019). La tecnología de Realidad Virtual (VR), en particular, ha demostrado mejorar significativamente el conocimiento y las habilidades cognitivas en comparación con los métodos de aprendizaje tradicionales (Sung et al., 2024). Sin embargo, a pesar de que estas tecnologías han revolucionado la enseñanza de la anatomía, la mayoría de los dispositivos y plataformas se centran en la anatomía de adultos, dejando una brecha en el campo de la

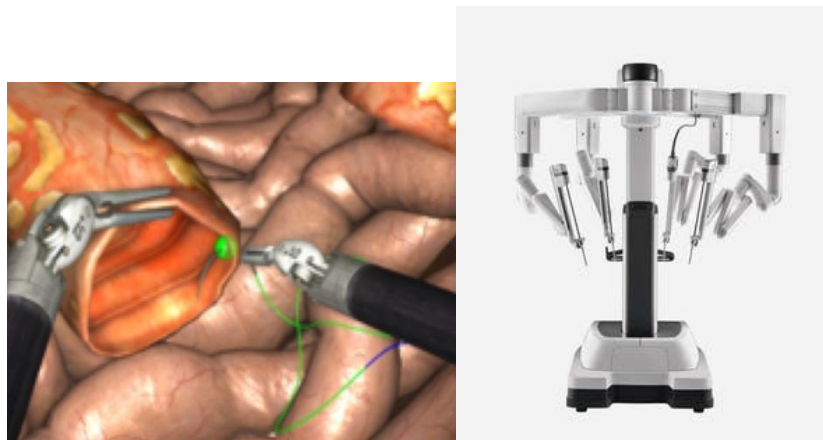


anatomía prenatal, que es considerablemente más compleja debido a las dimensiones reducidas y la rápida dinámica de desarrollo de las estructuras.

Para abordar estas necesidades, el estado del arte se compone de diversas tecnologías que permiten la interacción con modelos anatómicos 3D.

### **Tecnología: Realidad Virtual**

La Realidad Virtual (VR) sumerge a los usuarios en un entorno completamente digital, ofreciendo un campo de entrenamiento seguro y repetible. Es especialmente valiosa para la simulación quirúrgica, donde plataformas como el Da Vinci Surgical System y Osso VR (*Da Vinci Software | Elevating the Possibilities for Robotic Surgery, s/f*) permiten a los cirujanos practicar procedimientos complejos en un entorno sin riesgos, mejorando la destreza y la precisión.



*Figura 1. Da Vinci Surgical System*

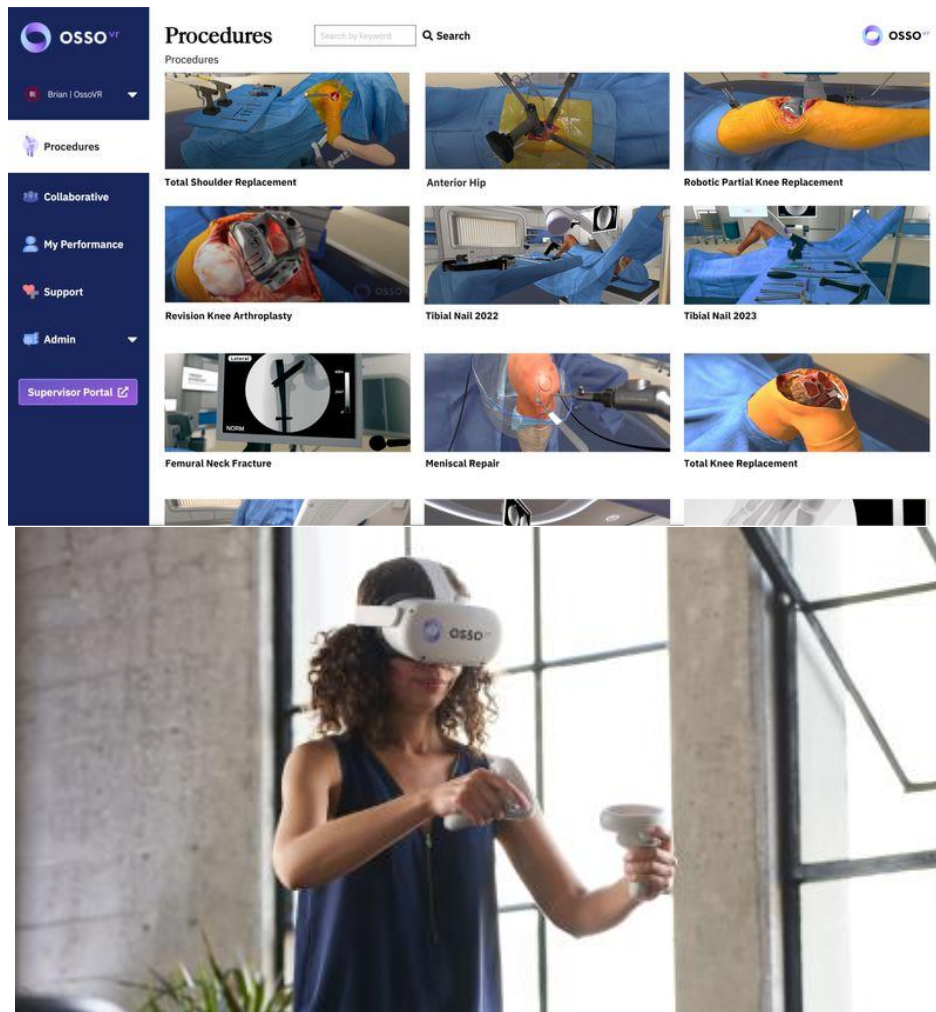


Figura 2. Simulador Quirúrgico Osso VR. Plataforma (arriba), Forma de emplear (abajo)

Además, herramientas como Surgical Theater utilizan reconstrucciones 3D específicas del paciente a partir de imágenes de CT y MRI para la planificación y ensayo preoperatorio, lo que aumenta la conciencia situacional del cirujano. (*Surgical Planning - Surgical Theater, 2023*)



Figura 3. Planificación Quirúrgica con Surgical Theater

### Tecnología: Realidad Aumentada

La Realidad Aumentada (AR) superpone información digital, como modelos 3D, sobre el entorno físico del usuario. En el ámbito quirúrgico, esta tecnología mejora la conciencia espacial del cirujano al proyectar la anatomía 3D del paciente (obtenida de TC o RM) directamente sobre el campo operatorio. Esto facilita la navegación intraoperatoria, ayuda a evitar estructuras críticas y reduce los errores de procedimiento. (Malhotra et al., 2023) Dispositivos como Microsoft HoloLens se utilizan para este fin, proporcionando una "visión de rayos X" que permite al cirujano ver a través de los tejidos en tiempo real. (*Surgical Theater*, 2023)



Figura 4. Visualización intraoperatoria con Microsoft HoloLens

### Tecnologías: Software especializado

El software de escritorio especializado es la base para convertir los escaneos médicos 2D (formato DICOM) en modelos 3D interactivos. Plataformas como *Materialise Mimics Innovation Suite* son un estándar en la industria para la segmentación de imágenes médicas, creando modelos 3D precisos para análisis, planificación y posterior impresión 3D (*Mimics Innovation Suite | Medical Image Analysis Software, s/f*).



Figura 5. Interfaz del software Mimics

Por otro lado, software de código abierto como 3D Slicer ofrece una potente plataforma para la visualización, segmentación y registro, siendo ampliamente utilizado en investigación para el desarrollo de herramientas de análisis personalizadas (*About 3D Slicer — 3D Slicer documentation*, s/f).

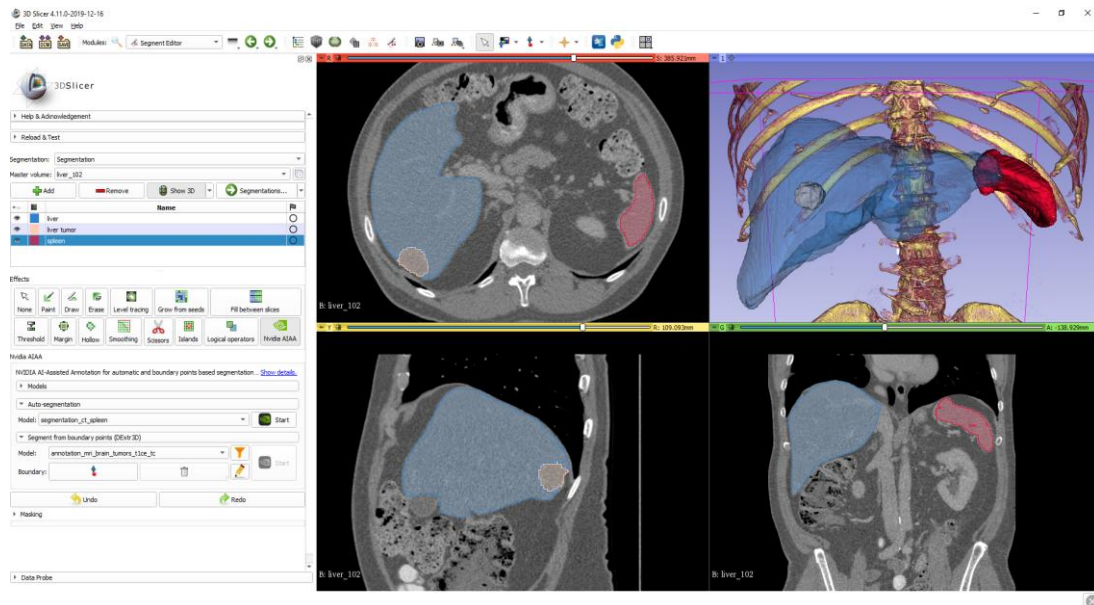


Figura 6. Interfaz del software 3D Slicer.

Asimismo, existen plataformas físicas como Sectra Table, que es un dispositivo táctil grande, inmersivo e interactivo que proporciona interacción táctil y visualización óptimas para mejorar aún más la experiencia y el rendimiento de Sectra Education Portal. Cuenta con un gran monitor de 65" con función de inclinación eléctrica y una pantalla táctil capacitiva 4K, lo que mejora enormemente la sensación de interacción con los datos visualizados. En su conjunto es una tecnología avanzada de visualización médica que permite la exploración interactiva de modelos 3D a partir de imágenes CT y MRI. ("Sectra Table for Medical Education", s/f)



Figura 7. Interfaz de Sectra Table.



Tabla 1. Tecnologías para interactuar con modelos 3D en medicina.

| Plataforma/Software       | Descripción                                                                                                                                                | Características Clave                                                                                                                                                                              |
|---------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <i>Anatomage Table</i>    | Mesa de visualización virtual para explorar el cuerpo humano en 3D de manera interactiva, utilizada en educación médica para enseñar anatomía y patología. | - Visualización de modelos anatómicos 3D de alta resolución. - Herramientas interactivas para disección virtual.- Carga y visualización de datos de imágenes médicas personalizadas.               |
| <i>Touch Surgery</i>      | Plataforma de simulación quirúrgica que permite a médicos y estudiantes practicar procedimientos quirúrgicos en un entorno virtual.                        | - Simulación interactiva de cirugías con retroalimentación visual y táctil.- Escenarios educativos para diferentes especialidades.- Evaluación del desempeño para mejorar habilidades quirúrgicas. |
| OsiriX                    | Software avanzado de visualización de imágenes médicas para macOS, utilizado en radiología y cirugía.                                                      | - Visualización y manipulación de imágenes DICOM en 2D y 3D.- Integración con CT, MRI y PET.- Herramientas para segmentación, reconstrucción 3D y análisis cuantitativo.                           |
| <i>3D Slicer</i>          | Plataforma de software gratuita y de código abierto para la visualización y análisis de imágenes médicas.                                                  | - Herramientas avanzadas para segmentación y reconstrucción 3D.- Plugins para planificación quirúrgica e investigación.- Capacidad para manejar grandes volúmenes de datos.                        |
| <i>Materialise Mimics</i> | Software de segmentación y modelado 3D para convertir imágenes médicas en modelos anatómicos precisos.                                                     | - Segmentación avanzada de CT y MRI para crear modelos 3D.- Herramientas de análisis y simulación para planificación preoperatoria.- Integración con impresoras 3D para crear modelos físicos.     |
| <i>ZSpace</i>             | Plataforma de realidad virtual y aumentada para la visualización interactiva de contenido 3D, incluida la anatomía humana.                                 | - Pantalla interactiva para manipular modelos 3D en un espacio virtual.- Aplicaciones educativas para anatomía y ciencias médicas.- Integración con lápices ópticos para interacción precisa.      |
| <i>VisuaLab</i>           | Plataforma que combina realidad aumentada y modelos 3D para mejorar la planificación y la educación médica.                                                | - Visualización de modelos anatómicos 3D superpuestos en el entorno real. - Aplicaciones para planificación y simulación quirúrgica.- Herramientas interactivas para exploración y análisis.       |

## 2.4 Estado del arte de los métodos de reconstrucción 3D a partir MRI

La reconstrucción 3D a partir de imágenes médicas bidimensionales (2D), como las obtenidas por MR, es un proceso fundamental en la medicina moderna. Permite crear modelos digitales de estructuras anatómicas que son cruciales para la planificación quirúrgica, el diagnóstico y el seguimiento de patologías. Los métodos para llevar a cabo esta reconstrucción han evolucionado significativamente y, de manera general, pueden clasificarse en dos grandes aproximaciones: los métodos tradicionales o clásicos y los métodos modernos basados en aprendizaje profundo (*Deep Learning*) (Sarmah et al., 2023)

### **Métodos Clásicos y Tradicionales**

Los enfoques tradicionales generalmente siguen un proceso de múltiples etapas que incluye la segmentación de la región de interés, el registro de las imágenes y, finalmente, la reconstrucción de la superficie.

Entre las técnicas de segmentación se encuentran:

- Umbralización, que separa regiones basándose en la intensidad de los vóxeles, y
- Modelos deformables, como los modelos de contorno activo, que ajustan una malla inicial a los bordes de la estructura deseada
- *Marching Cubes*. Este método procesa los datos volumétricos dividiendo el espacio en una rejilla de cubos lógicos y determina cómo una superficie de isovalor interseca cada cubo.

### **Métodos Modernos (Aprendizaje Profundo)**

Los métodos modernos, impulsados por el aprendizaje profundo, han transformado el campo al aprender a extraer características relevantes directamente de los datos, eliminando la necesidad de muchos de los pasos manuales de los enfoques clásicos. Uno de los métodos más famosos es de:

- Redes Neuronales Convolucionales (CNN), y en particular arquitecturas como U-Net, se convirtieron en el estándar para la segmentación de imágenes médicas debido a su eficacia

Tabla 2. Comparación entre distintos métodos de reconstrucción 3D

| Modelo                           | Tipo             | Objetivo                                                                                     | Ventajas                                                                                                                                                                                                               | Contras                                                                                                                                                                                                                                        |
|----------------------------------|------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Umbralización                    | Métodos clásicos | Segmentación 3D basada en la intensidad de los vóxeles                                       | Simple y rápido de implementar. Computacionalmente eficiente.                                                                                                                                                          | Sensible al ruido y a la inhomogeneidad de la intensidad. Puede resultar en superficies irregulares o discontinuas. Requiere una buena elección del umbral, que puede ser difícil de automatizar.                                              |
| Modelos Deformables              | Métodos clásicos | Ajuste de una malla inicial a los datos de entrada                                           | Permite incorporar conocimiento a priori sobre la forma del objeto. Puede generar superficies suaves y continuas. Robusto al ruido y a datos incompletos si el modelo inicial es adecuado.                             | Requiere una buena inicialización del modelo. La deformación puede ser compleja de controlar. Puede ser sensible a la topología del objeto.                                                                                                    |
| Modelos Estadísticos de forma    | Métodos clásicos | Generación de nuevas instancias de formas basadas en un conjunto de entrenamiento            | Captura la variabilidad de la forma dentro de una población. Puede generar formas realistas. Útil para análisis estadísticos de formas.                                                                                | Requiere un conjunto de entrenamiento grande y representativo. La capacidad de generar formas novedosas puede estar limitada por la variabilidad del conjunto de entrenamiento.                                                                |
| Redes Neuronales Convolucionales | Métodos modernos | Aprendizaje de la representación 3D directamente de los datos (imágenes, nubes de puntos)    | Aprendizaje automático de características complejas. Puede lograr resultados precisos y robustos. Capacidad de procesar grandes volúmenes de datos. Puede generalizar bien a datos no vistos durante el entrenamiento. | Requiere grandes cantidades de datos etiquetados para el entrenamiento. La interpretabilidad de las características aprendidas puede ser limitada. El entrenamiento puede ser computacionalmente costoso.                                      |
| Transformers                     | Métodos modernos | Modelado de dependencias a largo alcance en datos 3D (nubes de puntos, secuencias de vistas) | Capacidad de capturar relaciones complejas y no locales en los datos 3D. Ha mostrado buenos resultados en tareas como la reconstrucción a partir de múltiples vistas y la generación de formas.                        | Todavía es una tecnología relativamente nueva en el contexto de la reconstrucción 3D, por lo que puede haber menos recursos y experiencia disponibles. Puede ser computacionalmente intensivo para secuencias largas o nubes de puntos densas. |

### 2.4.1 Retos y futuro de la tecnología de visualización 3D

Aunque las tecnologías de visualización 3D han avanzado significativamente, todavía existen retos importantes en su implementación y accesibilidad. Uno de los factores limitantes más significativos es el alto costo de las plataformas comerciales y el hardware especializado, lo que restringe su adopción generalizada, especialmente en el ámbito educativo. A nivel técnico, un desafío mayúsculo es la escasez de grandes bases de datos públicas con imágenes médicas preprocesados y modificados para el entrenamiento de redes neuronales, sobre todo en el campo fetal, debido a la naturaleza sensible de la información de los pacientes y las estrictas regulaciones de privacidad. Esta falta de datos disponibles limita el rendimiento y la capacidad de generalización de los métodos basados en aprendizaje profundo. Adicionalmente, la adquisición de imágenes fetales por RM es intrínsecamente compleja debido al movimiento del feto, su pequeño tamaño y los posibles artefactos en las imágenes, lo que complica el preprocesamiento de los datos. (Ciceri et al., 2024)

El futuro de esta tecnología es prometedor gracias al avance de la inteligencia artificial, con modelos híbridos como TransUNet que combinan la extracción de detalles locales de las Redes Neuronales Convolucionales (CNN) con la capacidad de los Transformers para modelar relaciones a larga distancia. Se espera que estas herramientas se integren en la práctica clínica para reportes diagnósticos, la planificación quirúrgica en tiempo real, y se expandan a formatos inmersivos como la realidad virtual (VR) y la creación de atlas multimodales que combinen distintos tipos de datos. El desarrollo continuo de algoritmos más precisos y accesibles consolidará estas tecnologías como un pilar en la educación médica y el diagnóstico prenatal. (Chen et al., 2021; Sarmah et al., 2023)

## 2.5 Resonancia Magnética

La MR es una técnica de diagnóstico por imagen no invasiva que crea imágenes detalladas del interior del cuerpo sin usar radiación ionizante. Su funcionamiento se basa en las propiedades magnéticas de los protones de hidrógeno, que son extremadamente abundantes en el agua y la grasa del cuerpo humano. (Pooley, 2005)

El proceso se puede resumir en los siguientes pasos:

1. Alineación de Protones: El resonador magnético genera un potente campo magnético estático, medido en Teslas (T), que obliga a los protones de hidrógeno del paciente a alinearse en la misma dirección, de forma similar a como lo harían millones de pequeñas agujas de una brújula. (MRI, s/f)
2. Excitación por Radiofrecuencia: A continuación, el equipo emite un pulso de ondas de radiofrecuencia sintonizado a una frecuencia específica. Este pulso transfiere energía a los protones, sacándolos momentáneamente de su alineación con el campo magnético principal. Este fenómeno de absorción de energía es la "resonancia".(Hashemi et al., 2012)



3. Detección de la Señal: Cuando el pulso de radiofrecuencia se apaga, los protones se "relajan" y regresan a su posición original, liberando la energía que habían absorbido en forma de una débil señal de radio. Esta señal es detectada por las antenas o bobinas del equipo.(Pooley, 2005)
4. Creación de la Imagen: El tiempo que tardan los protones en realinearse (tiempo de relajación) y la intensidad de la señal que emiten varían drásticamente según el tipo de tejido (por ejemplo, el líquido cefalorraquídeo, la grasa o el músculo). Un ordenador potente procesa estas sutiles diferencias de señal y, mediante complejos algoritmos, las traduce a una imagen detallada en escala de grises que representa las distintas estructuras anatómicas.(Westbrook & Talbot, 2018)

La intensidad del campo magnético es un factor crucial que influye directamente en la calidad de la imagen. Un campo magnético más fuerte, como el de los equipos de 3 Teslas (3T) en comparación con los de 0.5T, proporciona imágenes de mayor resolución y contraste.(Soher et al., 2007) Esto se debe a que un campo más intenso mejora la relación señal-ruido, permitiendo diferenciar mejor las estructuras anatómicas. Sin embargo, los equipos de campo más alto implican un costo mayor y requieren instalaciones y protocolos técnicos más complejos para su manejo y mantenimiento.

A continuación, se describen los diferentes tipos de equipos, su funcionamiento, las antenas (o bobinas) utilizadas, y los tipos de estudios que se pueden realizar.

### 2.5.1 Tipos de Resonadores Magnéticos y Antenas

Los equipos de MR se clasifican principalmente según la intensidad de su campo magnético, medida en Teslas (T), y su diseño físico (abierto o cerrado). Estos factores determinan la calidad de la imagen, las aplicaciones clínicas y los costos del equipo.

- Resonadores de Campo Bajo y Abiertos (0.2T a <1.5T): Los sistemas de campo bajo, a menudo construidos con un diseño abierto, son una alternativa valiosa para pacientes con claustrofobia, obesidad o para estudios pediátricos. Su diseño facilita el acceso al paciente, siendo útil en procedimientos intervencionistas. Sin embargo, su menor intensidad de campo magnético generalmente produce imágenes con una resolución espacial más baja y una menor relación señal-ruido (SNR) en comparación con los sistemas de campo alto, aunque son más económicos en su adquisición y mantenimiento (Schenck, 2005)
- Resonadores de Campo Alto (1.5T y 3T): Estos representan el estándar en la práctica clínica actual.
  - 1.5T: Es el equipo más extendido en hospitales y clínicas, ofreciendo un excelente equilibrio entre alta calidad de imagen para una vasta gama de estudios diagnósticos y un costo operativo razonable (Soher et al., 2007)
  - 3T: Estos sistemas, al duplicar la intensidad del campo magnético, mejoran significativamente la SNR. Esto se traduce en imágenes con mayor resolución espacial y temporal, lo que es ideal para estudios detallados en neurología

(neuroimagen funcional), musculoesqueléticos y cardiología (F-H. Lin et al., 2020). La mejora en la calidad de imagen ha sido un avance significativo, por ejemplo, en la neuroimagen fetal (Ciceri et al., 2024)

- **Resonadores de Campo Ultra Alto (7T y superior):** Considerados la vanguardia de la RM, estos equipos se utilizan casi exclusivamente en el ámbito de la investigación. Ofrecen una resolución sin precedentes que permite visualizar estructuras anatómicas extremadamente finas, como las capas corticales del cerebro. Su uso está limitado por su alto costo, la complejidad técnica y la mayor susceptibilidad a artefactos en las imágenes

## 2.5.2 Antenas o Bobinas de Radiofrecuencia

Las antenas, comúnmente llamadas bobinas, son componentes cruciales del equipo de RM. Actúan como transceptores: primero, emiten el pulso de radiofrecuencia para excitar los protones del cuerpo y, después, "escuchan" y reciben la débil señal que estos emiten al relajarse. (Westbrook & Talbot, 2018)

El principio fundamental es que la proximidad de la bobina a la zona de estudio mejora drásticamente la calidad de la señal recibida (SNR), lo que resulta en imágenes más nítidas y detalladas. Por esta razón, existen bobinas especializadas para cada parte del cuerpo:

- **Bobinas de Volumen (Cuerpo, Cabeza, Extremidades):** Rodean completamente la región anatómica a estudiar. Proporcionan una excelente uniformidad de la señal a lo largo de un gran volumen, aunque con una SNR ligeramente menor que las bobinas de superficie (Hashemi et al., 2012)
- **Bobinas de Superficie:** Se colocan directamente sobre la piel del paciente, cerca del área de interés (p. ej., columna vertebral o una articulación). Ofrecen una SNR muy alta y una excelente resolución para las estructuras cercanas a la bobina, pero la calidad de la señal disminuye con la profundidad (Westbrook & Talbot, 2018)
- **Bobinas de Múltiples Canales (Phased Array):** Son un diseño avanzado que combina múltiples elementos de bobinas pequeñas en una sola carcasa. Un ordenador procesa las señales de cada elemento de forma independiente y luego las combina. Esta técnica logra lo mejor de ambos mundos: la alta SNR de las bobinas de superficie y la gran cobertura de las bobinas de volumen, permitiendo además reducir los tiempos de escaneo (Pooley, 2005)

## 2.6 Tipos de Estudios por Resonancia Magnética

Un estudio de MR no es una única adquisición, sino un conjunto de diferentes secuencias de pulsos diseñadas para resaltar propiedades específicas de los tejidos. Al modificar los parámetros del campo magnético y los pulsos de radiofrecuencia, es posible generar imágenes con distintos contrastes, cada una optimizada para responder a una pregunta clínica específica. A continuación, se describen los tipos de estudios más comunes.

### **RM Anatómica (Ponderada en T1 y T2)**

Este es el tipo de estudio más fundamental y se utiliza para visualizar la morfología y estructura de los órganos. Se basa principalmente en dos tipos de contraste:

- Imágenes ponderadas en T1: En estas imágenes, los tejidos con alto contenido de grasa (como la materia blanca del cerebro) aparecen brillantes, mientras que los líquidos (como el líquido cefalorraquídeo) aparecen oscuros. Este tipo de contraste es excelente para definir la anatomía normal (Westbrook & Talbot, 2018).
- Imágenes ponderadas en T2: Aquí, tanto los líquidos como la grasa aparecen brillantes. Las secuencias T2 son extremadamente sensibles para detectar patologías, ya que la mayoría de las lesiones (como tumores, inflamación o edemas) implican un aumento del contenido de agua y, por lo tanto, se destacan como áreas brillantes sobre el tejido circundante (Hashemi et al., 2012).

### **RM de Difusión (DWI y DTI)**

Este estudio mide el movimiento aleatorio (difusión) de las moléculas de agua dentro de los tejidos. Es una técnica muy potente para la caracterización tisular:

- DWI (Imagen Ponderada por Difusión): Es sumamente útil en la detección de accidentes cerebrovasculares isquémicos agudos. En un infarto cerebral, la muerte celular provoca una restricción en el movimiento del agua, lo que se traduce en una señal muy brillante en las imágenes DWI, permitiendo un diagnóstico en cuestión de minutos (*Diffusion MRI*, s/f)
- DTI (Imagen por Tensor de Difusión): Es una forma avanzada de DWI que no solo mide la magnitud de la difusión, sino también su direccionalidad. En el cerebro, el agua se difunde de manera preferente a lo largo de los tractos de materia blanca. El DTI permite mapear estas vías neuronales, una técnica conocida como tractografía, que es fundamental para la planificación neuroquirúrgica y la investigación del neurodesarrollo (Mori & Zhang, 2006).

### **MR Funcional**

La MR funcional no captura la estructura, sino la actividad cerebral de manera indirecta. Se basa en el principio de que cuando un área del cerebro está activa, aumenta su consumo de oxígeno, lo que provoca pequeños cambios en el flujo sanguíneo y la oxigenación de la sangre. La secuencia, conocida como BOLD (*Blood-Oxygen-Level-Dependent*), detecta estos cambios. La MR funcional es una herramienta indispensable en neurociencia y se utiliza clínicamente para mapear áreas críticas como el lenguaje o la función motora antes de una cirugía cerebral (Glover, 2011).

### **Angiografía por MR (Angio-MR)**

Esta técnica está específicamente diseñada para visualizar los vasos sanguíneos (arterias y venas) en cualquier parte del cuerpo, a menudo sin necesidad de inyectar un agente de contraste. La Angio-MR es crucial para el diagnóstico de aneurismas, estenosis (estrechamiento de los vasos), malformaciones vasculares y otras enfermedades de los vasos sanguíneos (Hartung et al., 2011).

## 2.7 Formato DICOM

El formato DICOM es el estándar global que funciona como el lenguaje universal para las imágenes médicas. Creado para resolver los problemas de incompatibilidad entre equipos de diferentes fabricantes, es utilizado ampliamente en hospitales y clínicas para gestionar, almacenar y transmitir imágenes de modalidades como MR, CT, ultrasonido y radiografía (Mildenberger et al., 2002).

La principal fortaleza de DICOM es su capacidad para integrar en un solo archivo tanto la imagen como un conjunto completo de metadatos,

**Estructura de un Archivo DICOM** Cada archivo DICOM se compone de dos partes fundamentales:

1. **Encabezado (Header):** Contiene todos los metadatos relevantes, organizados en una lista de atributos o "etiquetas". Esta información incluye datos demográficos del paciente (nombre, ID), detalles del estudio (fecha, modalidad), parámetros de adquisición del equipo (dosis de radiación, intensidad del campo magnético) e información sobre la orientación de la imagen (Pianykh, 2009).
2. **Datos de Píxeles (Pixel Data):** Es la imagen médica en sí. Puede ser una única imagen 2D (un corte) o una serie de imágenes que conforman un volumen 3D o incluso una secuencia 4D (3D + tiempo), dependiendo del estudio.

### Aplicaciones y Relevancia

Gracias a su estandarización, DICOM es la columna vertebral de la radiología digital moderna y su uso se extiende a prácticamente todas las especialidades que dependen de imágenes, como la cardiología, la oncología y la oftalmología. Asimismo, es un pilar fundamental para la telemedicina, ya que permite a los especialistas compartir y evaluar estudios de manera remota con total integridad de la información (Mildenberger et al., 2002).

## 2.8 Inteligencia Artificial en la segmentación de Imágenes médicas DICOM

La Inteligencia artificial especialmente mediante redes neuronales profundas, ha transformado el análisis de las imágenes médicas, facilitando la segmentación precisa de estructuras anatómicas en imágenes DICOM. La segmentación es crítica para tareas como la reconstrucción 3D.

### 2.8.1 Redes Neuronales Convolucionales (CNN)

Las redes neuronales convolucionales (CNN, por sus siglas en inglés) son modelos especializados en el análisis de datos con estructura espacial, como las imágenes médicas. Su arquitectura se basa en capas de convolución que aplican filtros aprendibles sobre la imagen para extraer patrones como bordes, texturas o formas, seguidas de funciones de activación (ReLU), pooling (reducción de dimensionalidad), y capas completamente conectadas. Esta estructura jerárquica permite a las CNN aprender desde características

simples hasta representaciones complejas útiles para tareas de clasificación o segmentación (LeCun et al., 2015; Rawat & Wang, 2017).

En el contexto de imágenes médicas, las CNN han demostrado un rendimiento notable en tareas de segmentación, incluso en condiciones de bajo contraste o ruido, como es el caso en estudios prenatales (Litjens et al., 2017).

## 2.8.2 Conexiones de salto (*skip connections*)

Uno de los principales retos en segmentación con CNN es la pérdida de detalles espaciales finos durante el proceso de reducción de resolución (*downsampling*). Para resolver este problema, modelos como U-Net introducen *skip connections* que copian y transfieren los mapas de características del encoder hacia el decoder, en la misma escala espacial. Esto permite al modelo recuperar detalles finos al reconstruir el mapa segmentado, combinando la información contextual profunda con los bordes precisos (Ronneberger et al., 2015)

Para evitar que se pierdan detalles espaciales en este proceso, U-Net incorpora *skip connections*, que copian y transfieren características desde las capas del encoder a las capas correspondientes del decoder. Esto permite que la red combine información contextual profunda con detalles finos, cruciales para delinear bordes precisos de órganos como el cerebro o los pulmones fetales.

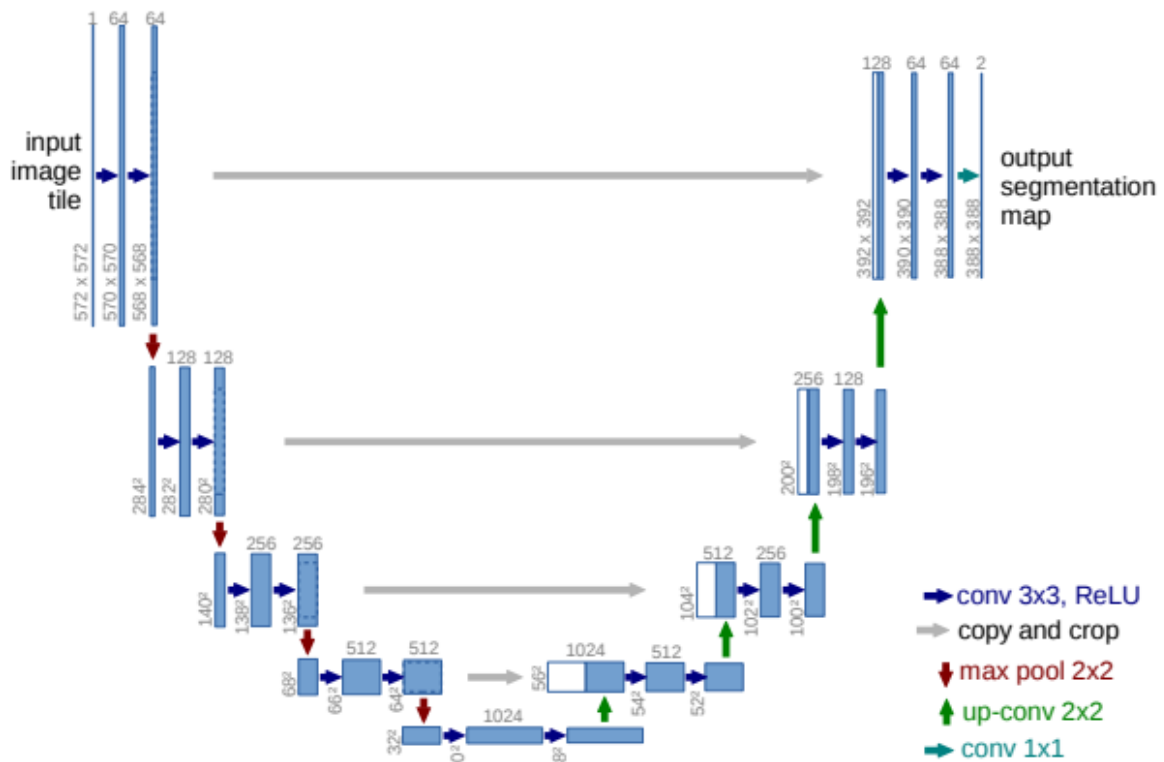


Figura 8. Arquitectura de la red neuronal U-Net.

### 2.8.3 Transformers y TransUNet

Los Transformers fueron introducidos inicialmente en el procesamiento de lenguaje natural, donde demostraron gran capacidad para modelar relaciones de largo alcance mediante el mecanismo de autoatención (Vaswani et al., 2023). En el contexto de imágenes médicas, esta capacidad se traduce en una mejor representación global de órganos que pueden estar parcialmente visibles, deformados o rodeados de estructuras similares.

Los modelos híbridos como TransUNet combinan CNN y Transformers: la CNN extrae características locales detalladas mientras que el Transformer modela dependencias espaciales globales entre todas las partes de la imagen. Esto resulta útil para estructuras fetales pequeñas, donde una red puramente convolucional podría no capturar relaciones de contexto amplio (Chen et al., 2021).

Además, las variantes como Swin Transformers introducen mecanismos jerárquicos de atención que balancean precisión y eficiencia computacional, y han sido incorporadas exitosamente en modelos como Swin-UNet o Swin UNETR para segmentación médica 3D (Hatamizadeh et al., 2021).

Otros modelos destacados incluyen:

- Attention U-Net: incorpora mecanismos de atención sobre las conexiones de salto para enfocarse en regiones relevantes (Oktay et al., 2018).
- V-Net: diseñada para imágenes 3D, emplea convoluciones 3D para segmentar directamente volúmenes completos como los generados en MRI (Milletari et al., 2016).
- nnU-Net: sistema autoajutable que adapta su arquitectura a cualquier conjunto de datos, sin necesidad de intervención manual (Isensee et al., 2021).

# CAPÍTULO 3

## 3. Desarrollo

Como parte del trabajo de servicio social titulado Investigación y Desarrollo Tecnológico en Sistemas Biomédicos (número de registro 2023-12/81-75), realizado en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México, bajo la supervisión del M.I. Serafín Castañeda Cedeño, se emprendió el desarrollo de un software especializado para la reconstrucción 3D de fetos a partir de imágenes médicas en formato DICOM obtenidas mediante estudios de MR.

### 3.1 Investigación y evaluación de alternativas

La primera etapa del proyecto consistió en una revisión exhaustiva de los diferentes métodos y técnicas para la generación de modelos 3D a partir de imágenes planas, considerando específicamente aplicaciones biomédicas y de imagenología anatómica. Esta fase de investigación documental permitió conocer los principios de segmentación de imágenes médicas, técnicas de reconstrucción volumétrica y los distintos estándares de archivo empleados en entornos clínicos y de investigación, en especial del formato DICOM.

Posteriormente, con base en la información recabada, se procedió a realizar una evaluación comparativa de alternativas de entornos y herramientas de software que ofrecieran las mejores condiciones para el desarrollo del proyecto, tomando en cuenta criterios como:

- Facilidad de integración
- Compatibilidad con archivos DICOM.
- Capacidades de segmentación y reconstrucción 3D.
- Flexibilidad para programar funcionalidades personalizadas.
- Compatibilidad con otros lenguajes y bibliotecas de procesamiento de imágenes.
- Disponibilidad de licencias y recursos de documentación.

Las plataformas y entornos considerados en la evaluación:

- Python: por su amplia disponibilidad de bibliotecas médicas como *pydicom*, *SimpleITK*, *vtk*, y su capacidad para integrar herramientas de segmentación y visualización 3D.
- Java: como opción multiplataforma con soporte para desarrollo de aplicaciones gráficas.
- Amira: software comercial especializado en reconstrucción 3D y visualización médica.
- Unity: motor gráfico de alto rendimiento con potencial para visualización interactiva de modelos médicos.
- MATLAB: por sus capacidades de procesamiento de imágenes médicas y herramientas como *Image Processing Toolbox* y *Medical Imaging Toolbox*.

- LabVIEW: ambiente de programación gráfica con módulos dedicados al procesamiento de imágenes.

Esta evaluación sentó las bases para la elección del entorno de trabajo más adecuado para continuar con las siguientes fases del proyecto: procesamiento de imágenes DICOM, generación de modelos 3D, segmentación de estructuras anatómicas, y desarrollo de una interfaz de usuario para su visualización y manipulación.

## 3.2 Selección del entorno de desarrollo

Se realizó una evaluación cuantitativa de los seis entornos de desarrollo, considerando criterios como compatibilidad DICOM y capacidad de renderizado 3D. El desglose completo de la puntuación para todas las plataformas evaluadas se encuentra en el anexo A. Tras este primer filtro, se seleccionaron las tres mejores opciones para un análisis detallado (ver Tabla 4).

*Tabla 3. Matriz de decisión del top 3 de entornos y herramientas de software.*

| Criterio Técnico                                | Peso (%) | Unity    | Python   | MATLAB   |
|-------------------------------------------------|----------|----------|----------|----------|
| Velocidad de procesamiento 3D                   | 25%      | 5 (1.25) | 4 (1.0)  | 3 (0.75) |
| Manejo de archivos volumétricos (DICOM)         | 20%      | 5 (1.0)  | 4 (0.8)  | 4 (0.8)  |
| Costo computacional (uso eficiente de recursos) | 20%      | 4 (0.8)  | 5 (1.0)  | 3 (0.6)  |
| Accesibilidad (licencia, curva de aprendizaje)  | 15%      | 4 (0.6)  | 5 (0.75) | 3 (0.45) |
| Compatibilidad con bibliotecas especializadas   | 20%      | 4 (0.8)  | 5 (1.0)  | 4 (0.8)  |
| Total ponderado                                 | 100%     | 4.45     | 4.55     | 3.4      |

Dentro de las opciones revisadas, Unity se posicionó como la mejor alternativa para el desarrollo de este proyecto. Aunque Python lo supera ligeramente en compatibilidad y costo computacional, Unity ha demostrado ser un motor gráfico robusto y flexible, capaz de gestionar entornos 3D complejos y ofrecer visualizaciones de alta calidad, características de gran valor en aplicaciones biomédicas donde la fidelidad visual es prioritaria. Adicionalmente, otro factor determinante en la elección de Unity fue la familiaridad previa del equipo de trabajo con este entorno de desarrollo, gracias a su uso en asignaturas anteriores, lo que permitió optimizar tiempos de capacitación e implementación.

## 3.3 Implementación del proyecto en Unity

Una vez seleccionada la plataforma Unity como entorno de desarrollo del proyecto, se procedió a la adquisición de una biblioteca especializada (*asset*) para el manejo de estudios médicos en formato DICOM. La elección de esta biblioteca se fundamentó en su capacidad inicial para interpretar, cargar y visualizar conjuntos de imágenes médicas, lo cual representa la base funcional del proyecto.



La biblioteca fue adquirida a través de la *Asset Store* de Unity, donde se ofrecen diversas bibliotecas complementarias hechas por desarrolladores, para desarrolladores.

Para realizar pruebas iniciales se incluía imágenes DICOM de ejemplo correspondientes a estudios de cabeza de un adulto, que permitieron una primera verificación del correcto funcionamiento de los módulos de carga y renderizado, sin embargo, surge la duda del comportamiento con estudios de fetos, dado que las imágenes fetales contienen menos cortes axiales en comparación con un estudio adulto convencional, lo que podría afectar la calidad de la reconstrucción 3D y la correcta visualización anatómica

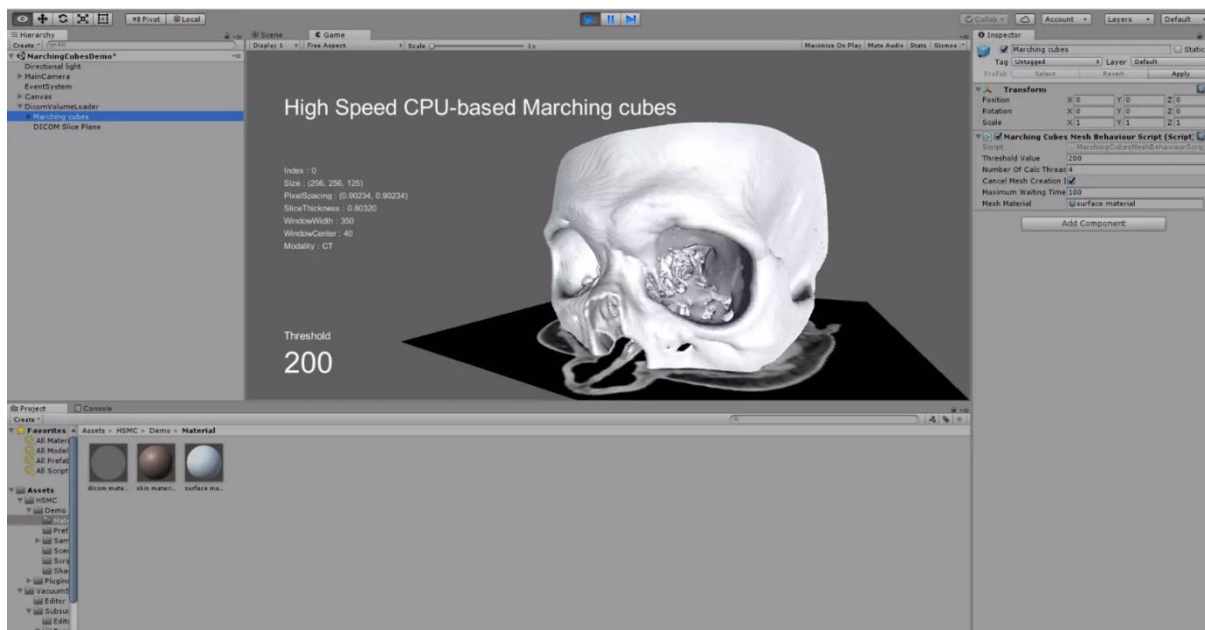


Figura 9. Interfaz de Unity en las pruebas de funcionamiento del Asset adquirido.

A pesar de su aparente facilidad de implementación, se identificó que la documentación oficial del *asset* era prácticamente inexistente, lo que dificultó su configuración y personalización para nuestro caso de estudio, centrado en fetos humanos. Para garantizar la viabilidad del proyecto, fue necesario analizar el funcionamiento interno del *asset* "*High-Speed CPU-Based Marching Cubes*" adquirido para Unity, ya que la documentación oficial era escasa.

Este análisis permitió comprender cómo el software procesa los vóxeles y gestiona las ambigüedades topológicas para generar la malla 3D. La explicación técnica detallada de los pasos de este algoritmo (clasificación de vértices, indexación y triangulación) se encuentra descrita en el anexo B.

### 3.4 Recolección de datasets de imágenes DICOM

Para validar la versatilidad de la herramienta y anticipar su comportamiento bajo diversas condiciones, se realizaron pruebas con múltiples estudios DICOM que abarcaran distintas regiones anatómicas y características de imagen. Este procedimiento permitió determinar la capacidad del software para procesar y reconstruir estructuras de diferente tamaño, densidad

y contraste. Asimismo, posibilitó la identificación de los tipos de tejido y órganos que pueden ser visualizados adecuadamente mediante los algoritmos de renderizado volumétrico implementados en el asset HSMC.

El acceso a grandes conjuntos de datos (*datasets*) públicos en formato DICOM es limitado. Este formato, además de almacenar las imágenes médicas, contiene información confidencial del paciente, como su nombre, edad, sexo, fecha del estudio y número de identificación, entre otros detalles clínicos. La disponibilidad de estos datos se ve restringida por consideraciones éticas, legales y de privacidad, en conformidad con la normativa internacional de protección de datos.

Para superar estas limitaciones, se investigaron repositorios públicos y programas de acceso controlado a imágenes médicas. Entre las alternativas evaluadas, destaca *The Cancer Imaging Archive* (TCIA), un recurso respaldado por el National Cancer Institute de Estados Unidos que ofrece acceso gratuito a conjuntos de imágenes médicas anonimizadas para fines de investigación académica y científica. TCIA dispone de *datasets* de pacientes con diversas patologías, principalmente oncológicas, que pueden descargarse en formato DICOM. Este repositorio constituye una herramienta valiosa para la validación de software médico, la investigación de nuevas metodologías de procesamiento de imágenes y la evaluación de algoritmos de análisis clínico, al proporcionar imágenes reales con los metadatos sensibles debidamente eliminados o codificados.

Aunque la mayoría de los estudios en TCIA se centran en oncología y poblaciones adultas, su empleo durante la fase de desarrollo del presente proyecto fue fundamental. Permitió realizar las pruebas iniciales necesarias para validar la compatibilidad del software con diversos volúmenes y tipos de imágenes DICOM, antes de aplicar los algoritmos de reconstrucción a los estudios fetales específicos obtenidos para esta investigación. Tal como se describe en su sitio web, "los datos de imágenes están organizados como 'colecciones' definidas por una enfermedad común (por ejemplo, cáncer de pulmón), modalidad o tipo de imagen (MRI, CT, histopatología digital, etc.) o enfoque de investigación. DICOM es el formato de archivo principal utilizado por TCIA para imágenes de radiología. Se hace hincapié en proporcionar datos de respaldo relacionados con las imágenes, como resultados de los pacientes, detalles del tratamiento, genómica y análisis de expertos" ("About The Cancer Imaging Archive (TCIA)", s/f)

### 3.4.1 Datasets Utilizados en pruebas preliminares

Para las pruebas preliminares de funcionalidad, se utilizaron colecciones de acceso público provenientes de *The Cancer Imaging Archive* (TCIA), incluyendo estudios de fantasmas y pacientes oncológicos. Las especificaciones técnicas de estos datasets de validación se detallan en el anexo C.

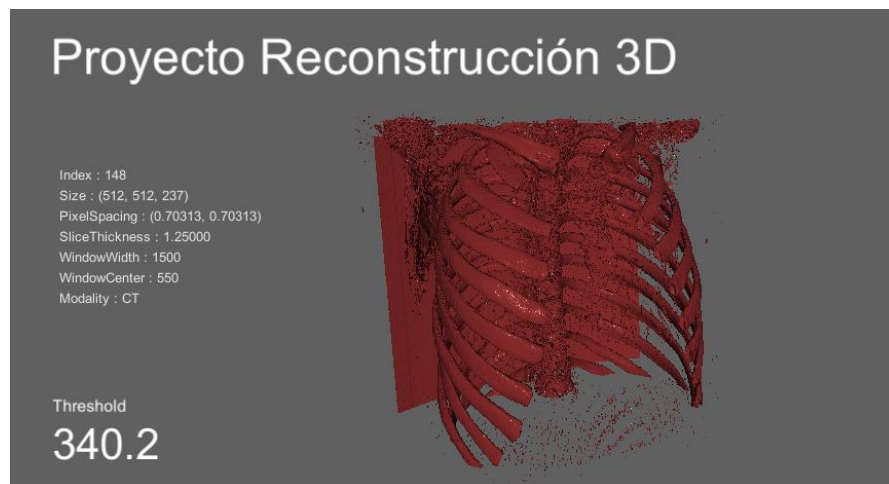


Figura 10. Reconstrucción 3D a partir de la CT de la colección Lung Phantom. Se visualiza la estructura ósea del fantoma torácico.



Figura 11. Reconstrucción 3D a partir de la CT de la colección TCGA-READ. Corresponde al estudio de abdomen y pelvis

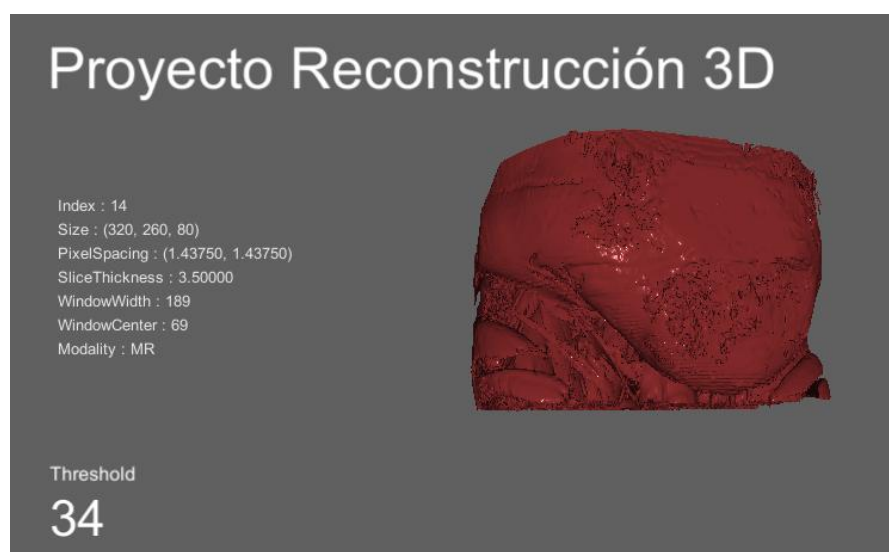


Figura 12. Reconstrucción 3D a partir de la MR de la colección TCGA-READ. Corresponde al estudio de abdomen y pelvis mostrando principalmente tejidos blandos.

### 3.5 Obtención de estudios de resonancia magnética fetales

Para seguir con el desarrollo del proyecto era indispensable contar con estudios de MR de especímenes fetales para validar el correcto funcionamiento del software de reconstrucción 3D en casos reales, pues si bien las pruebas preliminares con estudios DICOM de adultos demostraron la capacidad de procesamiento y visualización volumétrica, las características particulares de los estudios fetales, como el menor número de cortes, diferencias en resolución y tamaño anatómico reducido, representan un reto técnico adicional.

Para poder avanzar con esta etapa del proyecto, se estableció una colaboración entre la Facultad de Medicina de la UNAM, a través de la División de Embriología, y la Unidad de Resonancia Magnética de Juriquilla, Querétaro, quienes autorizaron la programación de estudios de RM para tres especímenes fetales conservados en la colección anatómica de la facultad.

Previo a la realización de los estudios, fue necesario planificar y ejecutar una serie de preparativos técnicos. El proceso inició con el diseño y fabricación de soportes anatómicos personalizados mediante escaneo y manufactura aditiva (impresión 3D), con el fin de garantizar la estabilidad de cada espécimen. Posteriormente, se realizó la preparación y traslado de los fetos, que incluyó un enjuague para eliminar los residuos de formol y un secado cuidadoso para evitar artefactos en las imágenes. Una vez en la unidad de resonancia, se procedió al posicionamiento de los especímenes en sus respectivas bases dentro de la antena de un equipo de 3 Teslas. Finalmente, se llevó a cabo la realización de los estudios, adquiriendo imágenes de alta resolución, multiplanar (axial, sagital y coronal) con diversas secuencias, las cuales fueron almacenadas en formato DICOM para su subsecuente análisis. Este meticuloso proceso culminó con la obtención de los resultados: un conjunto de archivos en formato DICOM para cada feto, listos para su análisis y reconstrucción 3D.

A continuación, se describe en detalle cada una de las fases que conformaron este procedimiento, desde la manufactura de los soportes y la preparación de los especímenes hasta la adquisición final de las imágenes.

#### 3.5.1 Diseño y fabricación de soportes anatómicos

Para garantizar la obtención de imágenes de alta calidad durante los estudios de MR fue necesario diseñar y fabricar bases personalizadas que permitieran mantener a los fetos en una posición fija y estable dentro de la cámara de resonancia. El correcto posicionamiento de los especímenes resulta fundamental, ya que cualquier movimiento o desplazamiento durante el estudio puede generar ruido en las imágenes, afectando en la calidad de las imágenes obtenidas en el estudio y su posterior procesamiento.

El proceso inició con el escaneo 3D de los especímenes, utilizando un escáner 3D de alta resolución. Este escaneo se enfocó en capturar principalmente la parte posterior del cuerpo del feto, ya que la posición requerida para el estudio de MR era en decúbito supino (boca arriba), permitiendo así una mejor visualización de las estructuras anatómicas fetales en las imágenes.

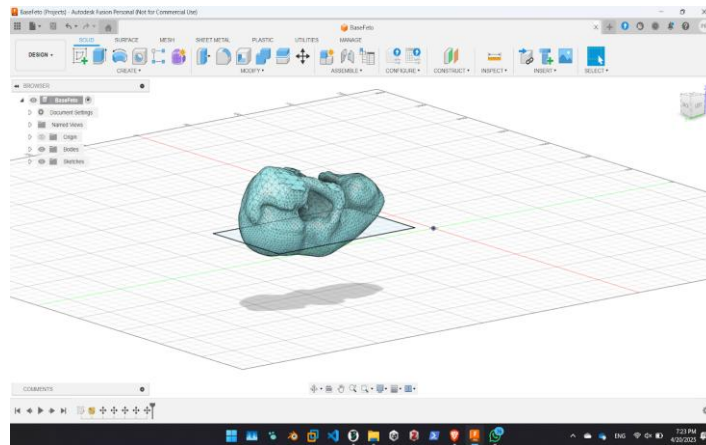


Figura 13. Visualización del modelo obtenido mediante técnicas de escaneo 3D.

Los modelos obtenidos se procesaron en software CAD, diseñando una base rectangular con un vaciado anatómico generado por sustracción de sólidos, adaptado con precisión a la forma del feto. Posteriormente, se exportaron en formato STL y se prepararon en un software laminador, donde se configuraron los parámetros de impresión

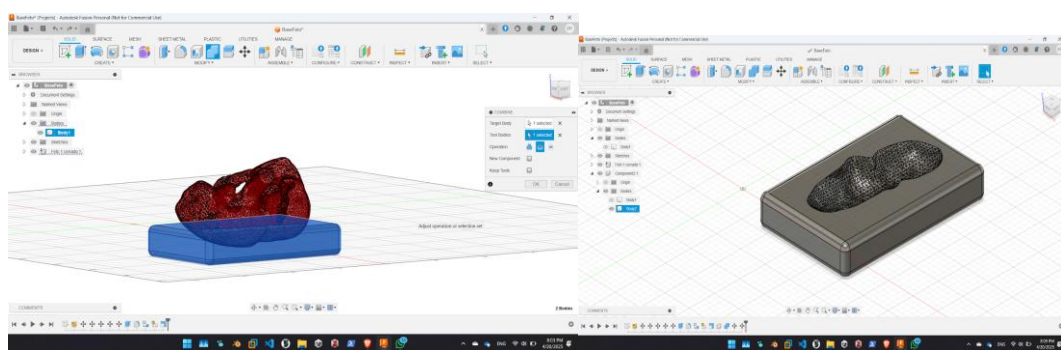


Figura 14. Proceso de diseño de soporte fetal a través de software CAD.

Finalmente, las bases fueron fabricadas mediante manufactura aditiva utilizando una impresora 3D FDM (*Fused Deposition Modeling*) disponible en el espacio de servicio social. El resultado obtenido cumplió con las expectativas en cuanto a diseño, dimensiones y calidad estructural, proporcionando soportes funcionales que permitieron mantener a los especímenes en la posición requerida durante los estudios, contribuyendo así a la optimización de la calidad de las imágenes de MR.



*Figura 15. Soporte realizado en impresión 3D para el posicionamiento de los fetos durante el estudio de MR.*

### 3.5.2 Consideraciones Éticas y Selección de Especímenes

Para la fase de adquisición de imágenes, se seleccionaron tres especímenes pertenecientes al acervo histórico de la Unidad de Embriología de la Facultad de Medicina de la UNAM. El uso de estos especímenes se realizó bajo un estricto apego a los protocolos de bioética vigentes para el manejo de material biológico humano preservado, garantizando que su manipulación tuviera fines exclusivamente académicos, científicos y de docencia.

Esta colección, que a lo largo de los años ha resguardado embriones y fetos con diversas patologías para su análisis en los campos de la embriología y la teratología, representa un patrimonio invaluable para la enseñanza médica. La gestión y autorización para el traslado y estudio de las muestras fue coordinada directamente por el Dr. Adrián García Cruz, Jefe del Departamento de Embriología y Genética, en ese momento, quien supervisó el cumplimiento de las normativas institucionales para asegurar la integridad y el respeto hacia los especímenes durante todo el procedimiento.

El procedimiento se llevó a cabo utilizando el resonador magnético GE Healthcare Signa Explorer de 3 Teslas, disponible en la Unidad de Resonancia Magnética de Juriquilla. El acceso a este equipo de alta gama resultó idóneo para los fines del proyecto, ya que su potencia de campo magnético permite obtener imágenes con una excelente resolución espacial y contraste tisular, características indispensables para lograr reconstrucciones anatómicas 3D detalladas sin comprometer la integridad física de los especímenes.

### 3.5.3 Preparación de los especímenes para estudio de MR

La conservación de los especímenes embrionarios y fetales en la División de Embriología de la Facultad de Medicina de la UNAM sigue un protocolo estricto para garantizar la preservación a largo plazo de los tejidos y estructuras biológicas. Los especímenes de fetos



y embriones se almacenan en frascos de vidrio herméticamente sellados, los cuales están llenos de formol para garantizar que los especímenes queden completamente sumergidos. Este almacenamiento prolongado en formol ayuda a mantener la integridad de las estructuras biológicas, evitando que se deshidraten o deterioren. Lo anterior es crucial para el estudio académico y científico, ya que posibilita la observación de las anomalías y malformaciones congénitas en los fetos con gran precisión.

Para el estudio de MR fue necesario realizar una preparación adicional a los 3 especímenes seleccionados. Un día anterior al estudio fue necesario realizar un proceso de enjuague para eliminar los residuos del formol, ya que el formol puede interferir con la calidad de las imágenes obtenidas. Este proceso de eliminación de formol se lleva a cabo con agua de grifo a flujo constante, lo que permite eliminar los restos de formol de manera efectiva. Una vez lavados los ejemplares, se vuelven a guardar en los frascos para su traslado, pero esta vez se sumergen en agua para evitar contaminación y mantener la hidratación del tejido. El traslado se llevó a cabo dentro de una hielera para poder conservar una temperatura adecuada para su conservación.

En la Unidad de MR en Juriquilla, se procedió con una serie de pasos para prepararlos adecuadamente antes de la adquisición de las imágenes. La primera indicación fue secar cuidadosamente los especímenes con ayuda de guantes y gasas estériles para eliminar la humedad presente en la capa exterior del tejido. Este paso es esencial, ya que cualquier residuo de agua superficial podría generar ruido en las imágenes obtenidas mediante MR, interfiriendo en la calidad y precisión de las imágenes.



*Figura 16. Manipulación de los fetos para los preparativos requeridos en el estudio de MR*

### 3.5.4 Posicionamiento de los especímenes

Con el objetivo de mantener una posición anatómica fija y estable durante la adquisición de imágenes, previamente se diseñaron y fabricaron soportes personalizados para cada uno de los especímenes fetales (proceso explicado detalladamente en otro apartado de este trabajo). Estas bases fueron diseñadas a partir de un escaneo 3D de cada espécimen y modeladas específicamente para ajustarse a la morfología de su parte posterior, garantizando la posición en decúbito supino (boca arriba). Esta posición se seleccionó para permitir una mejor visualización de las estructuras internas a través de los planos sagital, axial y coronal durante la adquisición.

La fabricación de soportes que se ajustaran perfectamente a las dimensiones y morfología de los especímenes tiene el fin de lograr un posicionamiento estable dentro del equipo de MR para prevenir desplazamientos o cambios posturales que pudieran alterar la calidad de las imágenes, tomando en cuenta que se utilizaron secuencias de alta resolución y prolongados tiempos de adquisición.

Cada espécimen contaba con un soporte personalizado, elaborado a partir de su escaneo 3D, por lo que se realizó una verificación previa para corroborar su correspondencia. Los especímenes se colocaron dentro de su soporte cuidando que cada feto encajara de manera precisa sin ejercer presión excesiva sobre las estructuras anatómicas, verificando que las extremidades quedarán en una posición estable.

Una vez colocados dentro de su soporte, se ingresó a la unidad de MR con los cuidados pertinentes de supervisar que no existieran objetos metálicos o aparatos electrónicos dentro de la sala. Las bases con los especímenes fueron colocadas cuidadosamente sobre la mesa de exploración de la unidad de resonancia.



*Figura 17. Colocación de un feto en un soporte impreso en 3D para asegurar estabilidad durante el escaneo. A la izquierda se verifica que las extremidades no sobresalgan; a la derecha se muestra el feto posicionado en la antena del equipo de resonancia magnética para su estudio.*



### 3.5.5 Realización de los estudios

Una vez posicionados correctamente los especímenes fetales en sus respectivos soportes dentro de la unidad de MR, se procedió a la adquisición de imágenes bajo parámetros específicos para estudios anatómicos de alta resolución. El objetivo de este procedimiento fue obtener imágenes detalladas que permitieran la posterior reconstrucción 3D y análisis anatómico de los fetos, conservando una alta calidad y mínima distorsión.

Antes de iniciar las secuencias definitivas, se realizaron imágenes scout (localizadoras) para verificar la posición, alineación y cobertura anatómica del espécimen en los tres planos (sagital, axial y coronal). De ser necesario, se realizaron ajustes menores en la posición de la base para optimizar la adquisición.

Durante el estudio se generaron imágenes multiplanares en tres ejes ortogonales:

- Plano axial (transversal)
- Plano sagital (de perfil)
- Plano coronal (frontal)

Estas imágenes permiten obtener una visualización completa de la morfología fetal en cortes secuenciales y su relación espacial 3D. Las imágenes obtenidas fueron almacenadas en formato DICOM, el estándar internacional para el manejo, almacenamiento y transmisión de imágenes médicas. Este formato contiene no solo la imagen sino también información relevante del estudio como:

- Parámetros de adquisición
- Identificación del espécimen
- Datos de secuencias utilizadas
- Fecha y hora del estudio
- Dimensiones y resolución

Parámetros técnicos empleados:

*Tabla 4. Resumen de Parámetros de Adquisición para los Estudios Fetales por RM.*

|                                           |                                                                      |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| Campo magnético                           | 3 Teslas                                                             |
| Matriz de adquisición:                    | 512 × 512 píxeles                                                    |
| Espesor de corte                          | 0.5 mm a 1.5 mm según secuencia                                      |
| Espaciado entre cortes                    | 0 mm (adquisición continua)                                          |
| Tiempo total de adquisición por espécimen | 20 a 40 minutos                                                      |
| Modo de almacenamiento                    | Formato DICOM en servidor PACS y copia de seguridad en disco externo |

Para este estudio se emplearon distintos tipos de secuencias de MR, optimizadas para visualizar estructuras específicas, cada una de estas secuencias se detallan en el anexo D.

### 3.5.6 Resultados

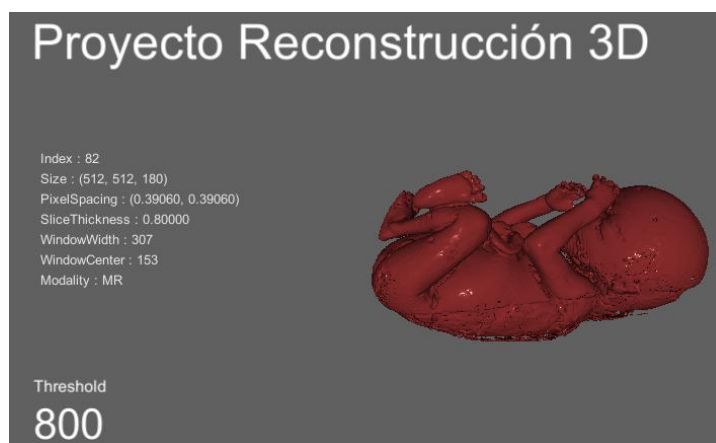
Para cada espécimen fetal se generó una estructura de archivos organizada por secuencias (T1, T2, Difusión, etc.). El inventario detallado de las carpetas generadas, así como la nomenclatura técnica específica de los archivos DICOM obtenidos para cada secuencia, se encuentran desglosados en el anexo D.

## 3.6 Pruebas de funcionamiento con estudios DICOM fetales

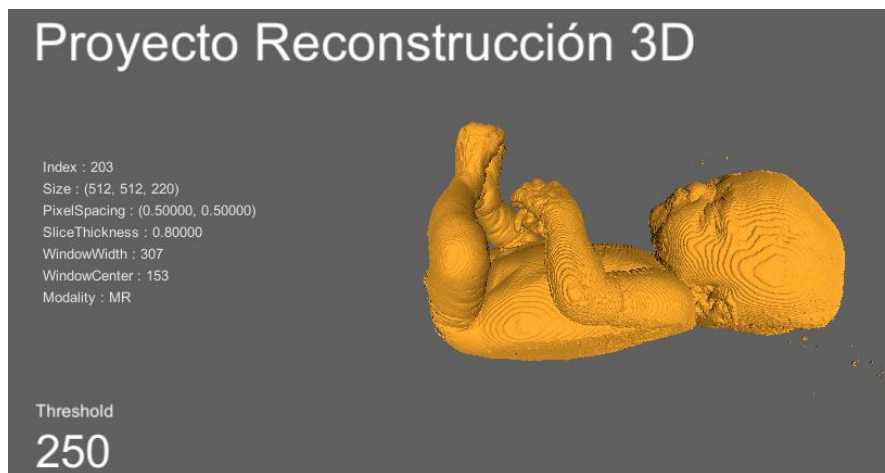
Una vez obtenidas las imágenes DICOM a partir de los estudios de MR realizados a los especímenes fetales en la Unidad de MR de Juriquilla, se procedió a validar el funcionamiento del software con dichos estudios para comprobar el correcto comportamiento al trabajar con modelos mucho más pequeños que con los que inicialmente se había probado.

Debido a la alta calidad de las imágenes obtenidas, producto del empleo del escáner GE Healthcare Signa 3T y de una adecuada selección de secuencias y número de cortes (slices) por estudio, fue posible realizar reconstrucciones 3D con un nivel de detalle adecuado para la identificación de estructuras anatómicas fetales. La potencia de una antena de 3 Teslas resulta particularmente ventajosa en estudios de especímenes de pequeño tamaño como los fetales, ya que permite obtener imágenes con mayor relación señal-ruido y una mejor resolución espacial, condiciones indispensables para la posterior generación de modelos 3D precisos.

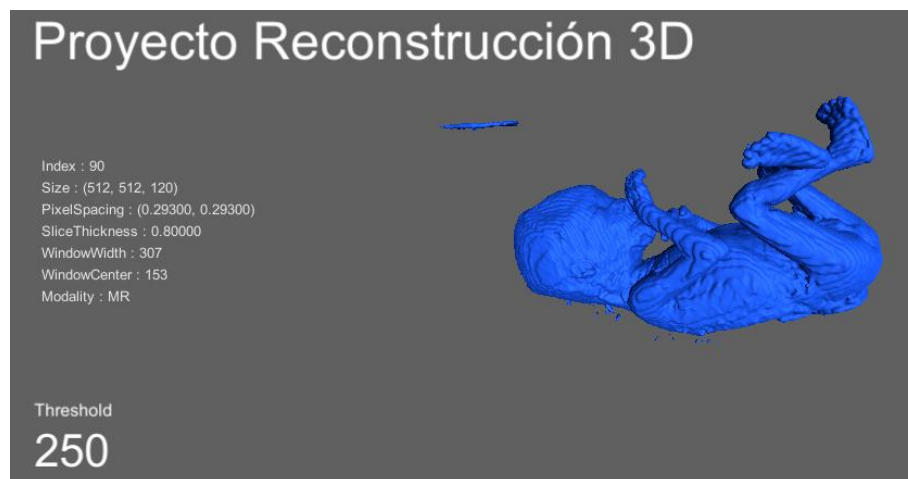
Durante el proceso de reconstrucción, se identificó un detalle importante que será necesario considerar en futuros procedimientos. La utilización de soportes anatómicos completos, a pesar de ser indispensables para la correcta posición de los fetos durante el estudio, provoca un efecto de compresión sobre las superficies externas del cuerpo fetal. Esto ocurre debido a la acción de la gravedad sobre los tejidos blandos y su contacto con las superficies rígidas de los soportes impresos en 3D, lo que origina una leve deformación en las áreas de contacto que queda registrada en las imágenes obtenidas. Como consecuencia, en las reconstrucciones 3D generadas se observa que la región del cuerpo fetal en contacto con el soporte presenta una apariencia aplanada o comprimida, lo que dificulta obtener un modelo externo perfectamente anatómico.



*Figura 18. Modelo 3D del segundo espécimen fetal. Esta reconstrucción, obtenida a partir de 180 cortes de MR, evidencia el alto nivel de detalle superficial que se pudo alcanzar gracias a la calidad de las imágenes adquiridas.*



*Figura 19. Reconstrucción 3D del primer espécimen fetal. El modelo volumétrico fue generado a partir del estudio de MR (MR) de 220 cortes, demostrando la capacidad del software para procesar los datos obtenidos.*



*Figura 20. Visualización del modelo 3D correspondiente al tercer espécimen fetal. Este resultado confirma el correcto funcionamiento del algoritmo de reconstrucción en estudios con un menor número de cortes (120 imágenes de MR).*

Este hallazgo resulta relevante para futuros trabajos, ya que será necesario explorar alternativas en el diseño de soportes o ajustes en la técnica de posicionamiento que permitan minimizar este efecto sin comprometer la estabilidad del espécimen dentro de la cámara de resonancia.

A pesar de este defecto, la reconstrucción 3D de estructuras internas como el esqueleto, órganos y tejidos resultó satisfactoria, evidenciando un buen desempeño del software para el propósito del proyecto. Este proceso permitió confirmar la viabilidad del entorno de desarrollo seleccionado y del asset adquirido para la reconstrucción 3D de estudios fetales, sentando así la base para continuar con la integración de las funcionalidades adicionales planificadas para el proyecto.

### 3.7 Diseño y desarrollo de la interfaz de usuario

Como parte del desarrollo del software de reconstrucción se consideró indispensable el diseño de una interfaz amigable, intuitiva y funcional. El objetivo principal fue crear un entorno que facilitara al usuario la navegación por las diferentes secciones del programa, permitiéndole interactuar de manera eficiente con las imágenes 3D y las funcionalidades incluidas en la plataforma.

La implementación de esta interfaz se realizó utilizando las herramientas gráficas y de diseño de Unity, aprovechando su capacidad para la creación de entornos interactivos de alta calidad visual. Se priorizó una distribución de elementos que ofreciera claridad y simplicidad, evitando saturación de opciones en pantalla y asegurando que la curva de aprendizaje para nuevos usuarios fuera mínima.

Estas decisiones de diseño fueron tomadas considerando que la aplicación está destinada a estudiantes de medicina y profesionales de la salud interesados en el estudio de la anatomía fetal, por lo que era fundamental mantener una experiencia de usuario fluida y sin complicaciones técnicas.

Para lograr esto, se diseñó una pantalla inicial de bienvenida que despliega de manera clara y visible el nombre del programa: “**Atlas de Embriología en 3D usando Resonancias Magnéticas**”, seguido del identificador del proyecto (**PE203824**) registrado ante el Sistema Integral de Información Académica (SIIA). (SIIA, s/f)

Esta pantalla cumple la función de contextualizar al usuario desde el primer momento, permitiéndole identificar de inmediato la finalidad de la aplicación. Dentro de esta ventana se integró un único botón con la etiqueta “Menú”, el cual redirige al usuario a la pantalla principal de navegación.



Figura 21. Pantalla inicial del programa hecho en Unity

La interfaz de usuario se diseñó en fondo oscuro con contrastes en color azul y elementos gráficos alusivos a la ciencia biomédica con la intención de generar una identidad visual coherente con la temática del proyecto.

La pantalla de menú principal contiene accesos organizados a 4 secciones claves:

- EMB-3D: acceso directo al módulo principal de visualización y reconstrucción de imágenes DICOM.
- Acerca De: proporciona una breve descripción del proyecto y su finalidad.
- Tutorial: sección destinada a guiar al usuario en el uso de las herramientas disponibles dentro del software.
- Créditos: apartado donde se reconocen las colaboraciones académicas, institucionales y el personal participante en el desarrollo del proyecto. Además de incluir las herramientas utilizadas.

Finalmente, se incorporó un botón adicional para cerrar la aplicación, etiquetado como “Salir de la aplicación”, ubicado en la parte inferior de la pantalla de menú, asegurando una salida controlada y accesible.



Figura 22. Menú del programa donde se muestran las opciones para desplazarse a: Pantalla Inicial, Acerca De, Tutorial, Créditos

A continuación, se incluye un diagrama de flujo para ilustrar la navegación de la interfaz de usuario dentro del software.

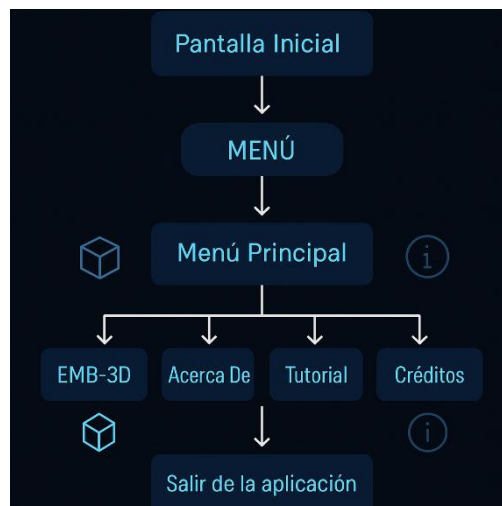


Figura 23. Diagrama conceptual simplificado de la navegación dentro del software

Desde el menú principal, el usuario puede acceder a una sección de Tutorial, que ofrece una breve explicación sobre el funcionamiento del software y sus herramientas, iniciando con un botón dedicado para facilitar la comprensión de nuevos usuarios.



Figura 24. Pantalla previa al programa principal.

Una vez iniciado el tutorial, nos despliega una ventana donde nos muestra paso a paso el uso del software.



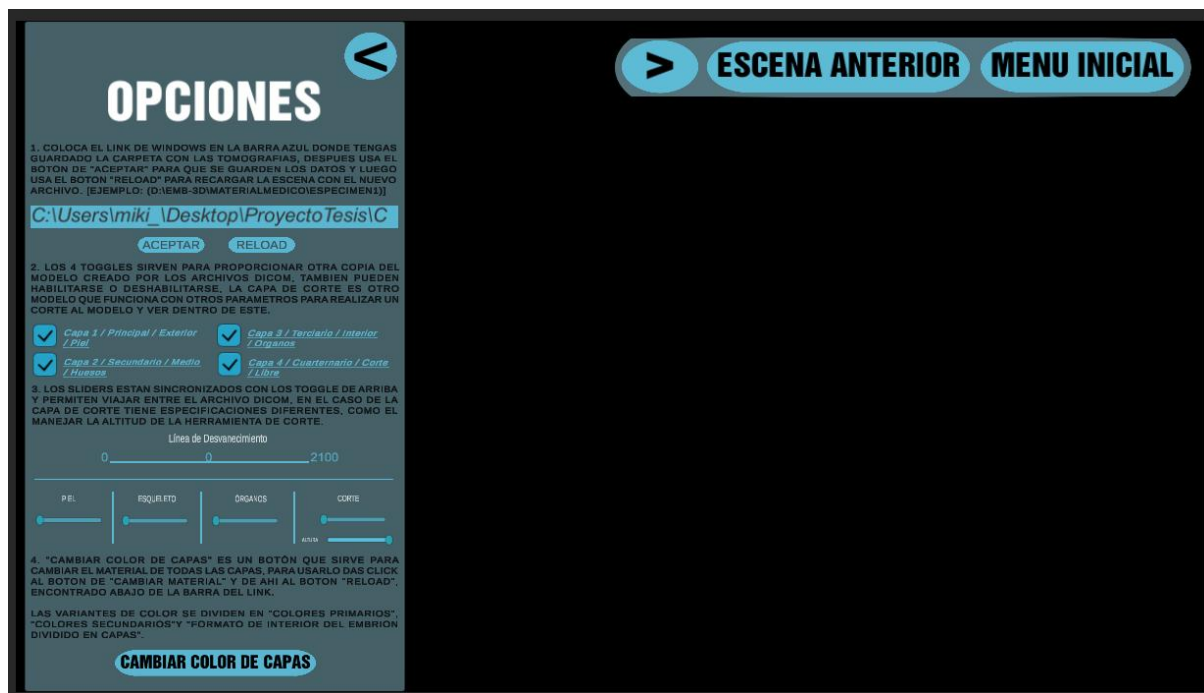


Figura 25. Pantalla donde se realiza la reconstrucción 3D, con los controles desplegados.

Además de sus funciones primarias, se integraron herramientas complementarias que enriquecen la experiencia del usuario y amplían las posibilidades de análisis:

- **Carga y visualización de estudios DICOM:** Permite al usuario seleccionar una carpeta de su equipo que contenga las imágenes en formato DICOM y cargarlas al software para su posterior visualización en 3D. Esta función está ubicada en la sección *Opciones*, donde se ingresa la ruta de la carpeta y se confirman los datos con los botones *Aceptar* y *Reload*.

Una vez cargados los archivos, el software interpreta los cortes bidimensionales de las resonancias y genera un modelo 3D que puede visualizarse y manipularse desde distintas perspectivas.

- **Control de visibilidad por capas:** Mediante toggles, el usuario puede habilitar o deshabilitar la visibilidad de las distintas capas anatómicas (capa exterior, capa intermedia, capa de órganos, capa de corte). Esta función es de gran utilidad para estudiar estructuras internas de forma individualizada.
- **Ajuste de nivel de corte:** Con una barra deslizante, el usuario puede modificar la altura de la herramienta de corte, lo que permite explorar distintos niveles del modelo de manera dinámica y detallada.
- **Accesos directos de navegación:** La interfaz cuenta con botones para regresar a la escena anterior o volver al menú inicial desde cualquier apartado del programa, haciendo la interacción fluida y amigable.



Figura 26. Controles para la reconstrucción 3D.

Una vez cargada la carpeta de origen del estudio a reconstruir, el programa muestra el resultado de la siguiente manera:

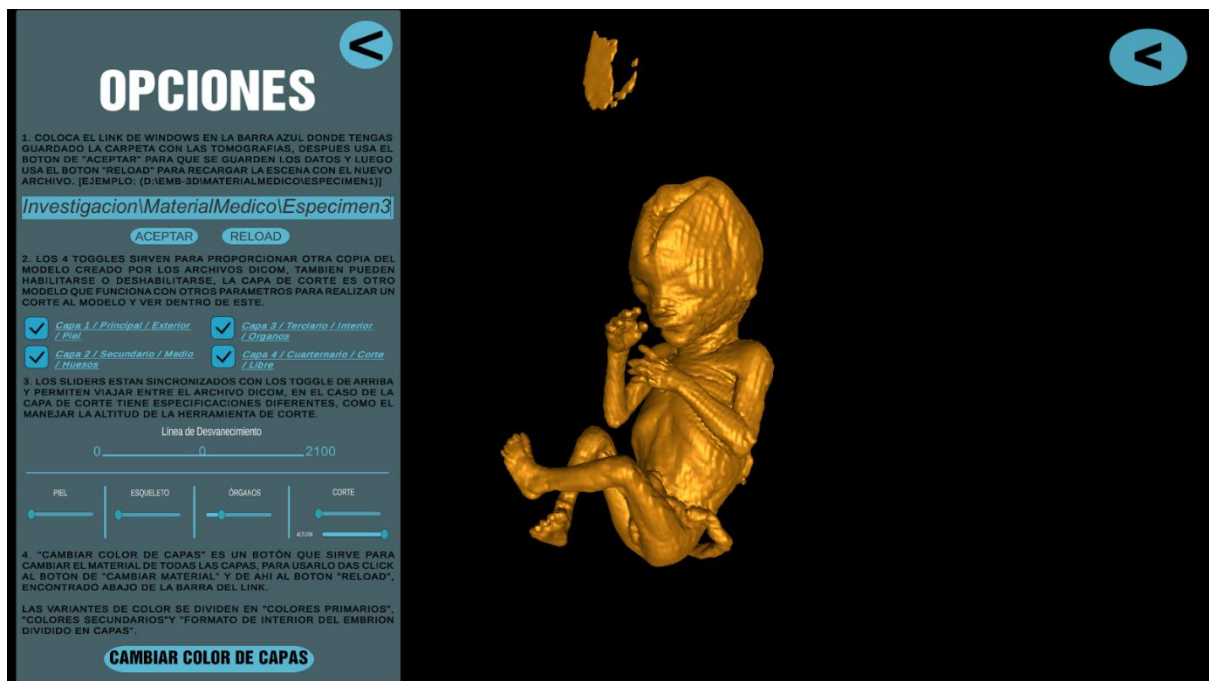


Figura 27. Programa ejecutando la reconstrucción 3D de manera exitosa



Finalmente, se muestran las pantallas de información de los apartados de “Acerca de” y “créditos, que muestra información relevante acerca del desarrollo del proyecto.”

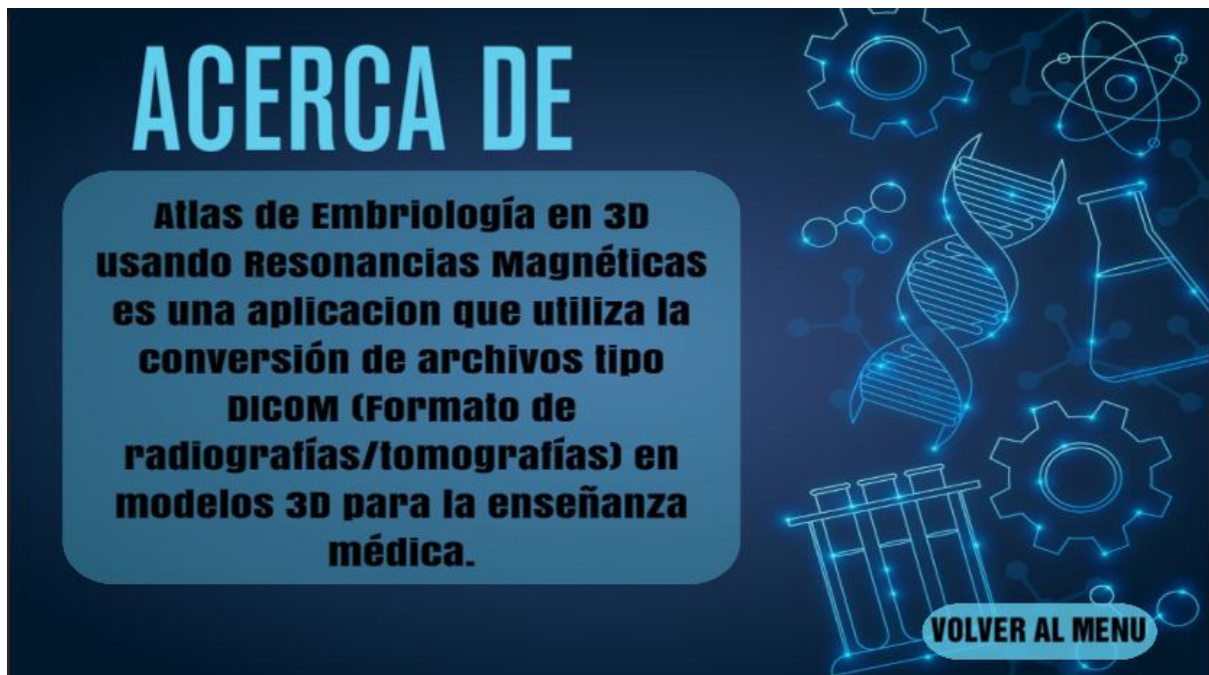


Figura 28. Pantalla que muestra una breve explicación del proyecto.



Figura 29. Pantalla que muestra los créditos

### 3.7.1 Funciones primarias del software

El software desarrollado tiene como objetivo principal facilitar la visualización 3D de especímenes fetales a partir de estudios de MR en formato DICOM, permitiendo al usuario interactuar con los modelos de manera intuitiva y didáctica. Para cumplir con esta finalidad, se definieron una serie de funciones primarias que constituyen la base operativa del sistema. Estas funciones garantizan la adecuada manipulación, exploración y análisis de los modelos 3D obtenidos.

A continuación, se describen las principales funciones implementadas:

#### Carga de Estudios DICOM

Permite al usuario importar estudios de imágenes médicas en formato DICOM desde una carpeta local. Esta función identifica los archivos, los ordena secuencialmente por el valor de slice o posición anatómica y los prepara para su reconstrucción en volumen 3D. Esta herramienta admite estudios completos o parciales, permitiendo flexibilidad en la carga de datos.

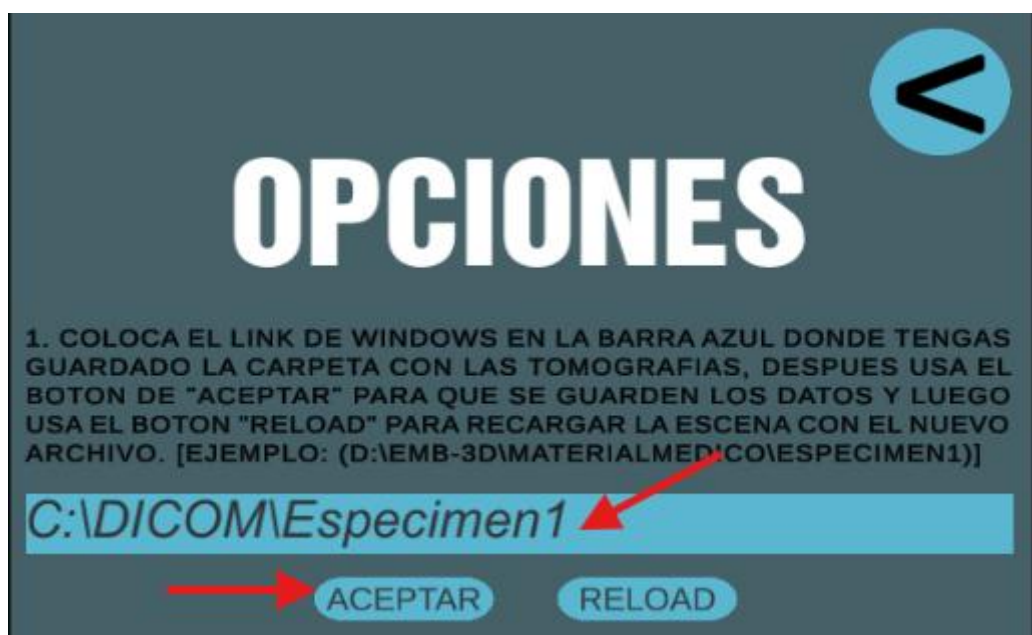


Figura 30. Función de la carga de estudios DICOM.

#### Reconstrucción Volumétrica 3D

A partir de las imágenes cargadas, el software procesa los slices y genera un modelo 3D mediante técnicas de renderizado volumétrico. Esta función permite visualizar estructuras anatómicas completas o específicas, conservando la resolución y los contrastes de la MR. En nuestro caso, gracias a la calidad de las imágenes obtenidas con el equipo de 3 Teslas, se logra una reconstrucción detallada adecuada para especímenes de pequeño tamaño, como los fetales.

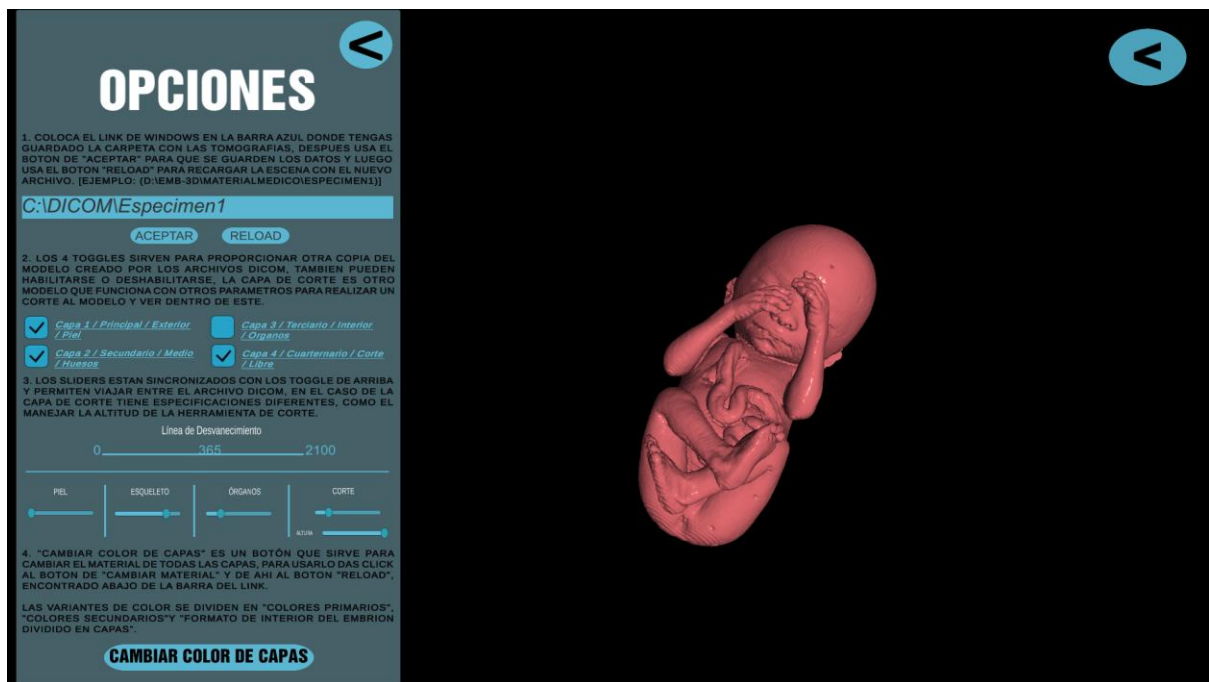


Figura 31. Reconstrucción del modelo 3D a partir de las imágenes DICOM cargadas.

## Interacción con el Modelo 3D

El usuario tiene la posibilidad de manipular el modelo 3D mediante controles intuitivos, que incluyen:

- **Rotación** en los tres ejes (X, Y, Z)
- **Zoom** para acercar o alejar el modelo
- **Desplazamiento** dentro de la ventana de visualización. Estas herramientas permiten explorar detalladamente las estructuras anatómicas desde diferentes perspectivas.

## Visualización Multiplanar

Además de la vista 3D, se incorporó la opción de visualizar las imágenes en sus planos axiales, sagitales y coronales, permitiendo comparar las imágenes planas originales con la reconstrucción 3D. Esto resulta útil para corroborar hallazgos y validar la fidelidad anatómica del modelo generado.

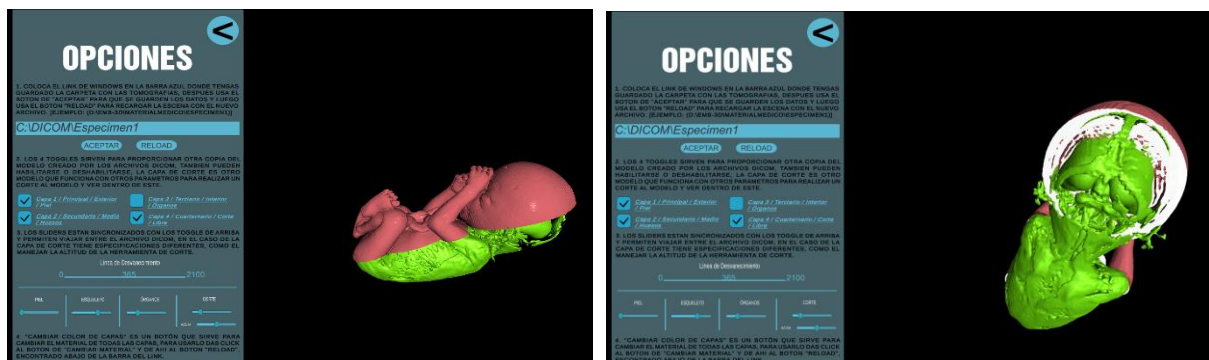


Figura 32. Visualización de un corte del modelo 3D.

## **Acceso a Información del Estudio**

El software permite consultar datos básicos del estudio cargado, tales como número de slices, dimensiones del voxel, espesor de corte y tipo de secuencia utilizada. Esta función brinda contexto adicional sobre la calidad y características del modelo reconstruido.

### **3.7.2 Funciones complementarias**

Además de las funciones primarias implementadas en la versión inicial del software, se proyectaron y desarrollaron funciones complementarias con el propósito de enriquecer la interacción con los modelos 3D y ofrecer herramientas didácticas y de análisis anatómico más avanzadas. Estas funciones fueron conceptualizadas con base en las necesidades detectadas durante el desarrollo del proyecto, destacando la necesidad de segmentar estructuras específicas.

#### **3.7.2.1 Implementación de Segmentación Anatómica Automática**

Para superar las limitaciones de la segmentación manual o semiautomática, que puede ser tediosa y dependiente del operador, se implementó un módulo de segmentación automática basado en Inteligencia Artificial (IA). Este desarrollo fue posible gracias a una colaboración con la Universidad de Texas en San Antonio (UTSA). El objetivo fue segmentar de manera precisa y eficiente órganos críticos —específicamente el cerebro, el corazón y los pulmones— dentro de las imágenes de MR fetal. Para ello, se adoptó un enfoque de aprendizaje supervisado empleando la arquitectura de red neuronal TransUNet, la cual combina las fortalezas de las redes convolucionales y los transformadores para capturar tanto detalles locales como dependencias globales en las imágenes. Este módulo sienta las bases para diferenciar automáticamente tejidos y estructuras, optimizando los tiempos de análisis y mejorando la precisión para fines diagnósticos y académicos. A continuación, se detalla el proceso implementado.

Se propuso un enfoque que aprovecha las arquitecturas de redes neuronales convolucionales (CNN) y los transformadores (Transformers), específicamente a través del modelo TransUNet. Esta elección se fundamenta en su capacidad para optimizar los tiempos de análisis y mejorar la precisión diagnóstica y académica en la diferenciación de órganos, huesos y tejidos. El proceso general se ilustra en el siguiente diagrama de flujo (Figura 18), que abarca desde la adquisición y preprocesamiento de los datos de MR fetal (MRI), pasando por el entrenamiento y prueba de la red neuronal, hasta la generación de los modelos 3D segmentados.

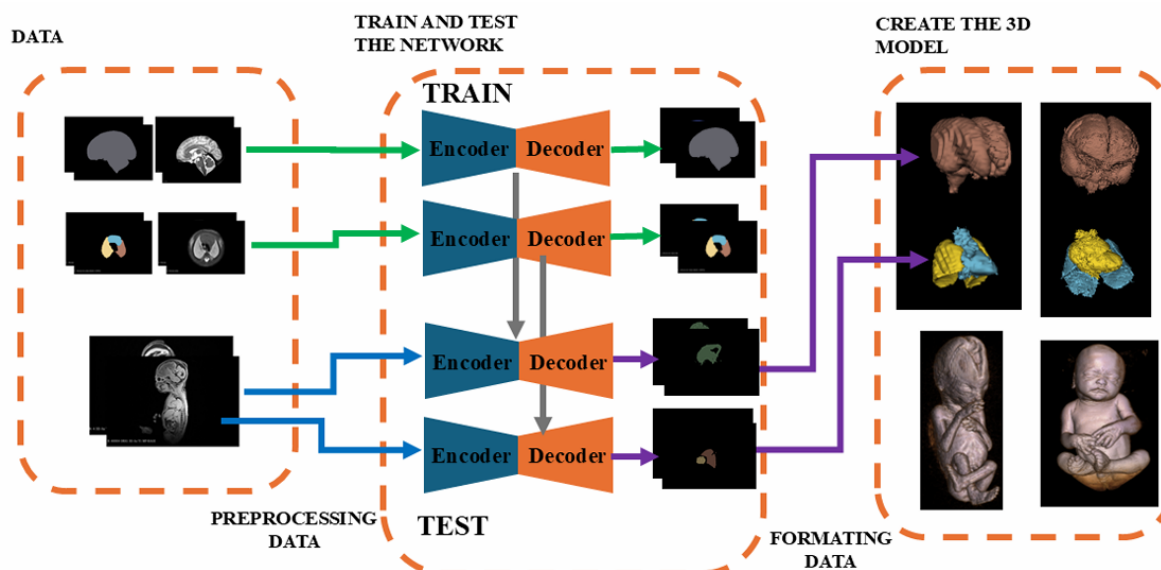


Figura 33. Diagrama de flujo que ilustra el proceso para generar modelos 3D a partir de datos de imágenes médicas.

## Adquisición y Preparación de Datos

El entrenamiento de la red neuronal requiere datos de imágenes de MR fetal. Se utilizaron imágenes de IRM recopiladas en Querétaro, México, de tres fetos diferentes, utilizando un escáner de 3T (GE Healthcare Signa). Cada volumen consta de 85 a 198 cortes de 512x512 píxeles. Adicionalmente, se incorporaron imágenes de bases de datos médicas existentes, como el "IMAGINE Fetal T2-weighted MRI Atlas", que se compone de 18 volúmenes, cada uno con 155 cortes de 135x189 píxeles, y el "Structural 3D T2w MRI atlas of fetal body at 3T", con 3 volúmenes de 155 cortes de 153x164 píxeles cada uno.

Uno de los mayores desafíos del proyecto fue la escasez de bases de datos públicas con grandes volúmenes de imágenes de MR fetal, debido a la naturaleza sensible de la información de los pacientes.

## Preprocesamiento de Imágenes

Las imágenes se estandarizaron en tamaño y se les aplicó normalización de intensidad para mejorar el rendimiento del modelo. Se emplearon técnicas semiautomáticas de aumento de datos, como rotación y volteo, para incrementar la variabilidad del conjunto de datos. Se modificó la resolución y el número de imágenes por conjunto de datos según fue necesario.

## Arquitectura del Modelo: TransUNet

Se seleccionó una arquitectura *TransUNet* por su eficacia en la segmentación de imágenes biomédicas. *TransUNet* es un modelo híbrido que combina las fortalezas de las redes U-Net y los Transformers.

- **Componente U-Net (CNN):** La parte de la CNN, al igual que en la U-Net original, se utiliza para extraer características locales detalladas. Esta información fina es

necesaria para una segmentación precisa. La arquitectura U-Net consiste en un codificador y un decodificador simétricos con *skip-connections* para mejorar la retención de detalles. Las conexiones de salto copian y transfieren directamente los mapas de características del codificador al decodificador en la misma escala espacial, permitiendo al modelo recuperar detalles finos al reconstruir el mapa de segmentación.

- **Componente Transformer:** Los Transformers, diseñados originalmente para el procesamiento del lenguaje natural, han demostrado una gran capacidad para modelar dependencias de largo alcance en los datos mediante mecanismos de autoatención (*self-attention*). En el contexto de las imágenes médicas, esta capacidad se traduce en una mejor representación global de los órganos. TransUNet utiliza un codificador Transformer, específicamente un *Visual Transformer* (ViT), para modelar el contexto global de la imagen. El ViT divide la imagen en parches de tamaño fijo, los integra linealmente, añade incrustaciones de posición y alimenta la secuencia de vectores resultante a un codificador Transformer estándar.

La integración de los componentes del Transformer mejora la capacidad del modelo para procesar relaciones espaciales complejas, mejorando así la precisión de la segmentación de órganos superpuestos o muy próximos, como el cerebro y los pulmones en las imágenes fetales.

## Entrenamiento y Validación

El modelo se entrenó utilizando un enfoque de aprendizaje supervisado con conjuntos de datos anotados para el cerebro, el corazón y los pulmones. Se entrenó una instancia del modelo para segmentar únicamente el cerebro y otra para segmentar los pulmones y el corazón.

La función de pérdida utilizada por el modelo TransUNet es la siguiente:

$$L = \lambda_0(L_{ce} + L_{dice}) + \lambda_1 L_{cls}$$

Esta función emplea la pérdida de coincidencia húngara (*Hungarian matching loss*) para establecer correspondencias uno a uno entre las predicciones y las etiquetas de verdad fundamental (*ground truth*).

- $L_{ce}$  denota la pérdida de entropía cruzada binaria, que mide qué tan bien se alinean las probabilidades de clase predichas con las clases reales.
- $L_{dice}$  denota la pérdida de Dice, que evalúa la superposición entre las máscaras predichas y las máscaras reales, mejorando la precisión de los límites y manejando conjuntos de datos desequilibrados.
- $L_{cls}$  es la pérdida de clasificación, instanciada por la pérdida de entropía cruzada para cada región candidata.
- $\lambda_0$  y  $\lambda_1$  son hiperparámetros para equilibrar las contribuciones de cada término.



El número predeterminado de iteraciones de entrenamiento es de 30,000. El entrenamiento se llevó a cabo utilizando una única GPU NVIDIA Tesla V100S. Para evaluar la precisión de la segmentación, se emplearon métricas como el Coeficiente de Dice y la Distancia de Hausdorff.

### Generación del Modelo 3D

Una vez segmentadas las imágenes, se procede a la creación de la malla 3D. Para este trabajo, se utilizó el algoritmo *Marching Cubes*. Este algoritmo genera superficies 3D de alta resolución a partir de datos volumétricos dividiendo el espacio en cubos formados por grupos de vóxeles. Utilizando patrones precalculados (existen 15 configuraciones fundamentales y 256 casos posibles por simetría), determina las intersecciones de la superficie, las triangula y calcula las normales para obtener un sombreado realista, lo que permite visualizar la anatomía con gran detalle.

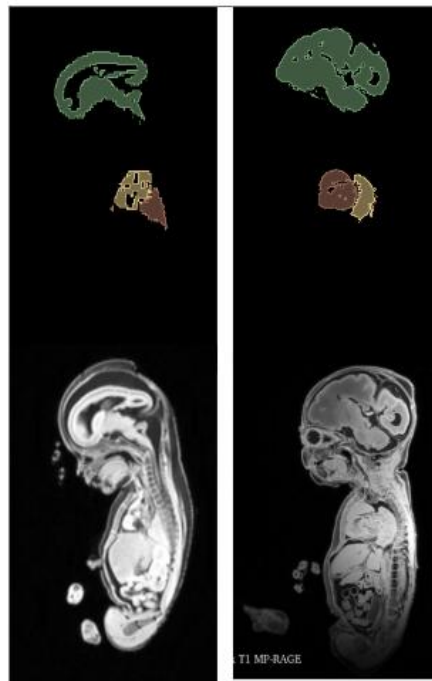


Figura 34. Resultados de la segmentación del cerebro, corazón y pulmones

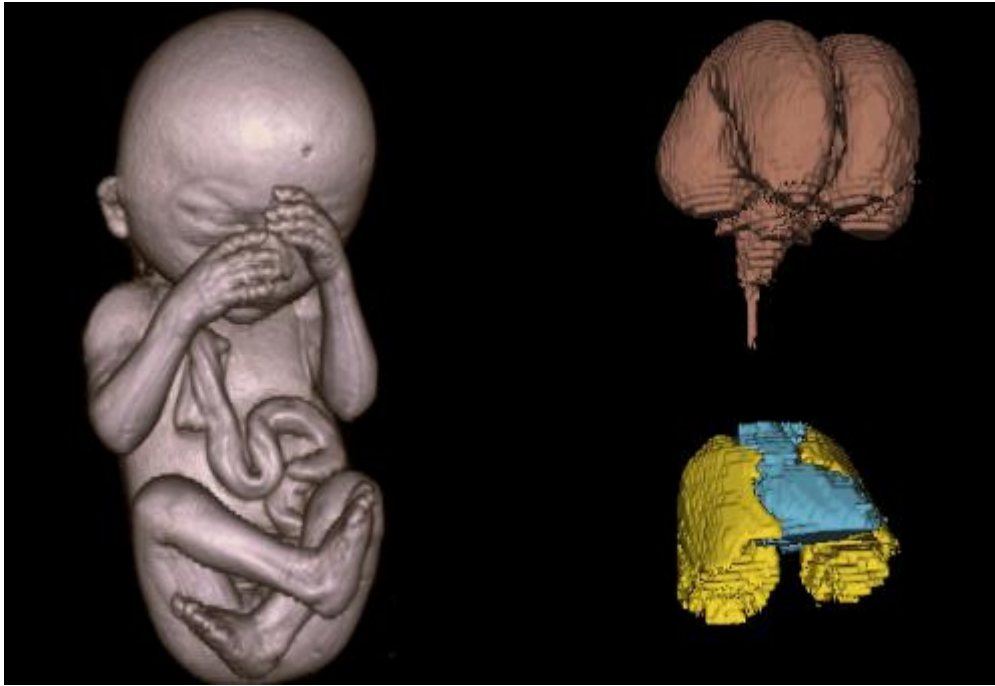


Figura 35. Resultados de la reconstrucción en 3D de las imágenes segmentadas.

### Resultados y Futuras Líneas de Trabajo

La implementación del modelo de IA para la segmentación del cerebro, corazón y pulmones en imágenes de MR fetal arrojó resultados prometedores, demostrando la capacidad del modelo para aprender y replicar patrones de manera efectiva dentro del conjunto de datos proporcionado.

Sin embargo, el rendimiento de los métodos basados en el aprendizaje a menudo se ve limitado por la escasez de conjuntos de datos anotados. El trabajo futuro se centrará en ampliar el conjunto de datos y refinar el modelo para mejorar aún más la precisión de la segmentación. Además, la exploración de técnicas de aprendizaje por transferencia (*transfer learning*) podría mejorar el rendimiento con conjuntos de datos más pequeños. Este proyecto subraya el potencial de la IA para avanzar en la imagenología médica y la atención prenatal.

## CAPÍTULO 4

### 4. Resultados

El desarrollo de la plataforma de visualización 3D de fetos y embriones mediante el procesamiento de resonancias magnéticas ha cumplido con los objetivos planteados en esta tesis. Se ha logrado crear una interfaz interactiva que facilita la reconstrucción y visualización 3D de estructuras fetales, lo cual representa un avance significativo en los recursos didácticos para estudiantes de pregrado en medicina e ingeniería biomédica. Objetivos Alcanzados



- **Desarrollo de la Interfaz:** Se ha diseñado e implementado una interfaz robusta y amigable en Unity, que permite la carga eficiente y la visualización detallada de estudios DICOM. La integración del *asset* "High-Speed CPU-Based Marching Cubes" fue fundamental, proporcionando una base sólida para la reconstrucción volumétrica. A pesar de la limitada documentación inicial de este *asset*, se logró superar este desafío mediante un análisis exhaustivo y directo de su código fuente, lo que permitió su adaptación y optimización para las necesidades específicas de la plataforma.
- **Reconstrucción 3D de Fetos:** Se confirmó la capacidad del software para reconstruir modelos 3D precisos a partir de imágenes de MR fetal. A pesar de las particularidades de estos estudios, como el menor número de cortes y el tamaño reducido de las estructuras fetales, el sistema demostró su eficacia. Las pruebas realizadas con estudios DICOM externos, tanto de adultos como, crucialmente, de especímenes fetales, validaron la robustez y versatilidad del sistema en diversas condiciones.
- **Optimización del Proceso de Adquisición de Datos:** La colaboración estratégica con la Facultad de Medicina de la UNAM y la Unidad de MR de Juriquilla fue un pilar fundamental para este proyecto. Esta sinergia permitió la adquisición de imágenes fetales de alta calidad.
- **Potencial Educativo y Diagnóstico:** La plataforma desarrollada no es solo una herramienta tecnológica, sino que ofrece un recurso interactivo que trasciende los métodos tradicionales de enseñanza. Permite una comprensión mucho más profunda y detallada del complejo desarrollo anatómico fetal, facilitando la visualización de estructuras que son difíciles de apreciar en 2D. Esto no solo apoya la educación de futuros profesionales de la salud e ingenieros biomédicos, sino que también sienta las bases para auxiliar en el diagnóstico y seguimiento de patologías prenatales, al facilitar la identificación de anomalías con mayor precisión y en un contexto 3D.

## 4.1 Conclusión

El desarrollo de esta plataforma ha cumplido satisfactoriamente con los objetivos planteados al materializar una solución tecnológica robusta capaz de procesar y visualizar estudios de resonancia magnética fetal con un nivel de detalle volumétrico que los métodos tradicionales no ofrecen. Gracias a una colaboración estratégica interinstitucional que permitió la adquisición de imágenes de alta calidad mediante equipos de 3 Teslas y la optimización de algoritmos de reconstrucción como *Marching Cubes*, se logró superar los desafíos técnicos inherentes al tamaño reducido y la complejidad de las estructuras fetales. El software resultante constituye una base tecnológica funcional y versátil que, al transformar MRI en modelos tridimensionales interactivos, establece los cimientos necesarios para enriquecer los recursos didácticos y apoyar el análisis clínico, dejando el terreno preparado para que futuras investigaciones evalúen su impacto directo en la formación médica y el diagnóstico prenatal.

## 4.2 Desarrollos Posteriores

Si bien la plataforma ha alcanzado sus objetivos fundamentales, se identifican diversas líneas de trabajo futuras que potenciarán significativamente su funcionalidad y alcance:

- **Implementación de Segmentación Anatómica Avanzada:** La integración de algoritmos de inteligencia artificial de vanguardia, como redes neuronales convolucionales (por ejemplo, U-Net, V-Net) o modelos híbridos (como TransUNet que combina Transformers con U-Net), será crucial. Esto permitirá la segmentación automática y precisa de órganos y tejidos específicos dentro de los modelos 3D, reduciendo drásticamente el tiempo de procesamiento manual y mejorando la fidelidad y el detalle de la visualización anatómica.
- **Mejoras en la Interfaz de Usuario:**
  - **Anotaciones y Marcadores:** Desarrollar herramientas intuitivas que permitan a los usuarios añadir anotaciones, etiquetas y marcadores interactivos directamente sobre los modelos 3D. Esto facilitará la señalización de estructuras anatómicas de interés, hallazgos patológicos o puntos específicos para discusión.
  - **Mediciones Directas:** Incorporar funcionalidades avanzadas para realizar mediciones directas y precisas (distancias, volúmenes, ángulos) sobre el modelo 3D. Esta capacidad es vital para el seguimiento cuantitativo del crecimiento fetal, la evaluación de la progresión de anomalías y la planificación de intervenciones.
  - **Visualización Multiplanar Mejorada:** Ofrecer la capacidad de barrido interconectado en 2D a través de los modelos 3D. Esto permitirá una correlación directa y simultánea entre los cortes axiales, sagitales y coronales del estudio original y su representación 3D, facilitando la navegación y la comprensión espacial.
  - **Asignación de Colores y Threshold Dinámico:** Permitir la asignación de colores personalizados a diferentes tejidos una vez segmentados, mejorando la distinción visual. Además, un control dinámico del umbral (*threshold*) posibilitará ajustar en tiempo real la profundidad de visualización y resaltar estructuras específicas variando su opacidad o transparencia.
  - **Captura de Imágenes y Exportación de Reportes:** Habilitar la captura de imágenes de alta resolución de la interfaz en cualquier ángulo o vista, así como la exportación de reportes personalizables que incluyan estas imágenes, mediciones realizadas y anotaciones. Esto agilizará la documentación clínica, la elaboración de informes diagnósticos y el intercambio de información entre especialistas.
- **Adaptación para Realidad Virtual (VR):** Explorar la compatibilidad y la adaptación de la plataforma para entornos de realidad virtual. La inmersión en un espacio 3D a través de dispositivos VR ofrecerá una experiencia de exploración anatómica aún más profunda, interactiva y educativa, permitiendo a los usuarios "caminar" a través de las estructuras fetales.
- **Generación de una Biblioteca de Modelos Anatómicos Fetales:** Ampliar sistemáticamente la colección de modelos 3D de fetos en distintas semanas de

gestación, abarcando tanto el desarrollo normal como las variantes patológicas. Esto construirá un atlas digital robusto y dinámico que servirá como una invaluable referencia para la comunidad médica y académica, facilitando la investigación, la enseñanza y la consulta diagnóstica.

- **Artículo Científico:** Documentar de manera exhaustiva los hallazgos, la metodología detallada y los resultados obtenidos del proyecto en un artículo científico de alto impacto. Este será preparado para su publicación en una revista especializada y arbitrada, contribuyendo al conocimiento existente en el campo de la imagenología médica, la ingeniería biomédica y la educación de las ciencias de la salud.
- **Colaboración con Universidades e Instituciones:** Mantener y expandir las colaboraciones existentes con entidades de prestigio como la Universidad de Texas en San Antonio (UTSA). Esto permitirá el acceso a recursos computacionales avanzados (como las NVIDIA Tesla V100S GPU), cruciales para el entrenamiento de modelos de IA complejos y la aceleración de procesamientos. Además, se explorarán activamente nuevas oportunidades de investigación y desarrollo colaborativo con otras instituciones académicas y centros médicos a nivel nacional e internacional.

La plataforma de visualización 3D de fetos y embriones representa un paso fundamental hacia una educación médica más interactiva, visual y comprensiva, y un diagnóstico prenatal más preciso y apoyado por tecnología avanzada. Posee un vasto potencial para futuras mejoras y aplicaciones que continuarán transformando la forma en que entendemos y abordamos el desarrollo fetal.

## 5. Referencias

*About 3D Slicer—3D Slicer documentation.* (s/f). Recuperado el 19 de julio de 2025, de

[https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user\\_guide/about.html](https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/about.html)

*About The Cancer Imaging Archive (TCIA).* (s/f). *The Cancer Imaging Archive (TCIA).*

Recuperado el 3 de octubre de 2025, de

<https://www.cancerimagingarchive.net/about-the-cancer-imaging-archive-tcia/>

Chen, J., Lu, Y., Yu, Q., Luo, X., Adeli, E., Wang, Y., Lu, L., Yuille, A. L., & Zhou, Y. (2021).

*TransUNet: Transformers Make Strong Encoders for Medical Image Segmentation*

(arXiv:2102.04306). arXiv. <http://arxiv.org/abs/2102.04306>

- Ciceri, T., Casartelli, L., Montano, F., Conte, S., Squarcina, L., Bertoldo, A., Agarwal, N., Brambilla, P., & Peruzzo, D. (2024). Fetal brain MRI atlases and datasets: A review. *NeuroImage*, 292, 120603. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2024.120603>
- Da Vinci Software | *Elevating the Possibilities for Robotic Surgery*. (s/f). Recuperado el 19 de julio de 2025, de <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/software>
- Diffusion MRI: From Quantitative Measurement to in vivo Neuroanatomy* | Request PDF. (s/f). ResearchGate. Recuperado el 7 de agosto de 2025, de [https://www.researchgate.net/publication/285166351\\_Diffusion\\_MRI\\_from\\_Quantitative\\_Measurement\\_to\\_in\\_vivo\\_Neuroanatomy](https://www.researchgate.net/publication/285166351_Diffusion_MRI_from_Quantitative_Measurement_to_in_vivo_Neuroanatomy)
- Glover, G. H. (2011). Overview of Functional Magnetic Resonance Imaging. *Neurosurgery Clinics of North America*, 22(2), 133–139. <https://doi.org/10.1016/j.nec.2010.11.001>
- Haleem, A., & Javaid, M. (2019). 3D scanning applications in medical field: A literature-based review. *Clinical Epidemiology and Global Health*, 7(2), 199–210. <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2018.05.006>
- Hartung, M. P., Grist, T. M., & François, C. J. (2011). Magnetic resonance angiography: Current status and future directions. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 13(1), 19. <https://doi.org/10.1186/1532-429X-13-19>
- Hashemi, R. H., Bradley, W. G., & Lisanti, C. J. (2012). *MRI: The Basics: The Basics*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hatamizadeh, A., Tang, Y., Nath, V., Yang, D., Myronenko, A., Landman, B., Roth, H., & Xu, D. (2021). *UNETR: Transformers for 3D Medical Image Segmentation* (arXiv:2103.10504). arXiv. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2103.10504>
- Isensee, F., Jaeger, P. F., Kohl, S. A. A., Petersen, J., & Maier-Hein, K. H. (2021). nnU-Net: A self-configuring method for deep learning-based biomedical image segmentation. *Nature Methods*, 18(2), 203–211. <https://doi.org/10.1038/s41592-020-01008-z>
- Kyaw, B. M., Saxena, N., Posadzki, P., Vseteckova, J., Nikolaou, C. K., George, P. P., Divakar, U., Masiello, I., Kononowicz, A. A., Zary, N., & Car, L. T. (2019). Virtual

- Reality for Health Professions Education: Systematic Review and Meta-Analysis by the Digital Health Education Collaboration. *Journal of Medical Internet Research*, 21(1), e12959. <https://doi.org/10.2196/12959>
- LeCun, Y., Bengio, Y., & Hinton, G. (2015). Deep learning. *Nature*, 521(7553), 436–444. <https://doi.org/10.1038/nature14539>
- Litjens, G., Kooi, T., Bejnordi, B. E., Setio, A. A. A., Ciompi, F., Ghafoorian, M., van der Laak, J. A. W. M., van Ginneken, B., & Sánchez, C. I. (2017). A survey on deep learning in medical image analysis. *Medical Image Analysis*, 42, 60–88. <https://doi.org/10.1016/j.media.2017.07.005>
- LUNG-PHANTOM. (s/f). *The Cancer Imaging Archive (TCIA)*. Recuperado el 14 de octubre de 2025, de <https://www.cancerimagingarchive.net/collection/lung-phantom/>
- Malhotra, S., Halabi, O., Dakua, S. P., Padhan, J., Paul, S., & Palliyali, W. (2023). Augmented Reality in Surgical Navigation: A Review of Evaluation and Validation Metrics. *Applied Sciences*, 13(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/app13031629>
- Mildenberger, P., Eichelberg, M., & Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *European Radiology*, 12(4), 920–927. <https://doi.org/10.1007/s003300101100>
- Milletari, F., Navab, N., & Ahmadi, S.-A. (2016). V-Net: Fully Convolutional Neural Networks for Volumetric Medical Image Segmentation. *2016 Fourth International Conference on 3D Vision (3DV)*, 565–571. <https://doi.org/10.1109/3DV.2016.79>
- Mimics Innovation Suite | *Medical Image Analysis Software*. (s/f). Recuperado el 19 de julio de 2025, de <https://www.materialise.com/en/healthcare/mimics-innovation-suite>
- Mori, S., & Zhang, J. (2006). Principles of Diffusion Tensor Imaging and Its Applications to Basic Neuroscience Research. *Neuron*, 51(5), 527–539. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2006.08.012>
- MRI: Basic Principles and Applications, 5th Edition* | Wiley. (s/f). Wiley.Com. Recuperado el 19 de julio de 2025, de <https://www.wiley.com/en-be/MRI%3A+Basic+Principles+and+Applications%2C+5th+Edition-p-9781119013051>

- Oktay, O., Schlemper, J., Folgoc, L. L., Lee, M., Heinrich, M., Misawa, K., Mori, K., McDonagh, S., Hammerla, N. Y., Kainz, B., Glocker, B., & Rueckert, D. (2018). *Attention U-Net: Learning Where to Look for the Pancreas* (arXiv:1804.03999). arXiv. <https://doi.org/10.48550/arXiv.1804.03999>
- Pianykh, O. S. (2009). *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide*. Springer Science & Business Media.
- Pooley, R. A. (2005). Fundamental Physics of MR Imaging. *RadioGraphics*, 25(4), 1087–1099. <https://doi.org/10.1148/rg.254055027>
- Rawat, W., & Wang, Z. (2017). Deep Convolutional Neural Networks for Image Classification: A Comprehensive Review. *Neural Computation*, 29(9), 2352–2449. [https://doi.org/10.1162/neco\\_a\\_00990](https://doi.org/10.1162/neco_a_00990)
- Richmond, C. (2004). Sir Godfrey Hounsfield. *BMJ*, 329(7467), 687. <https://doi.org/10.1136/bmj.329.7467.687>
- Ronneberger, O., Fischer, P., & Brox, T. (2015). *U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation* (arXiv:1505.04597). arXiv. <http://arxiv.org/abs/1505.04597>
- Sala de Embriología | Palacio de la Escuela de Medicina*. (s/f). Recuperado el 15 de octubre de 2025, de <https://pem.facmed.unam.mx/index.php/2021/02/15/sala-de-embriologia/>
- Sarmah, M., Neelima, A., & Singh, H. R. (2023). Survey of methods and principles in three-dimensional reconstruction from two-dimensional medical images. *Visual Computing for Industry, Biomedicine, and Art*, 6(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s42492-023-00142-7>
- Schenck, J. F. (2005). Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 87(2), 185–204. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2004.08.009>
- Sectra Table for medical education. (s/f). *Sectra Medical*. Recuperado el 19 de julio de 2025, de <https://medical.sectra.com/product/sectra-table/>

- SIIA. (s/f). Recuperado el 17 de octubre de 2025, de [https://web.siiia.unam.mx/siiia-publico/v/include/modulo\\_productos/proyectos.php?id=123698-PE203824](https://web.siiia.unam.mx/siiia-publico/v/include/modulo_productos/proyectos.php?id=123698-PE203824)
- Soher, B. J., Dale, B. M., & Merkle, E. M. (2007). A Review of MR Physics: 3T versus 1.5T. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 15(3), 277–290.  
<https://doi.org/10.1016/j.mric.2007.06.002>
- Sung, H., Kim, M., Park, J., Shin, N., & Han, Y. (2024). Effectiveness of Virtual Reality in Healthcare Education: Systematic Review and Meta-Analysis. *Sustainability*, 16(19), Article 19. <https://doi.org/10.3390/su16198520>
- Surgical Planning—Surgical Theater*. (2023, octubre 25).  
<https://surgicaltheater.com/surgical-planning/>
- Surgical Theater: Pioneering XR in Healthcare for Enhanced Surgical Precision*. (2023, noviembre 23). <https://surgicaltheater.com/>
- TCGA-READ. (s/f). *The Cancer Imaging Archive (TCIA)*. Recuperado el 14 de octubre de 2025, de <https://www.cancerimagingarchive.net/collection/tcga-read/>
- Uus, A. U., Hall, M., Grigorescu, I., Avena Zampieri, C., Egloff Collado, A., Payette, K., Matthew, J., Kyriakopoulou, V., Hajnal, J. V., Hutter, J., Rutherford, M. A., Deprez, M., & Story, L. (2024). Automated body organ segmentation, volumetry and population-averaged atlas for 3D motion-corrected T2-weighted fetal body MRI. *Scientific Reports*, 14(1), 6637. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-57087-x>
- Vaswani, A., Shazeer, N., Parmar, N., Uszkoreit, J., Jones, L., Gomez, A. N., Kaiser, L., & Polosukhin, I. (2023). *Attention Is All You Need* (arXiv:1706.03762). arXiv.  
<https://doi.org/10.48550/arXiv.1706.03762>
- Westbrook, C., & Talbot, J. (2018). *MRI in Practice*. John Wiley & Sons.

# Anexos

## Anexo A: Matriz de Evaluación de Software

Una vez realizada la evaluación comparativa de los entornos de desarrollo potenciales, se realizó una matriz de decisión basada en los siguientes criterios clave: compatibilidad con DICOM, capacidad de segmentación y reconstrucción 3D, flexibilidad de programación, disponibilidad de bibliotecas, facilidad de integración y documentación/licencias. A cada criterio se le asignó un peso porcentual en función de su relevancia para el proyecto.

*Tabla 5. Matriz de decisión de entornos y herramientas de software.*

| Entorno | DICOM<br>(20%) | Segmentación/3D<br>(25%) | Flexibilidad<br>(15%) | Bibliotecas<br>(15%) | Integración<br>(15%) | Documentación<br>(10%) | Puntuación<br>final |
|---------|----------------|--------------------------|-----------------------|----------------------|----------------------|------------------------|---------------------|
| Python  | 4 (0.8)        | 4 (1.0)                  | 5 (0.75)              | 5 (0.75)             | 4 (0.6)              | 4 (0.4)                | 4.3                 |
| Unity   | 5 (1.0)        | 5 (1.25)                 | 5 (0.75)              | 4 (0.6)              | 5 (0.75)             | 4 (0.4)                | 4.75                |
| MATLAB  | 3 (0.6)        | 4 (1.0)                  | 3 (0.45)              | 4 (0.6)              | 3 (0.45)             | 5 (0.5)                | 3.6                 |
| LabView | 3 (0.6)        | 3 (0.75)                 | 2 (0.3)               | 3 (0.45)             | 3 (0.45)             | 4 (0.4)                | 2.95                |
| Java    | 2 (0.4)        | 2 (0.5)                  | 3 (0.45)              | 3 (0.45)             | 2 (0.3)              | 4 (0.4)                | 2.5                 |
| Amira   | 5 (1.0)        | 5 (1.25)                 | 2 (0.3)               | 2 (0.3)              | 2 (0.3)              | 3 (0.3)                | 3.45                |

## Anexo B: El Algoritmo Marching Cubes

El algoritmo Marching Cubes, propuesto inicialmente por William E. Lorensen y Harvey E. Cline en 1987, fue diseñado para construir superficies de alta resolución a partir de datos 3D, como los obtenidos en CT y, MR. El método procesa los datos volumétricos de forma secuencial, dividiendo el espacio en una rejilla de cubos lógicos. Cada cubo está formado por ocho véxeles adyacentes (cuatro de un corte de imagen y cuatro del siguiente).

El proceso para cada cubo se desarrolla de la siguiente manera:

1. Clasificación de Vértices: Se define un valor de umbral de densidad (isovalor) que representa la superficie que se desea extraer (p. ej., el contorno de un hueso o un órgano). Los ocho vértices de cada cubo se clasifican como "interiores" o "exteriores" a la superficie, dependiendo de si su valor de densidad es superior o inferior a este umbral.
2. Creación de un Índice del Cubo: Se genera un índice de 8 bits para el cubo, donde cada bit corresponde a un vértice. Este índice codifica de manera única la configuración de vértices interiores y exteriores.



3. Búsqueda de la Topología de la Superficie: Con 8 vértices y 2 estados posibles, existen 256 permutaciones que describen cómo la superficie puede intersecar el cubo. El índice de 8 bits se utiliza para consultar una tabla precalculada que contiene la topología de la malla de triángulos para cada una de estas 256 configuraciones.
  - 3.1. Manejo de Ambigüedades: La implementación original de Lorensen y Cline reducía los 256 casos a 15 patrones únicos por simetría. Sin embargo, esta simplificación podría generar ambigüedades en ciertas configuraciones, resultando en agujeros o discontinuidades en la malla final. Investigaciones posteriores, como la de Evgeni V. Chernyaev en 1996, abordaron este problema expandiendo el número de casos topológicos a 33 para garantizar la correcta conexión topológica de las isosuperficies.
4. Cálculo de la Posición de los Vértices: Una vez que se conoce la configuración de los triángulos (qué aristas del cubo son intersecadas), la posición exacta de cada vértice del triángulo se calcula mediante interpolación lineal a lo largo de la arista correspondiente. Esta interpolación se basa en los valores de densidad de los dos vóxeles que definen dicha arista.
5. Cálculo de las Normales de la Superficie: Para obtener un sombreado realista y una correcta iluminación del modelo 3D, es crucial calcular un vector normal en cada vértice de la malla. El gradiente del campo de densidad es perpendicular a la superficie de densidad constante. Por ello, el algoritmo calcula el gradiente en cada vértice del cubo y luego interpola estos vectores para obtener la normal en el punto exacto de la intersección del triángulo.

La implementación de este algoritmo en el *asset* adquirido para Unity permite procesar los conjuntos de imágenes DICOM y generar de manera eficiente las mallas 3D que se visualizan y manipulan en la interfaz del software desarrollado, constituyendo así el pilar tecnológico de la plataforma.

## Anexo C: Ficha técnica de los *datasets* de validación

Tabla 6. Resumen de las Colecciones de Imágenes Médicas Empleadas para Pruebas.

| Nombre de la Colección | Tipo de Estudio | Órgano/Región de Interés                                             | Cantidad de Imágenes | Detalles de Reconstrucción                                                                                                                          |
|------------------------|-----------------|----------------------------------------------------------------------|----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Lung Phantom           | CT              | Fantoma antropomórfica de tórax con 12 lesiones pulmonares simuladas | 237                  | Grosor de corte de 1.25 mm, reconstruidas con kernel pulmonar.                                                                                      |
| TCGA-READ              | CT y MR         | Recto (Adenocarcinoma)                                               | 186                  | Colección heterogénea. Para la validación se utilizaron únicamente dos estudios de un paciente: uno de CT (106 imágenes) y uno de MR (80 imágenes). |

Se emplearon tres estudios en total de las colecciones, uno de fue de Lung Phantom (“LUNG-PHANTOM”, s/f) y los otros dos estudios fueron de la colección TCGA-READ (“TCGA-READ”, s/f) que pertenecen a un mismo paciente, de esos 2 últimos estudios, el primero consiste en una CT de abdomen y pelvis con contraste, que contiene un total de 106 imágenes y fue realizada en un equipo Siemens Sensation 64. El segundo es una MR de abdomen y pelvis con y sin contraste, del cual se utilizaron 80 imágenes adquiridas en un equipo Siemens Avanto. Ambos estudios se centraron en la región anatómica del recto.

## Anexo D: Secuencias de Resonancia Magnética y Estructura de Archivos DICOM

*Tabla 7. Secuencias de MR Empleadas en el Estudio.*

| Secuencia               | Tipo de ponderación         | Características                                                                                            | Usos principales                                                     |
|-------------------------|-----------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| T1 Spin Echo            | Ponderación T1              | Imagen anatómica con buena definición de grasa y detalles estructurales. Líquidos oscuros.                 | Diferenciación de tejidos y localización general.                    |
| T2 Fast Spin Echo (FSE) | Ponderación T2              | Imagen detallada de tejidos con alto contenido hídrico, como líquido cefalorraquídeo. Líquidos brillantes. | Visualización de cavidades, cerebro, pulmones y espacios vasculares. |
| 3D Gradient Echo (GRE)  | Isotrópica, alta resolución | Permite obtener imágenes de alto contraste con cortes muy delgados (submilimétricos).                      | Reconstrucción 3D, visualización volumétrica.                        |
| Localizadores (Scout)   | Multiplanar                 | Imágenes rápidas de baja resolución para posicionar y planear el estudio.                                  | Definir el campo de adquisición y alinear planos.                    |

## Identificación de estudios y secuencias en las carpetas:

*Tabla 8. Detalle de las Secuencias de RM Obtenidas y su Clasificación en Carpetas.*

| Nombre de carpeta                                                                | Tipo de secuencia / estudio                                          | Características y uso                                                  |
|----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| Ax DWI TENSOR B1000 60 directions HyperBand 7                                    | Difusión (DWI / DTI Tensorial) con 60 direcciones                    | Permite evaluar microestructura y anisotropía tisular. Ideal para SNC. |
| Ax DWI MUSE DTI b1000 27directions 9                                             | Difusión (DTI) con 27 direcciones (técnica MUSE)                     | Mejora calidad en secuencias de difusión multishot.                    |
| ORIG Ax DWI MUSE DTI b1000 27directions 910                                      | Archivo original DICOM de la secuencia anterior                      | Contiene los datos sin procesar.                                       |
| 3D Sag T2 FLAIR Cube HyperSense 6                                                | Secuencia 3D T2 FLAIR en plano sagital                               | Suprime señal de líquido, útil para SNC y lesiones estructurales.      |
| ORIG 3D Sag T2 FLAIR Cube HyperSense 40006                                       | Archivo original de la secuencia anterior                            | Datos crudos en DICOM.                                                 |
| 3D Sag T2 Cube HyperSense 5                                                      | Secuencia 3D T2 Cube (volumétrica) en plano sagital                  | Alta resolución para reconstrucción 3D.                                |
| ORIG 3D Sag T2 Cube HyperSense 40005                                             | Archivo original de la secuencia anterior                            | DICOM original.                                                        |
| Ax FIESTAC 8                                                                     | Secuencia FIESTA-C (Fast Imaging Employing Steady-state Acquisition) | Gran contraste tejido-líquido, ideal para estructuras vasculares.      |
| 3D Ax T1 MPRAGE 4                                                                | Secuencia 3D T1 MPRAGE (Magnetization Prepared RAGE)                 | Excelente para morfología y reconstrucciones cerebrales.               |
| ORIG 3D Ax T1 MPRAGE 40004                                                       | Archivo original DICOM de la secuencia anterior                      | Datos sin procesar.                                                    |
| Localizers 3                                                                     | Imágenes localizadoras (Scout)                                       | Para definir orientación y región anatómica de interés.                |
| Trace 750, Trace 950                                                             | Mapas de difusión: Trace Weighted Images                             | Resumen de difusión en todas direcciones.                              |
| FA[NoQ] 951, FA[NoQ] 751                                                         | Mapas de Fractional Anisotropy                                       | Mide grado de anisotropía en la difusión. SNC, fibras nerviosas.       |
| AvDC (10 6 mm <sup>2</sup> s) [NoQ] 752, AvDC (10 6 mm <sup>2</sup> s) [NoQ] 952 | Mapas de Coeficiente de Difusión Medio (ADC)                         | Evalúa restricción de difusión, útil en tejidos cerebrales.            |

Los estudios generaron una diversidad de secuencias de imágenes, organizadas por modalidad para facilitar su análisis. Se adquirieron secuencias de Difusión (DWI/DTI), como Ax\_DWI\_TENSOR\_B1000\_60\_directions\_HyperBand\_7 y Ax\_DWI\_MUSE\_DTI\_b1000\_27directions\_9, que son fundamentales para evaluar la microestructura de los tejidos. Estas secuencias, a su vez, permiten el posprocesamiento para generar mapas cuantitativos, tales como los mapas de anisotropía fraccional (FA) y de coeficiente de difusión aparente (ADC), identificados con los nombres Trace\_\*, FA[NoQ]\_\* y AvDC\_\*. Para el análisis anatómico detallado, se obtuvieron secuencias volumétricas 3D ponderadas en T2 (3D\_Sag\_T2\_Cube\_HyperSense\_5), T2 FLAIR

(3D\_Sag\_T2\_FLAIR\_Cube\_HyperSense\_6) para la supresión de la señal de líquidos, y T1 MPRAGE (3D\_Ax\_T1\_MPRAGE\_4), que ofrece una excelente morfología.

Adicionalmente, se incluyó la secuencia FIESTA-C (Ax\_FIESTAC\_8), optimizada para visualizar estructuras con alto contraste entre tejido y líquido, y las imágenes localizadoras o Scout (Localizers\_3), utilizadas para la planificación inicial del estudio. Es importante señalar que los archivos con el prefijo ORIG\_ corresponden a las versiones de datos crudos (sin procesar) de cada adquisición. Asimismo, la nomenclatura incluye términos como HyperSense, HyperBand y MUSE, que hacen referencia a técnicas de aceleración y mejora de imagen propias de la plataforma de General Electric (GE) utilizada en el estudio.