

Trabajo Final de Grado

Estudio: Grado en Ingeniería Biomédica

Título: Análisis de diferentes métodos para segmentar estructuras anatómicas de tejido blando y su posterior impresión mediante fabricación aditiva.

Documento: Memoria y Anexos

Alumne: Aaron Peñas Cruz

Tutor: Inés Ferrer Real

Departamento: Ingeniería Mecánica y de la Construcción Industrial

Área: Ingeniería de los Procesos de Fabricación

Convocatoria (mes/año): Junio 2023

Índice

1. Introducción	4
1.1. Antecedentes	4
1.2. Objetivos	4
1.3. Alcance	4
2. Conceptos previos	5
2.1. Estructuras anatómicas clave.....	5
2.2. Trastornos de la glándula tiroides.....	9
2.3. Tomografía Axial Computarizada	10
3. Estado del arte	11
3.1. 3D Printing.....	11
3.2. 4D Printing.....	13
3.3. Segmentación manual, automática y semiautomática.....	14
3.4. Perspectivas futuras	15
4. Hipótesis y objetivos	16
5. Materiales y métodos	17
5.1. Software utilizado	17
5.2. Metodología de segmentación	17
5.3. Metodología de impresión.....	19
5.4. Impresora y material	20
6. Resultados	22
6.1. Caso clínico 1: Bocio Compresivo	22
6.2. Caso clínico 2: Bocio Cervical	25
6.3. Comparativa: 3D Slicer vs ITK-Snap.....	30
6.4. Comparativa de impresión	39
7. Discusión	41
8. Conclusiones.....	42
Referencias.....	43
Anexo A. Planificación.....	45
Anexo C. Presupuesto	46
Anexo D. Comité de Ética	47
D.1. Resumen del proyecto	47
D.2. Participantes en el estudio	47
D.3. Datos personales	47
D.4. Riesgos y beneficios	47
Anexo E. Escaneo de las impresiones	48
Anexo F. Datos de la comparativa CAD.....	49
F.1. Comparativa: Hioides - Caso 1 – Tolerancia 0.1 mm.....	49

F.2. Comparativa: Hioides-Caso 1-Tolerancia 1 mm	49
F.3.Comparativa: Tiroides-Caso 1-Tolerancia 0.5 mm	50
F.4. Comparativa: Tiroides-Caso 1-Tolerancia 2 mm	50
F.5. Comparativa: Hioides-Caso 2- Tolerancia 0.1 mm	51
F.6. Comparativa: Hioides-Caso 2-Tolerancia 1 mm	51
F.7.Comparativa: Tiroides-Caso 2-Tolerancia de 0.5 mm	52
F.8. Comparativa: Tiroides-Caso 2-Tolerancia de 2 mm	52
F.9. Comparativa: Hioides Escaneado (ITK)-Caso 1- Tolerancia de 0.3 mm.....	53
F.10. Comparativa: Hioides Escaneado (3D Slicer)-Caso 1- Tolerancia de 0.3 mm.....	53

1. Introducción

1.1. Antecedentes

La tecnología de impresión 3D ha demostrado ser una herramienta de gran interés en diversas áreas de la medicina. El beneficio es amplio y abarca desde la posibilidad de personalizar tratamientos y diagnósticos, hasta ser una herramienta aplicada en el aprendizaje de los estudiantes de medicina. Desde hace unos años esta tecnología está irrumpiendo en el sector médico. Este aumento de su uso es debido a diversos factores, entre los cuales se pueden encontrar el descubrimiento de nuevos materiales biocompatibles y la aprobación por parte de la FDA (Food and Drug Administration) de muchos de los productos obtenidos a partir de numerosas técnicas de impresión. A su vez, numerosas instituciones médicas están añadiendo modelos anatómicos impresos de casos clínicos específicos para facilitar la planificación de intervenciones quirúrgicas.

*“By 2021, 25% of surgeons will practice on 3D-printed models of the patient prior to surgery.”
— Pete Basiliere, Research Vice President, Gartner*

El grado de personalización al disponer de este tipo de recursos permite realizar diagnósticos más fiables y tratamientos más eficaces. Por lo tanto, se puede afirmar que la colaboración estrecha entre investigadores, ingenieros y profesionales de la salud puede ayudar sustancialmente a mejorar la calidad de vida de los pacientes intervenidos. Según diferentes análisis, se ha demostrado una mejora en el proceso de aprendizaje de los estudiantes al incluir modelos anatómicos impresos en sus clases. El estudio *Using 3D Modeling Techniques to Enhance Teaching of Difficult Anatomical Concepts* [1] demuestra la viabilidad de la generación de modelos tridimensionales de estructuras anatómicas a partir de datos reales de pacientes. Permitiendo comprender la variación anatómica y reduciendo la curva de aprendizaje referente a la interpretación de imágenes médicas.

1.2. Objetivos

Este trabajo se encuentra dentro de CUSTOMED, un proyecto llevado a cabo por el Grupo de Investigación en Ingeniería de Producto, Proceso y Producción (GREP). Este trabajo tiene como objetivo realizar una segmentación manual de diferentes casos clínicos, obteniendo así modelos anatómicos tridimensionales reales. Este tipo de modelos pueden ir destinados tanto a la mejora de la planificación de cirugías, como a la formación de estudiantes en medicina. Para lograr una correcta representación de las estructuras anatómicas es fundamental llevar a cabo un proceso de identificación y etiquetado específico para cada caso clínico. Los casos clínicos vistos en este trabajo fueron presentados por el Dr. Gironès Vilà, reputado cirujano en el Hospital Trueta, investigador del Instituto de Investigación Biomédica de Girona (IDIBGI) y docente en la Universidad de Girona.

1.3. Alcance

La metodología empleada para la obtención de los modelos anatómicos tridimensionales se basa en un proceso de segmentación manual, consistente en identificar y etiquetar las diferentes estructuras anatómicas. Antes de comenzar esta etapa, se decide de forma consensuada con el Dr. Gironès centrar los esfuerzos en las siguientes estructuras: arterias y venas principales, tráquea, esófago, cartílago tiroideos, glándula tiroideos, hueso hioides y epiglotis.

Para la segmentación se emplean dos herramientas distintas (ITK-Snap y 3D Slicer), sus respectivos resultados son comparados entre sí mediante un software profesional especializado en metrología (Geomagic Control X). Las estructuras mencionadas son impresas mediante la tecnología de impresión Fused Deposition Modeling (FDM), con una impresora del modelo Sigma R19, desarrollada por BCN3D. Los materiales empleados incluyen PLA (Ácido Poliláctico) y PVA (Alcohol Polivinílico) para los soportes.

2. Conceptos previos

2.1. Estructuras anatómicas clave

Para llevar a cabo el proceso de segmentación manual se requiere un análisis previo de las estructuras anatómicas que se van a identificar. Tal y como se ha mencionado anteriormente, este proyecto se centra en la segmentación de glándula tiroides, cartílago tiroideo, hueso hioides, tráquea, epiglotis, esófago, arterias y venas principales. A continuación, se presentan dichas estructuras con una descripción de sus características principales.

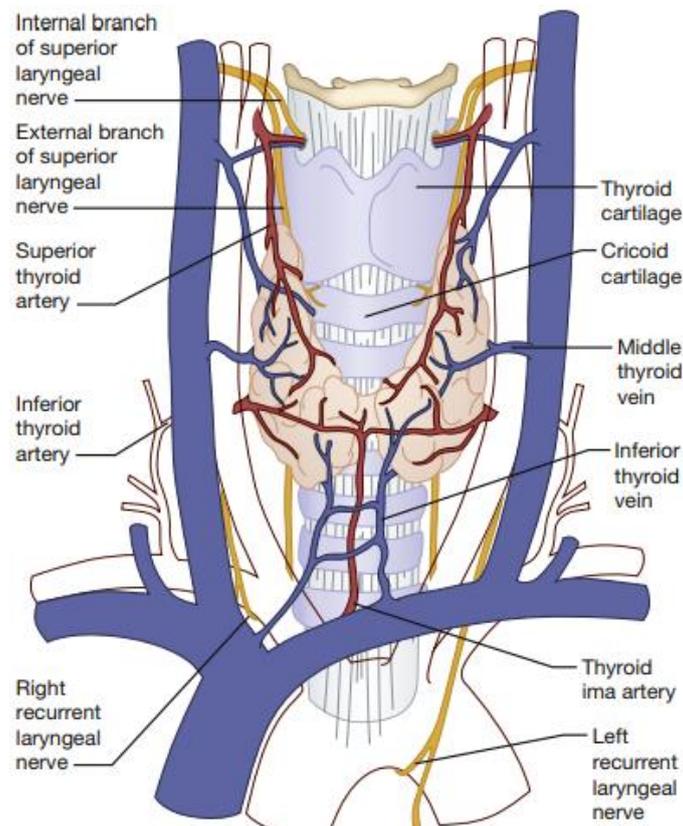


Figura 1. Anatomía de la glándula tiroides y estructuras circundantes [2].

La glándula tiroides es un órgano endocrino cuya función básica es regular el metabolismo de nuestro cuerpo. Se localiza en la base del cuello, de forma anterior y lateral a la tráquea. Bajo circunstancias normales, la glándula presenta una forma similar a una mariposa. Está formada por dos lóbulos principales y el istmo. Cada lóbulo tiene una forma cónica con una textura irregular. El final de dichos lóbulos apunta de manera superolateral y sus bases inferomedialmente. Pese a que es una estructura con una gran variabilidad, la distancia media en el punto más ancho de cada lóbulo suele ser de 3 cm en el plano transversal y 2 cm en la

dimensión anteroposterior. El istmo se encuentra por encima del segundo o tercer cartílago traqueal y mide aproximadamente 1,25 cm tanto en el plano transversal como en el vertical. En algunas personas, puede haber un tercer lóbulo denominado piramidal. La tiroides contiene en su superficie posterior cuatro glándulas paratiroides, que pueden variar tanto en número, como su ubicación y su tamaño. Estas pequeñas glándulas producen y liberan parathormonas (PTH), capaces de aumentar los niveles de calcio en sangre.



Figura 2. Vista anterior y posterior del hueso hioides.

El hioides es una estructura ósea en forma de 'U' ubicada delante del cuello. Se encuentra en la base de la mandíbula, aproximadamente a la misma altura de la tercera vértebra cervical (C3). Su función principal es la de ejercer como punto de unión para los músculos anteriores del cuello. Se sitúa en la zona inmediatamente superior al cartílago tiroides. Está enlazado al cuello mediante los músculos de la laringe, la faringe, la lengua y la zona sublingual. Consta de una base sólida, dos astas mayores y dos menores (Ver Figura 2). Ayuda a conservar la permeabilidad de las vías respiratorias entre la orofaringe y los anillos traqueales y desempeña un papel fundamental en la fonación. Gracias a su compleja conexión entre la mandíbula y la columna cervical, se encarga de aguantar la postura de la cabeza.

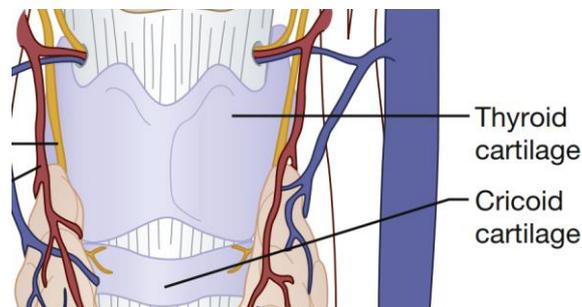


Figura 3. Se observa el cartílago tiroides y el cartílago cricoides. [2]

El cartílago tiroides es la mayor estructura cartilaginosa presente en la laringe. Se puede describir como un cartílago simétrico, cuadrilátero, plano y curvado tanto anterior como posteriormente (Ver Figura 3). Los vértices de los lóbulos derecho e izquierdo de la tiroides se extienden hasta las líneas oblicuas de este cartílago. Las dos partes principales se identifican como láminas tiroideas. Se encuentra localizado entre el cartílago cricoides y el hueso hioides, descrito anteriormente (Ver Figura 2). En su cara interna está enlazado con el ligamento de la glotis y sus bordes se extienden arriba y abajo generando dos proyecciones: las astas superiores y las astas inferiores. Las primeras están unidas a los ligamentos que fijan esta estructura al hioides, mientras que el inferior se articula con el cartílago cricoides.



Figura 4. Vista anterior y posterior del cartílago tiroideo.

Está conformado por dos mitades idénticas unidas entre ellas, compuestas en su totalidad por cartílago hialino (Ver Figura 4). La diferencia principal entre el cartílago hialino y el elástico es que éste está constituido principalmente por una matriz de fibras colágenas y no por fibras elásticas. Participa en la modulación de la voz y actúa como punto de encuentro para numerosos ligamentos y músculos de la laringe y el cuello.

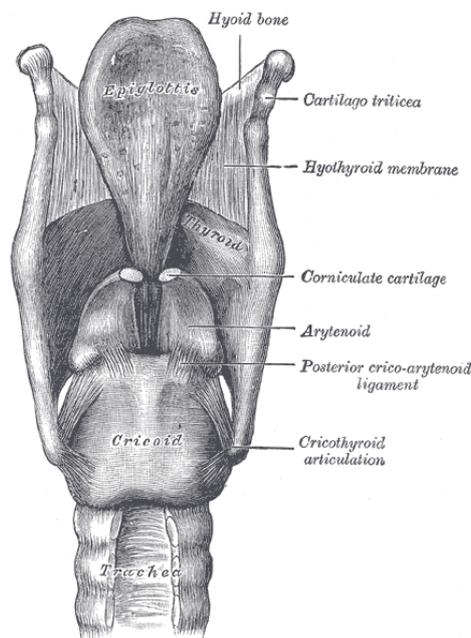


Figura 5. Vista posterior de los ligamentos y cartílagos de la laringe [3]

La epiglotis es un pequeño cartílago en forma de pétalo, cubierto por una membrana mucosa en la base de la lengua (Ver Figura 5). Una de sus características principales es que está formado por cartílago elástico, siendo así la única estructura cartilaginosa de la línea media que no está conformada por cartílago hialino. Su función principal es la de proteger las vías respiratorias de los alimentos durante la deglución. Durante este proceso, la laringe sube mientras que la epiglotis baja, cerrando la entrada a la laringe y permitiendo el paso de los alimentos al esófago. Durante la respiración, la epiglotis se eleva, manteniendo abierta la laringe y permitiendo el paso del aire. También tiene una función importante en la producción de ciertos sonidos del habla. El tallo estrecho de la epiglotis, también conocido como pecíolo, se encuentra unido a la prominencia laríngea del cartílago tiroideo mediante un ligamento elástico llamado ligamento tiroepiglótico. La parte superior de la epiglotis es libre y se proyecta hacia atrás y arriba desde el tallo. Pasa por delante del aditus laríngeo y se sitúa detrás del cuerpo del hueso hioides y la base de la lengua. La epiglotis presenta dos caras: la cara lingual, que es la parte anterior, y la cara laríngea, que es la parte posterior. El espacio entre la cara lingual y la membrana tirohioidea es el llamado espacio preepiglótico y está compuesta de tejido adiposo y estructuras linfáticas.

La tráquea es un tubo formado por cartílago y músculo que se extiende entre la laringe y el tórax y consta de dos partes; cervical y torácica (Ver Figura 7 y Figura 6 y Figura 7). Concretamente, abarca desde la vértebra cervical número seis hasta la vértebra torácica número cuatro, nivel en el cual la tráquea se divide en dos bronquios primarios. En ese punto situado en el centro de la bifurcación encontramos la carina, una región que nos sirve de referencia para diferenciar el bronquio izquierdo y el derecho. Se compone de 16 anillos traqueales que no abarcan todo el diámetro, sino que permanecen abiertos y ligados de extremo a extremo mediante el músculo traqueal. La tráquea está mayormente compuesta por un tipo de cartílago, el hialino. Los anillos que la conforman tienen la función de abrir su diámetro durante los diferentes cambios de presión que acompañan al ejercicio de respiración. La estructura de su pared, formada en su mayoría por fibras musculares, le otorga flexibilidad y elasticidad. Su función principal es la de garantizar el proceso de respiración, llevando el aire a los pulmones. Tiene la capacidad de humedecer y calentar el aire, protegiendo así el interior del sistema respiratorio. Presenta una capa formada íntegramente por mucosa, una submucosa, una capa musculocartilaginosa y una capa más externa compuesta de fibras elásticas. En resumen, la tráquea es un conducto flexible y elástico compuesto por cartílago y músculo, que se extiende desde la laringe hasta el tórax y se divide en los bronquios principales. Además de su función respiratoria, la tráquea desempeña un papel en la protección y limpieza del sistema respiratorio.

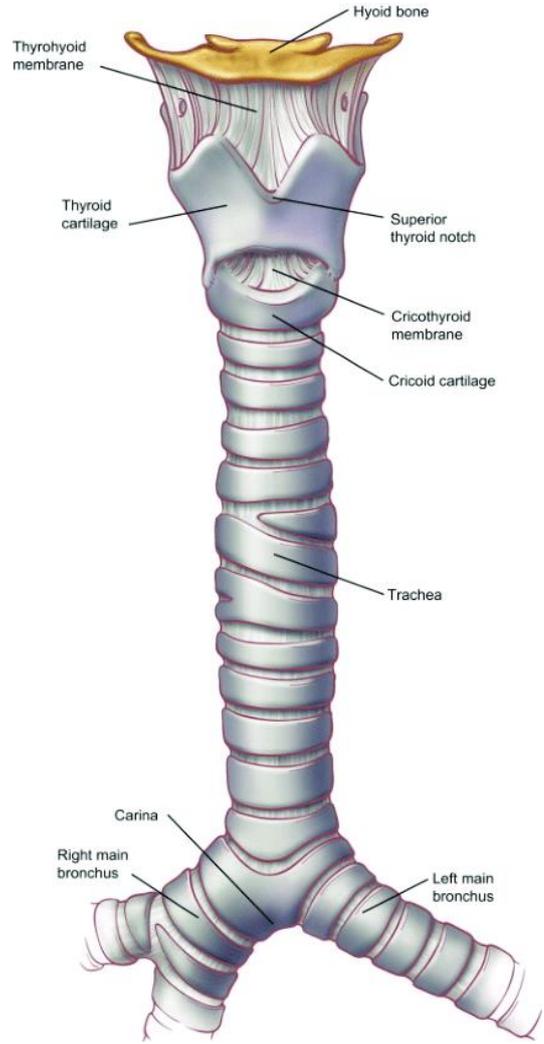


Figura 6. Vista anterior de la estructura de la tráquea. [18]

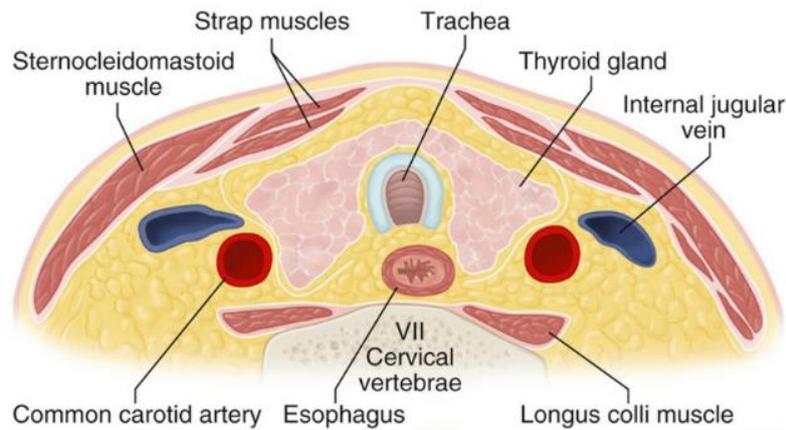


Figura 7. Ilustración que muestra las estructuras visibles en un corte transversal.

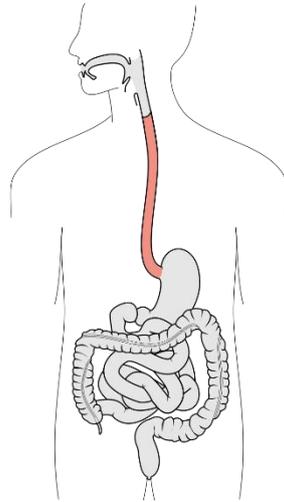


Figura 8. Esquema del tracto digestivo, con el esófago resaltado. [4]

El esófago es una estructura esencial del sistema digestivo, es un conducto fibromuscular de aproximadamente 25 cm de longitud que comunica la faringe con el estómago, extendiéndose desde el nivel C6 hasta T11. Esta vía principal para la comida y la bebida está revestida con músculos longitudinales y circulares. Después de atravesar el diafragma en su pilar derecho, al nivel de la décima vértebra torácica, se adentra en el abdomen. Su función principal es la de facilitar el tránsito del bolo alimenticio al estómago, gracias a una coordinación nerviosa precisa. Por tanto, entender su anatomía y ubicación es fundamental. El esófago puede clasificarse en tres segmentos principales:

- El segmento cervical, que se extiende por el cuello.
- El segmento torácico, que atraviesa el tórax, específicamente en los mediastinos superior y posterior.
- El segmento abdominal, que pasa por el diafragma y llega hasta el abdomen para desembocar en el estómago.

Además, es una estructura que tiene un gran número de relaciones anatómicas por diferentes zonas de contacto. En su recorrido por el tórax se asocia con los grandes vasos y nervios torácicos. Al pasar por el hiato esofágico del diafragma, se sitúa cerca del lóbulo derecho del hígado en su segmento abdominal antes de unirse al estómago. A lo largo de su anatomía entra en contacto directo con la parte posterior de la tráquea.

2.2. Trastornos de la glándula tiroides

La tiroides es esencial para el buen funcionamiento del cuerpo humano. Es un órgano crítico que puede empeorar en gran manera la calidad de vida de la persona que sufre una patología tiroidea. En primer lugar, vamos a diferenciar las patologías centrándonos en el origen de estas.

Podemos clasificar los trastornos de tiroides como primarios, secundarios e incluso terciarios. Un trastorno primario hace referencia a aquellas anomalías generadas dentro de la propia glándula tiroides, mientras que uno secundario resulta estar causado por una fuente externa que desestabiliza el funcionamiento de dicha glándula, modificando la producción de sus hormonas. Por último, aunque no suele ser lo más habitual, puede haber una causa terciaria en el caso de un hipotiroidismo consecuente a una lesión en el hipotálamo. Aunque su función principal es la de influir sobre el metabolismo, también afecta al ritmo cardíaco (sistema circulatorio), la digestión (sistema digestivo), la temperatura corporal (sistema nervioso central), al desarrollo cerebral (sistema nervioso central), al mantenimiento de la piel (sistema tegumentario) y de los

huesos (sistema óseo) y a la fertilidad (sistema endocrino). Se ha de tener en cuenta la relación directa entre la tiroides, la glándula pituitaria y el hipotálamo. La primera de ellas es la encargada de producir y liberar tirotrópina, la hormona estimulante de la tiroides (TSH). A su vez, el hipotálamo produce la hormona liberadora de tirotrópina (TRH). Cualquier modificación en el comportamiento de estas dos estructuras termina afectando al correcto funcionamiento de la glándula tiroidea.

Tomando como referencia la información encontrada en el website *Cleveland Clinic* [5], se pueden distinguir dos patologías principales relacionadas con la glándula tiroides: el hipotiroidismo y el hipertiroidismo.

Las causas relacionadas con un eventual hipertiroidismo son las siguientes:

- La enfermedad de Graves
- Nódulos tiroideos
- Cáncer de tiroides
- Tiroiditis
- Exceso de yodo

Mientras que aquellas que guardan relación con el hipotiroidismo son:

- Presencia de tumores
- Déficit de yodo
- Medicamentos
- Tiroiditis

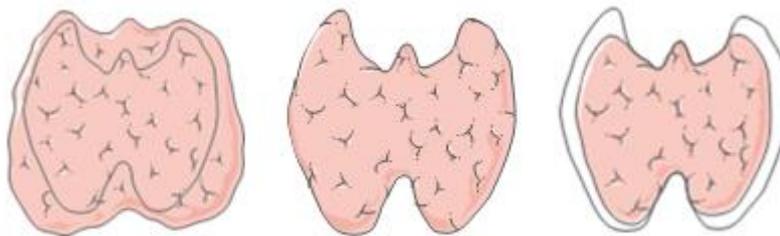


Figura 9 De izquierda a derecha: Glándula tiroides hiperdesarrollada, sin patología e hipodesarrollada.

2.3. Tomografía Axial Computarizada

En la actualidad, hay una gran variedad de técnicas disponibles para la obtención de imágenes médicas en función de las estructuras y patologías a identificar. Para el desarrollo de este trabajo, las imágenes proporcionadas han sido obtenidas a partir de una tomografía axial computarizada (TAC). Esta técnica es capaz de proporcionar imágenes muy detalladas de cualquier parte del cuerpo, siendo fundamental para los diferentes procedimientos diagnósticos, así como el seguimiento de los tratamientos aplicados. Esta información ha sido incluida a partir del artículo perteneciente al *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering* [6]

Para su realización, el paciente debe acostarse en una camilla que se desplaza a una velocidad constante a través de un tomógrafo con forma de aro. Esta prueba es posible realizarla sobre el total del cuerpo o de forma parcial, dependiendo de las necesidades y consideraciones del personal médico. Además, se puede combinar con PET, un método de adquisición de imágenes

que se centra en la emisión de positrones producida a lo largo del desarrollo de la tomografía. Es decir, ofrece imágenes en las que se resaltan aquellas regiones donde hay una alta actividad metabólica. En el caso específico del cáncer, se procede a suministrarle al paciente un agente llamado FDG, el cual es la forma radiactiva de la glucosa. Las tumoraciones cancerosas metabolizan de una forma más rápida la glucosa que otras estructuras, lo que hace que se puedan observar en los resultados de la prueba grandes actividades metabólicas específicamente generadas por tejido canceroso. Además de su uso en el cáncer, la TC se usa ampliamente para ayudar a diagnosticar enfermedades y afecciones del sistema circulatorio (sangre), como la enfermedad de las arterias coronarias (aterosclerosis), los aneurismas de los vasos y los coágulos sanguíneos; condiciones espinales; cálculos renales y vesicales; abscesos; enfermedades inflamatorias, tales como colitis ulcerosa y sinusitis; y lesiones en la cabeza, el sistema esquelético y los órganos internos.

La tomografía computarizada (TC) es un procedimiento en el que se utiliza un escáner de rayos X con una fuente motorizada que gira alrededor de un dispositivo en forma de rosca llamado Gantry. Durante el escaneo, el paciente se encuentra acostado en una cama que se desplaza lentamente a través de dicho dispositivo, mientras que el tubo de rayos X gira alrededor del paciente y emite rayos X a través de su cuerpo. A medida que se completa cada corte, la imagen se guarda y la cama del escáner se mueve gradualmente hacia el Gantry para obtener un nuevo corte. Este proceso se repite hasta que se adquieren todos los cortes necesarios según las indicaciones médicas.

Las máquinas CT modernas toman imágenes continuas en forma helicoidal (o espiral) en lugar de tomar una serie de imágenes de cortes individuales del cuerpo, como lo hacían las máquinas CT originales. La tomografía computarizada helicoidal (también llamada tomografía computarizada espiral) tiene varias ventajas sobre las técnicas de tomografía computarizada más antiguas: es más rápida, produce imágenes tridimensionales de mejor calidad de áreas internas del cuerpo y puede detectar mejor pequeñas anomalías.

3. Estado del arte

En este apartado se mencionan los últimos avances relacionados con las impresiones 3D, 4D y el estado actual de la segmentación de imágenes médicas, así como las dificultades que se presentan en su desarrollo hoy en día.

3.1. 3D Printing

El origen de la impresión 3D se debe a la necesidad de una alternativa menos costosa y más rápida que el proceso de prototipado industrial clásico. La posibilidad de diseñar prototipos virtuales agiliza en gran medida el proceso de creación y rectificación de estos, permitiendo comprobar sus características principales sin un elevado coste de fabricación. Su popularidad ha aumentado exponencialmente a lo largo de la última década. Empresas de todos los sectores han requerido de esta tecnología para mejorar su producción y ayudar en el control de calidad.

Aunque si hay un sector en el que está irrumpiendo notablemente en estos últimos años es en el médico, incluyendo investigación, docencia, creación de prótesis e implantes, planificación de cirugías e impresión de células y tejidos. La principal característica que hace esencial su desarrollo en los entornos clínicos es la capacidad de facilitar diseños de formas complejas con una especificidad excepcional a menor coste que el resto de las alternativas disponibles en el mercado. Recientemente, se han logrado avances prometedores en el desarrollo de tejidos y

órganos impresos con hidrogeles. Al ser una tecnología tan versátil, está en constante desarrollo y su progreso no tiene límites. A medida que nuevas empresas entran en el mercado de la impresión 3D, se comercializan nuevos equipos, aumentando así la competitividad y provocando la reducción de los costes, dando un impulso cada vez mayor a su implementación en hospitales y clínicas. En Estados Unidos cada vez más hospitales disponen de departamentos dedicados exclusivamente a la impresión de estructuras aisladas para la realización de operaciones quirúrgicas de alto riesgo. Además de las aplicaciones más tradicionales y ya instauradas desde hace tiempo como la fabricación de implantes ortopédicos y dentales, se está avanzando en la fabricación de tejidos enfocados a la medicina regenerativa e ingeniería de tejidos.

Según el artículo *2023 Predictions: Medical 3D Printing* [7], algunos de los mejores hospitales ya están imprimiendo moldes de diferentes plásticos y fibras de vidrio para sustituir las prótesis fabricadas en yeso. Pese a las grandes ventajas que ofrece y sus características únicas, se ha limitado el uso de técnicas de impresión en hospitales debido a la estricta regulación existente. Esto unido al hecho de que en la actualidad no existe la posibilidad de formarse o entrenarse específicamente en la impresión 3D centrada en el ámbito médico, genera desconfianza a la hora de su implementación. En 2020 se creó un diploma universitario en la Universidad Bourgogne Franche-Comté, que se centra en impartir clases teóricas, además de informar sobre las diferentes regulaciones y aspectos prácticos donde los estudiantes aprenden a modelar e imprimir estructuras anatómicas.

Es importante comprender la existencia de regulaciones tan estrictas y del marco que regula el uso de estas técnicas de impresión en la creación de dispositivos médicos y otras aplicaciones. Para ello, voy a mencionar el artículo *FDA's Regulatory Framework for 3D Printing of Medical Devices at the Point of Care Needs More Clarity* [8] en el que reflexiona sobre la regulación planteada por la FDA (Administración de Alimentos y Medicamentos) desde el año 2022. En dicho artículo se indica que hay una manifiesta ambigüedad y confusión en las regulaciones aplicadas sobre estas técnicas de impresión. Estas imprecisiones vienen causadas por la falta de recursos y tiempo que supondría verificar el material diseñado e impreso por cada uno de los hospitales, que podrían llegar a producir cientos de productos, gracias a las ventajas y características ya mencionadas al inicio de este apartado sobre la impresión 3D. En el ámbito de la producción farmacéutica, la ya mencionada agencia aprobó en el año 2015 un medicamento antiepiléptico impreso mediante fabricación aditiva diseñado para personas que tienen dificultad para ingerir pastillas.



Figura 10. En la anterior imagen se muestran un modelo digital de una dentadura y una prótesis craneal.

3.2. 4D Printing

Aunque la bioimpresión ha evolucionado hasta el punto de ser capaz de generar estructuras a partir de biomateriales, cuando se busca obtener bioconstrucciones complejas se ha de recurrir a la impresión en cuatro dimensiones. La cuarta dimensión a la que hace referencia su nombre es el tiempo, ya que las estructuras impresas son capaces de modificar sus dimensiones y comportamiento a partir de la aplicación de estímulos externos. Estos cambios también pueden originarse debido a la propia fusión celular o tras un autoensamblado posterior. El autoensamblado es un término que da nombre al proceso por el cual los materiales biológicos o células que se han generado mediante la impresión interactúan de forma autónoma entre sí, organizándose y dando lugar a estructuras de una mayor complejidad.

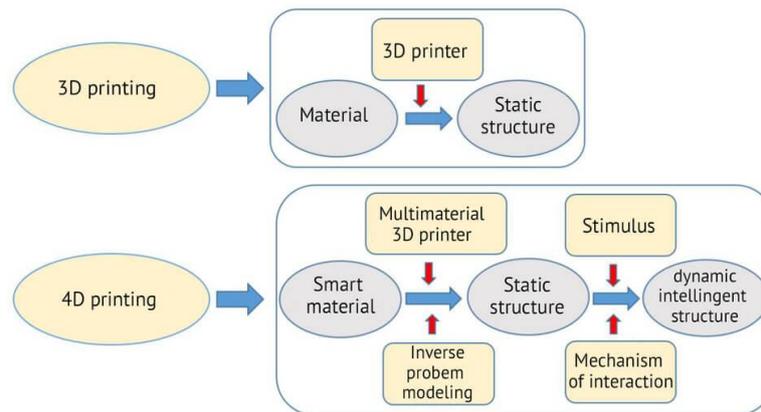


Figura 11. Diagrama adaptado de [F. Momeni et al. / *Materials and Design* 122 (2017) 42–79], redibujado por Jean-Claude André | Asesor científico en INSIS

Para aplicar este tipo de impresión es necesario disponer de una impresora 3D multimaterial que permita la deposición capa a capa de materiales inteligentes. En la actualidad los principales materiales utilizados son hidrogeles y polímeros de memoria. Estos polímeros tienen la capacidad de volver a su forma inicial en un corto período de tiempo una vez han sido expuestos al estímulo inicial. Su funcionamiento se basa en las propiedades térmicas de las resinas que los componen. Además, para garantizar que la impresión va a modificar su comportamiento ante el estímulo, en el proceso de fabricación se añaden fibras de polímero de memoria previamente programadas de forma precisa con el comportamiento y la forma deseadas.

Recientemente, se ha publicado una noticia relacionada con esta modalidad de impresión, en la que se presenta un proyecto llevado a cabo por el Laboratorio de Robótica Biónica del Instituto Italiano de Tecnología (ITT), en colaboración con la Universidad de Trento. Su trabajo consiste en la creación de micro robots autónomos, flexibles y biodegradables. Su diseño y comportamiento está inspirado en las semillas de las plantas, siendo necesaria la impresión 4D para su fabricación. Estas semillas artificiales son capaces de medir la temperatura, humedad y detectar contaminantes presentes en el suelo y el aire, incluyendo mercurio y los niveles de CO₂.



Figura 12. En esta imagen se observa la semilla artificial antes de cambiar por la acción de la humedad.

Tal y como se ha mencionado anteriormente, su diseño se basa en la estructura de la semilla de una planta, que les permite cambiar de forma y moverse según la humedad a la que son expuestos, desencadenando un modo de exploración que lo hace infiltrarse en el suelo. También se ha realizado un proyecto basado en una pinza que, gracias a su fabricación mediante impresión 4D, es capaz de agarrar un objeto cuando la temperatura es óptima.

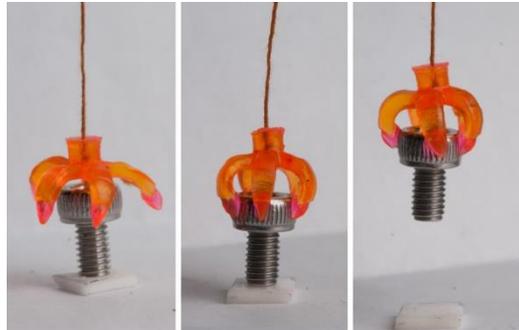


Figura 13. Pinza impresa en 4D al ser estimulada mediante temperatura.

3.3. Segmentación manual, automática y semiautomática

Otro aspecto para tener en cuenta de la impresión de estructuras anatómicas es el proceso de segmentación de imágenes médicas. La obtención de medidas cuantitativas a partir de este tipo de imágenes requiere de conocimientos multidisciplinarios. El profesional ha de ser capaz de identificar las diferentes estructuras. Si ya de por sí no es una tarea sencilla asimilar estos conceptos, el gran número de técnicas de adquisición de imágenes disponibles en la actualidad y la propia variabilidad del cuerpo humano hace que la identificación de los tejidos entre sí sea aún más compleja. En zonas como el cuello, muchas de las estructuras que confluyen en él están conformadas por tejidos de baja densidad y de valores de intensidad extremadamente similares. Esto aumenta considerablemente la dificultad a la hora de identificar de forma correcta el principio y el final de las estructuras a la hora de delimitar en las imágenes 2D obtenidas el perímetro de estas. Por este motivo, no hay en la actualidad algoritmos de segmentación completamente automáticos para la diferenciación de regiones como el cuello, siendo la segmentación manual la única alternativa capaz de garantizar una buena representación a costa de un mayor tiempo. Aunque es cierto que se han logrado avances a la hora de discriminar de forma automatizada algunos tumores primarios localizados en el cuello, solo permiten resaltar y diseñar un modelo de la estructura patológica en cuestión. No generan modelos de las diferentes estructuras anatómicas comprometidas por la presencia de esta anomalía.

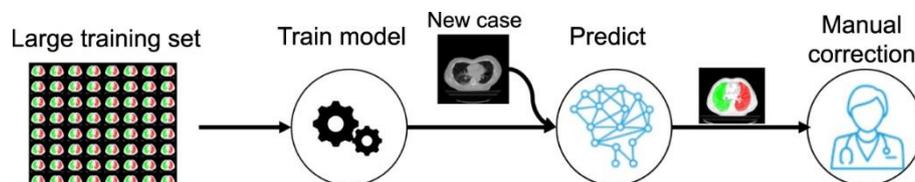


Figura 14. Esquema simplificado del funcionamiento de un algoritmo de reconocimiento de imágenes médicas.

Se debe hacer mención al artículo *Automatic segmentation of head and neck primary tumors on MRI using a multi-view CNN* [9]. En él se plantea como objetivo comparar los resultados generados automáticamente con la segmentación manual y comprobar su viabilidad. En el estudio se comprobó que las tumoraciones de mayores dimensiones eran las que mejor se segmentan, mientras que en las de menor tamaño se reducía la precisión. Los autores de este estudio concluyen que la precisión de esta segmentación automática ha de aumentar si lo que se pretende es implementarla como planificación de tratamientos.

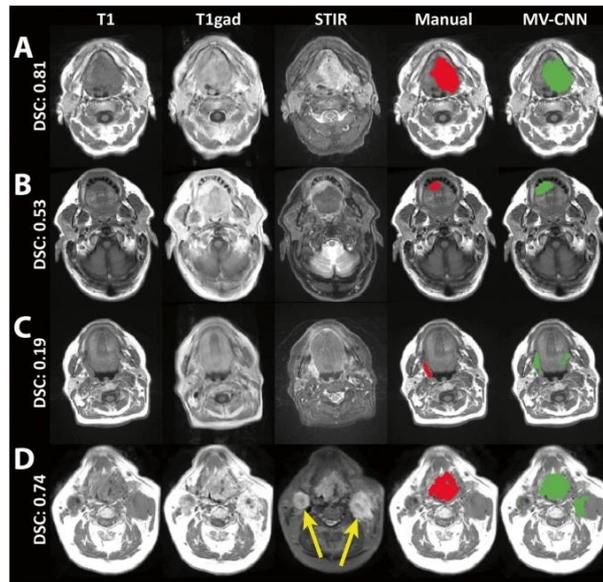


Figura 15. En esta imagen se muestran los resultados de la segmentación manual y automática.

Gracias al desarrollo de las inteligencias artificiales, la segmentación automática está progresando de forma acelerada. Las redes convolucionales (CNN), como la que se utiliza en el estudio citado anteriormente, se definen como un modelo de aprendizaje profundo capaz de identificar y aislar ciertos patrones característicos, gracias a un proceso de entrenamiento fundamentado en grandes bases de datos (Big Data). Para valorar su eficacia, se han de comparar los resultados que proporciona con datos ya validados previamente. Por ejemplo, en este caso se evalúa la precisión de la segmentación utilizando una segmentación manual de referencia. Sin lugar a duda, gracias a la implementación de estas tecnologías que han irrumpido especialmente a lo largo de este año, con empresas como Open AI, se establecerán procesos automáticos capaces de distinguir estructuras y patologías. Aunque cabe mencionar que la cantidad de datos necesarios para el entrenamiento, la disposición de resultados para validar su eficacia junto a las diferentes regulaciones aplicables puede entorpecer su implementación a corto plazo.

3.4. Perspectivas futuras

A nivel global, la impresión en tres y cuatro dimensiones ha supuesto un cambio significativo en la forma de plantear la producción y el desarrollo de empresas de todo tipo de sectores. Ambas son tecnologías que avanzan de forma exponencial, revolucionando todo tipo de sectores, incluyendo la ingeniería y la medicina. Ante estas nuevas oportunidades se deben tener en cuenta aspectos técnicos y actualizar las regulaciones legales actuales. Permitiendo así su rápida implementación en sectores de tanta relevancia como el biomédico, garantizando la seguridad de los pacientes y la ética de su uso. La aplicación de estas tecnologías tiene la capacidad de aplicar un tratamiento personalizado y centrado exclusivamente en las necesidades de la persona.

En referencia a la obtención de los modelos digitales de estructuras anatómicas, aunque hoy en día se están logrando avances prometedores investigando en el ámbito de la segmentación automática, es oportuno disponer de alternativas basadas en métodos manuales. Además, se ha de avanzar en el descubrimiento de nuevos materiales biocompatibles, fundamentales para el desarrollo de la bioimpresión y la ingeniería de tejidos.

4. Hipótesis y objetivos

Tesis: Este trabajo sostiene que la segmentación precisa de las estructuras anatómicas del cuello, incluyendo los tejidos blandos, a través de programas de software como ITK-Snap y 3D Slicer, tiene el potencial de mejorar significativamente el diagnóstico y tratamiento de patologías relacionadas. En la actualidad, a pesar del papel crucial de la segmentación de imágenes en la práctica clínica, existen desafíos significativos en la segmentación precisa de las estructuras del cuello debido a su complejidad anatómica. Al abordar estos desafíos y mejorar la precisión de la segmentación, se puede facilitar una mejor identificación y clasificación de tumores, una planificación de tratamiento más precisa y un seguimiento más efectivo de la respuesta al tratamiento, lo que finalmente puede conducir a mejores resultados para los pacientes con estos tipos de patologías localizadas en el cuello.

Realizar una revisión exhaustiva del estado del arte del contexto global del proyecto, centrándonos en los métodos actuales de segmentación, los desafíos específicos de la segmentación de tejidos blandos, las implicaciones clínicas de una segmentación precisa, y la impresión 3D para la planificación quirúrgica.

Seleccionar un software de segmentación preciso y confiable para las imágenes de TAC del cuello, con énfasis en la segmentación de tejidos blandos.

Crear modelos 3D de las estructuras anatómicas del cuello a partir de dos casos clínicos reales, utilizando los programas anteriormente mencionados.

Comparar y evaluar la eficacia de dos programas de segmentación en términos de precisión y facilidad de uso.

Extraer conclusiones y recomendaciones a partir de los resultados obtenidos en el proyecto, y discutir posibles áreas de investigación futura en el campo de la segmentación de imágenes médicas y la impresión 3D para la planificación quirúrgica.

5. Materiales y métodos

5.1. Software utilizado



Figura 16. De izquierda a derecha los respectivos logos de ITK y 3D Slicer.

ITK-SNAP [10]: es una herramienta interactiva de propósito general para visualización de imágenes, segmentación manual y segmentación semiautomática. Se creó a principios de la década de 2000 con el objetivo de ser una herramienta fácil de aprender para los no expertos en informática y se centraría casi por completo en el problema de la segmentación, con la aparición de características adicionales de no segmentación y específicas del dominio.

3D Slicer [11]: se define como un software libre, enfocado en la visualización y el procesamiento de imágenes médicas. Es multiplataforma y se distribuye bajo la licencia de código abierto BSD. Dispone de numerosas herramientas integradas, así como de diferentes extensiones instalables. Esto lo convierte en un programa con una gran versatilidad en el ámbito del procesamiento de imágenes médicas. Con sofisticadas herramientas de visualización y generación de modelos tridimensionales.

5.2. Metodología de segmentación

El primer paso consiste en realizar un análisis anatómico detallado- A través de diferentes artículos, láminas y del atlas Thibodeau se trataron de asimilar las diferentes localizaciones, dimensiones y relaciones anatómicas de cada una de las estructuras anatómicas del cuello.

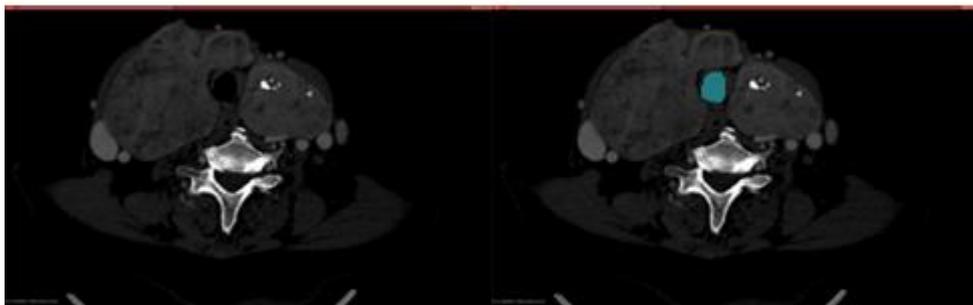


Figura 17. Se observa la tráquea representada en color azul.

Una vez realizado este primer trabajo de exploración, el siguiente paso consiste en relacionar las estructuras con su correspondiente visualización en cada una de imágenes bidimensionales de TAC. Para ello, resulta fundamental la lectura de artículos relacionados con el diagnóstico de tiroides patológicas, así como diferentes imágenes en las que se señalan muchas de estas estructuras. El protocolo de segmentación seguido en este trabajo comienza con la identificación de la tráquea, a la cual se le asigna una etiqueta y un color representativos. A continuación, se identifican la arteria carótida común y la vena yugular, seguidas del resto de estructuras. Es un proceso iterativo, en el que se debe delimitar la estructura anatómica en cuestión en cada una de las láminas en las que se logra visualizar, con el objetivo de obtener un

modelo lo más preciso posible. En esta parte es esencial utilizar las herramientas de contraste integradas en los programas utilizados, en este caso ITK-Snap y 3D Slicer.

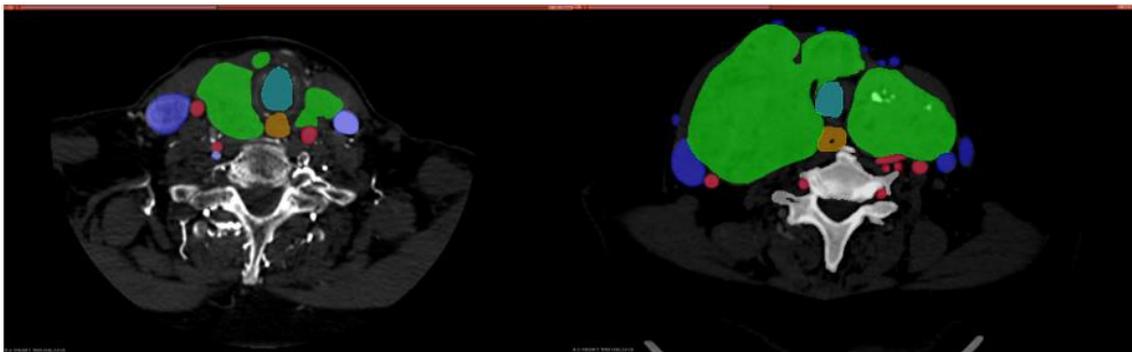


Figura 18. A la izquierda se observa una imagen del primer caso con sus respectivas etiquetas. A la derecha se observa una imagen del segundo caso.

Como se puede observar en la Figura 18, en el segundo caso se logran identificar más vasos sanguíneos como: venas tiroideas, arterias vertebrales y un mayor número de ramificaciones de arterias y venas.

Se puede describir como un proceso complejo, que requiere tiempo y un proceder metódico. Sin embargo, una vez superada la curva de aprendizaje, el tiempo de obtención de los modelos se reduce en gran medida. No es posible tomar de referencia el primer caso para evaluar el tiempo requerido para su segmentación completa, debido a que hubo una fase de aprendizaje muy marcada. Respecto al segundo caso, el proceso de segmentación requirió de 17 horas aproximadamente, para obtener la segmentación de los dos conjuntos, con cada uno de los programas. Se ha de tener en cuenta que, en este segundo caso, se añade la segmentación de la columna vertebral, epiglotis, así como una representación más extensa de arterias y venas. En 5 horas se lograron segmentar tráquea, epiglotis, cartílago tiroideo, hioides, esófago y vasos sanguíneos principales. Las derivaciones de arterias y venas añadidas implican un mayor número de iteraciones a la hora de etiquetarlas en cada imagen, mientras que las dimensiones y contornos variables de la tiroides requieren de un mayor cuidado a la hora de delimitar su perímetro. A modo de ejemplo, se muestran las imágenes de la glándula tiroides etiquetada en el primer caso (Ver Figura 19).

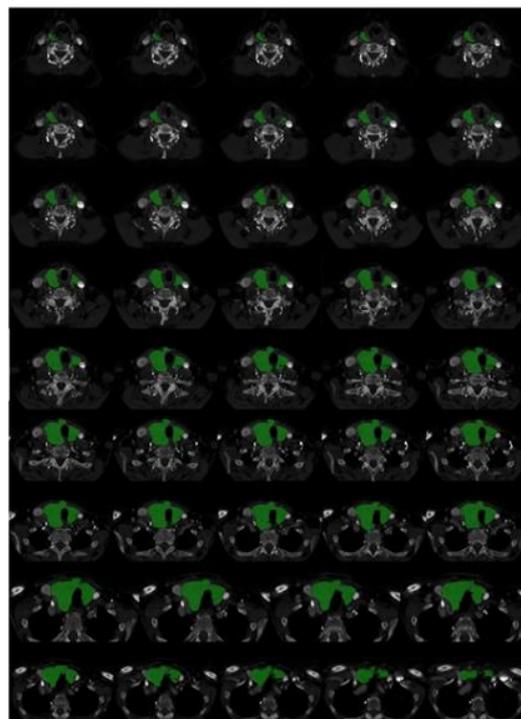


Figura 19. Se muestran 45 imágenes en las que la glándula tiroides del primer caso ha sido identificada.

5.3. Metodología de impresión

En la actualidad hay disponibles numerosas técnicas de impresión, las cuáles se pueden dividir en tres grandes grupos: la sinterización, la fusión y la estereolitografía. La sinterización selectiva por láser (SLS) consiste en utilizar un láser para sintetizar un polímero en polvo, fusionando así las diferentes capas que conforman la pieza. La estereolitografía (SLA) también requiere del uso de un láser, en este caso capaz de activar mediante ondas ultravioleta un fotopolímero, induciendo así a su solidificación. Sin embargo, para la realización de este trabajo se ha optado por utilizar el modelado por deposición fundida, conocido popularmente como FDM. Esta tecnología utiliza un proceso de extrusión a partir de filamentos de polímeros termoplásticos, depositando de manera selectiva el material fundido capa a capa según las características espaciales del modelo de impresión. Debido a su bajo coste, la gran variedad de materiales disponibles y su alta precisión, se ha optado por emplear esta técnica de impresión para la realización de las respectivas impresiones de este trabajo.

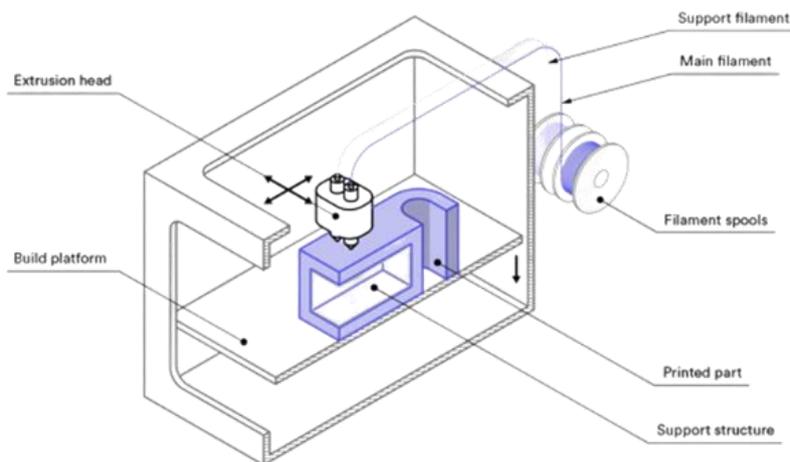


Figura 20. Esquema representativo de los elementos necesarios para aplicar la tecnología de impresión FDM.

Es un proceso iterativo, que comienza por la fase de preparado del modelo CAD para la impresora, ajustando los parámetros necesarios mientras se respetan los requisitos del material y del extrusor. Una vez procesado el STL mediante el software, se debe cargar el carrete que alberga el material en forma filamento termoplástico, tales como el ABS, PLA, PETG, etc. Una vez la temperatura del extrusor alcanza el valor que se le ha indicado como parámetro al inicio, el filamento llega a través del cabezal de extrusión a la boquilla de salida. Gracias a un sistema de tres ejes, el cabezal es capaz de describir todos los movimientos necesarios para depositar el material respetando la forma del modelo digital, a su vez la plataforma de construcción puede moverse en el eje Y. A medida que se van acumulando las capas, el material se enfría y termina solidificándose por completo.

5.4. Impresora y material

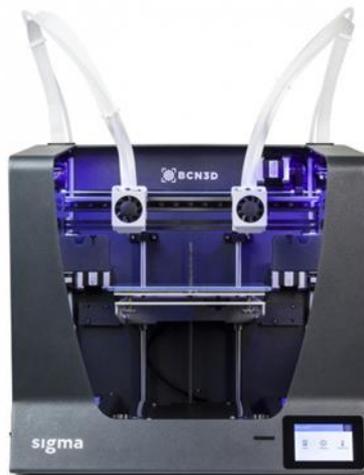


Figura 21. Impresora Sigma R19 utilizada en este trabajo.

Para llevar a cabo esta impresión se ha utilizado una impresora modelo Sigma R19, creada por el fabricante BCN3D Technologies, empresa nacida de un equipo de investigación de la Universidad Politécnica de Barcelona. El diseño consta de dos cabezales independientes que permiten imprimir en combinación con material de soporte simultáneamente. Es compatible con una gran variedad de materiales, entre los cuales se pueden encontrar el PLA, NYLON, TPU, PVA y otros...

Tabla 1. Se muestran las diferentes especificaciones correspondientes a la Sigma R19.

Especificaciones	Valores
Tecnología de impresión	Modelado por deposición fundida (FDM)
Arquitectura	Doble extrusor independientes (IDEX)
Dimensiones	690 x 530 x 900 mm
Peso	37 kg
Volumen de impresión	420 x 300 x 400 mm
Número de extrusores	2
Diámetro de la boquilla	0.4 (instalado)/0.6/0.8/1 mm
Altura de capa	0.05-0.5 mm (en función de la boquilla)
Rango de temperatura	15°C-35°C
Temperatura máxima del extrusor	300°C
Temperatura máxima de impresión	120°C
Diámetro del filamento	2.85 mm
Materiales compatibles	PLA, PVA, PET-G, TPU, ABS, PP, PA
Archivos compatibles	G-code
Software de preparación	BCN3D Cura

Aunque en sus inicios BCN3D utilizaba el software de código abierto Cura, desde hace unos años han estado trabajando en un software de creación propia, el BCN3D Stratos. Este mismo programa se ha empleado para preparar los archivos en las sucesivas impresiones realizadas con la impresora Sigma R19. Su función es la de convertir los modelos 3D en instrucciones que la impresora sea capaz de comprender, dividiendo el elemento en distintas capas y generando las rutas que deberá describir el extrusor en cada iteración. Además, permite modificar parámetros como la altura de la capa, la velocidad de impresión, la temperatura de cada uno de los extrusores, etc.

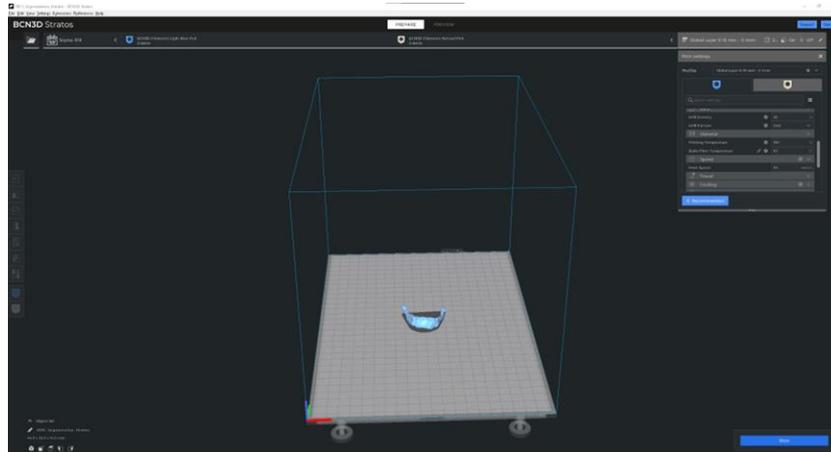


Figura 22. Captura de pantalla en el software BCN3D Stratos.

Para la impresión se utilizan dos tipos de polímeros diferentes:

PLA (Ácido Poliláctico): Es un tipo de plástico que se deriva generalmente de recursos renovables, como el almidón de maíz, la yuca o la caña de azúcar. Es biodegradable y tiene una baja temperatura de fusión, lo que lo hace ideal para la impresión 3D de bajo costo. Sin embargo, el PLA es más frágil que otros plásticos y puede deformarse con el calor. En este trabajo se utilizará en el extrusor izquierdo de la impresora para que forme la estructura de la pieza.

PVA (Alcohol Polivinílico): Es otro tipo de plástico que se utiliza a menudo como material de soporte en la impresión 3D, debido a que se disuelve en agua. Esto permite que se imprima una estructura de soporte compleja para un objeto y luego se elimine simplemente sumergiendo el objeto en agua. Además, el PVA se utiliza en una variedad de aplicaciones, desde pegamentos hasta aplicaciones de película de liberación controlada en medicamentos. En este caso, el PVA está destinado a la conformación del soporte.

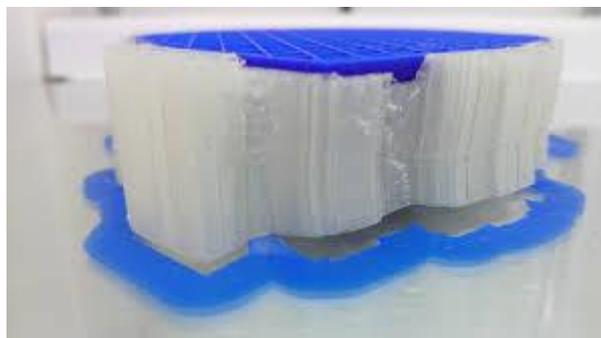


Figura 23. En azul la estructura de PLA, en blanco los soportes solubles de PVA.

6. Resultados

En este apartado se presentan los casos clínicos, aportando de forma detallada el contexto clínico de los pacientes, así como los resultados obtenidos con ITK-Snap y 3D Slicer a partir del proceso de segmentación. Finalmente se incluyen también los análisis comparativos realizados para cada uno de los modelos anatómicos, además de las comparaciones realizadas entre los modelos escaneados y los originales.

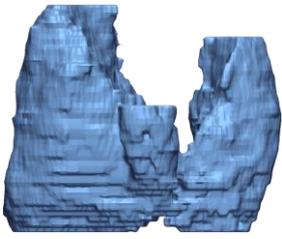
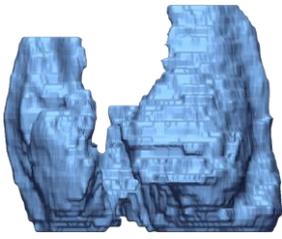
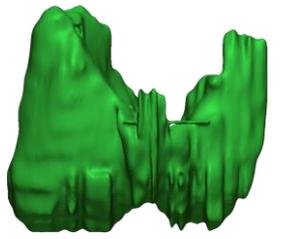
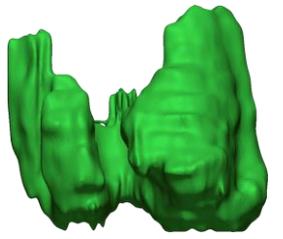
6.1. Caso clínico 1: Bocio Compresivo

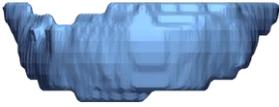
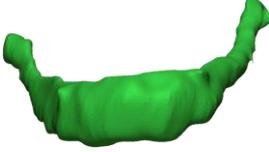
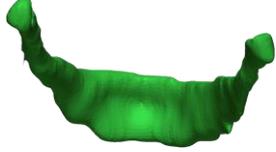
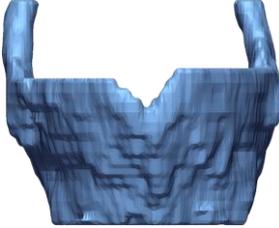
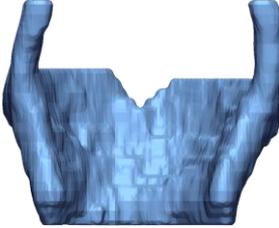
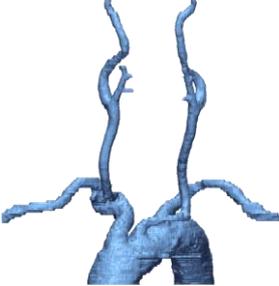
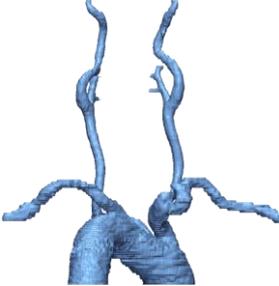
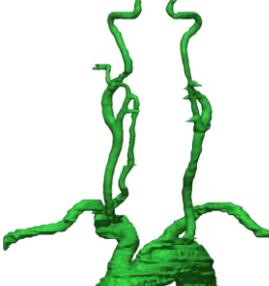
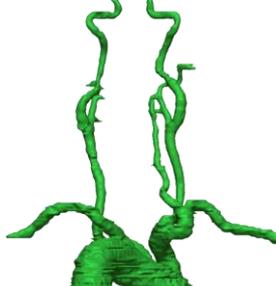
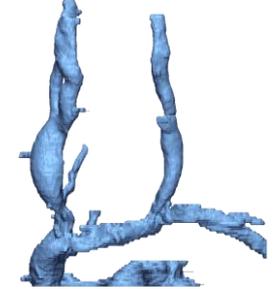
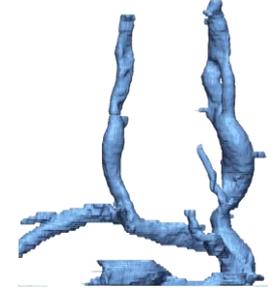
Antes de mostrar los resultados obtenidos en la segmentación de este primer caso con cada uno de los programas, se explica el contexto clínico del primer paciente. La prueba se realiza como seguimiento de un caso de bocio multinodular con empeoramiento de síntomas compresivos. Consiste en una Tomografía Computarizada (TC) del cuello con contraste intravenoso, resultado el cual se compara con un estudio previo del año 2021.

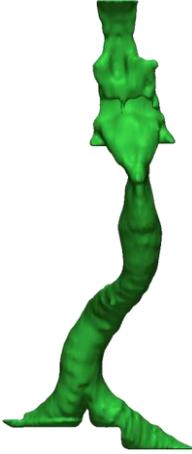
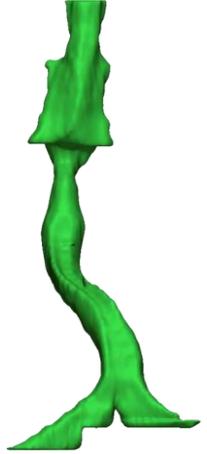
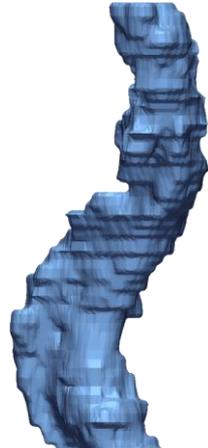
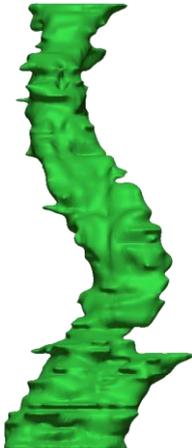
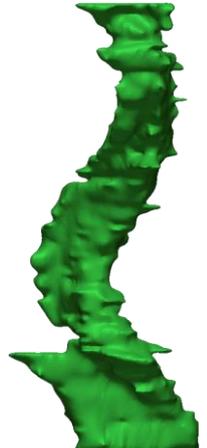
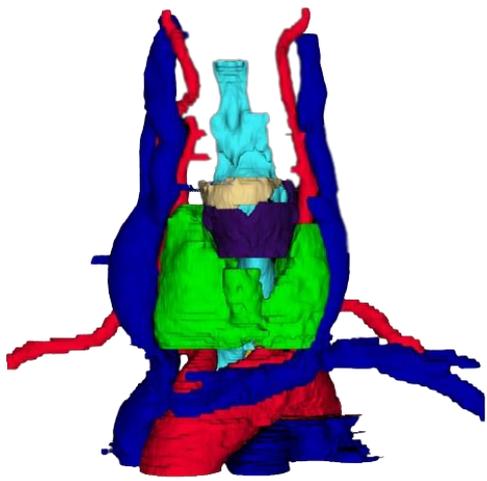
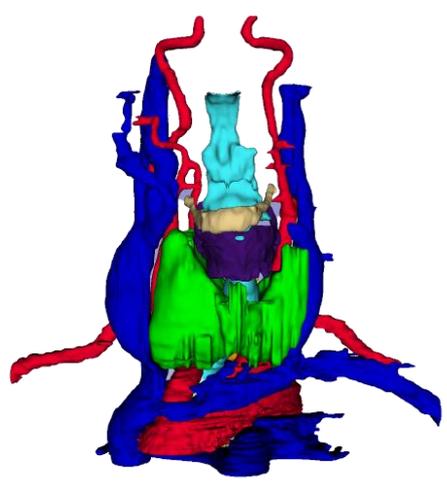
El contenido del informe realizado por el personal clínico indica que las dimensiones del bocio multinodular se han mantenido estables. Los nódulos se encuentran en su totalidad en el lóbulo tiroideo derecho, que consta de unas medidas aproximadas de 46x28x76 mm. Mientras que el lóbulo tiroideo izquierdo abarca 29x19x63 mm. El istmo, una porción de tejido que conecta los dos lóbulos, es de 12 mm. Se menciona la ausencia de cambios en la estenosis traqueal secundaria, es decir, que ni ha empeorado ni mejorado el estrechamiento de la tráquea respecto a la prueba de 2021. La masa causa una estenosis en la unión entre la vena yugular interna derecha y la vena subclavia y también en el tronco venoso braquiocefálico izquierdo, entre la primera unión costoclavicular y el tronco arterial braquiocefálico. El resto de las estructuras base del cráneo, faríngeas y laríngeas no presentan alteraciones patológicas relevantes. Al igual que las glándulas paratiroides y submaxilares, además de la ausencia aparente de adenopatías laterocervicales de dimensiones sospechosas.

A continuación, se muestran las diferentes estructuras obtenidas con cada uno de los programas. Se ha considerado que la mejor opción era utilizar un programa independiente a 3D Slicer e ITK para ver las diferentes estructuras. Con la idea de unificar y facilitar la visualización de los diferentes modelos. Por ese motivo, las capturas mostradas a continuación han sido realizadas con Geomagic Control X.

Tabla 2. En esta tabla se observan los modelos anatómicos obtenidos para el caso clínico 1.

			
Tiroides - ITK (Vista Anterior)	Tiroides - ITK (Vista Posterior)	Tiroides - 3D Slicer (Vista Anterior)	Tiroides - 3D Slicer (Vista Posterior)

			
Hioides - ITK (Vista Anterior)	Hioides - ITK (Vista Posterior)	Hioides - 3D Slicer (Vista Anterior)	Hioides - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Cartílago tiroideo - ITK (Vista Anterior)	Cartílago tiroideo - ITK (Vista Posterior)	Cartílago tiroideo - 3D Slicer (Vista Anterior)	Cartílago tiroideo - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Arterias - ITK (Vista Anterior)	Arterias - ITK (Vista Posterior)	Arterias - 3D Slicer (Vista Anterior)	Arterias - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Venas - ITK (Vista Anterior)	Venas - ITK (Vista Posterior)	Venas - 3D Slicer (Vista Anterior)	Venas - 3D Slicer (Vista Posterior)

			
Tráquea - ITK (Vista Anterior)	Tráquea - ITK (Vista Posterior)	Tráquea- 3D Slicer (Vista Anterior)	Tráquea- 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Esófago - ITK (Vista Anterior)	Esófago - ITK (Vista Posterior)	Esófago - 3D Slicer (Vista Anterior)	Esófago - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Conjunto - ITK (Vista Anterior)		Conjunto - 3D Slicer (Vista Anterior)	

6.2. Caso clínico 2: Bocio Cervical

En este segundo caso la prueba realizada es también un TAC con contraste intravenoso. La diferencia principal con el anterior caso es el severo hiperdesarrollo que ha sufrido la glándula tiroidea en conjunto. Según el informe, el lóbulo tiroideo derecho (LTD) tiene unas dimensiones aproximadas de 8 x 6.3 x 11.7 cm, el istmo abarca 4.5 cm y el lóbulo tiroideo izquierdo (LTI) es de 6.6 x 7 x 12 cm. En concreto, este último lóbulo presenta una grave extensión endotorácica. Según el artículo *Endothoracic thyroid. Indications of endothoracic approach* [12], se considera de extensión endotorácica cuando el tamaño de la glándula aumenta en un 50% su volumen y se abre paso en posición subesternal, se introduce en el mediastino y alcanza el cayado aórtico, porción superior de la arteria principal.



Figura 24. Se observa una imagen correspondiente al segundo caso clínico.

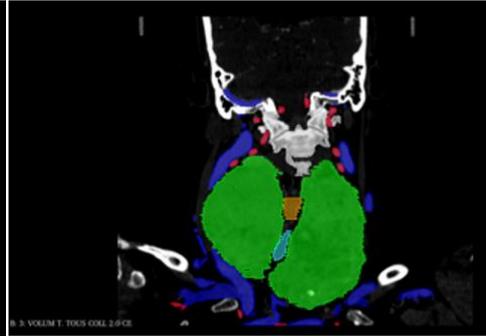
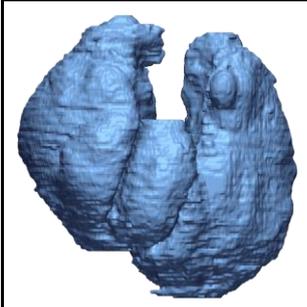
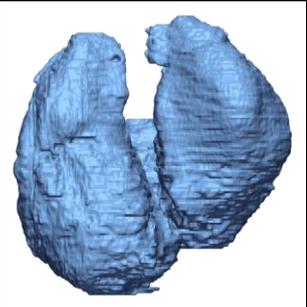
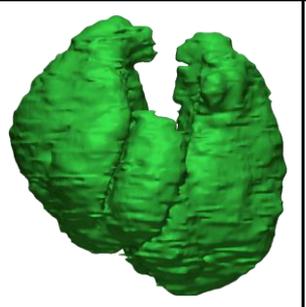
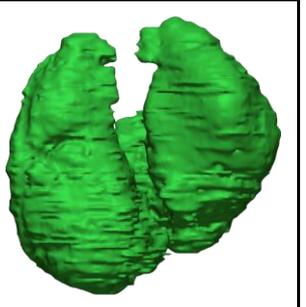
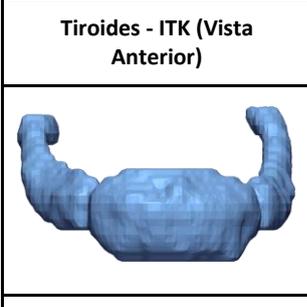
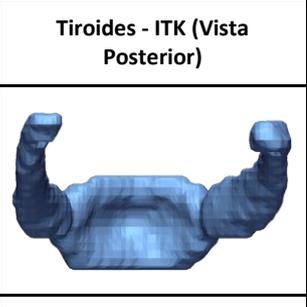
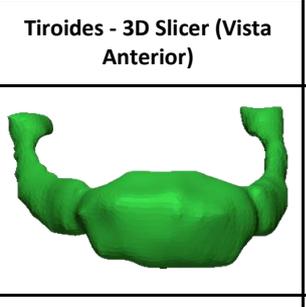
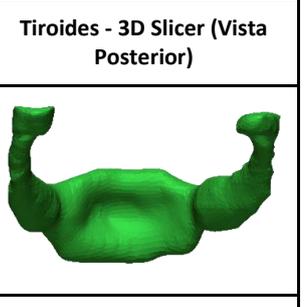
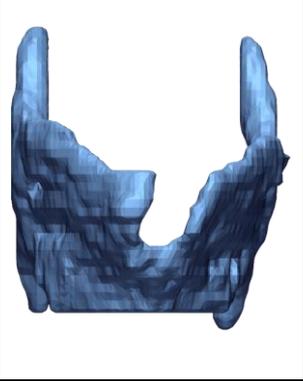
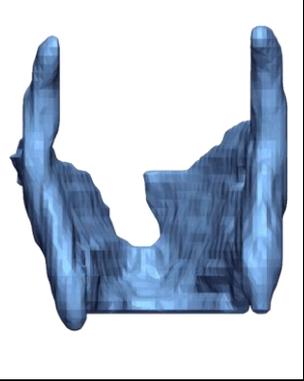
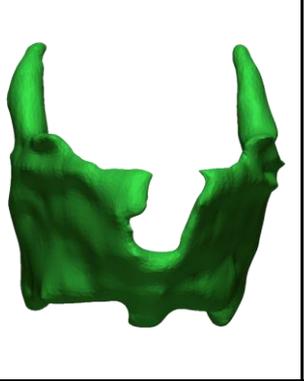
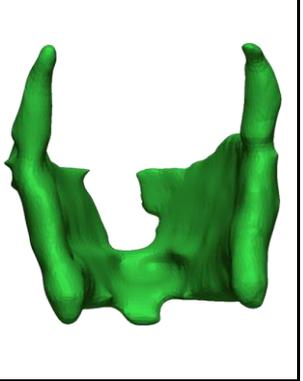
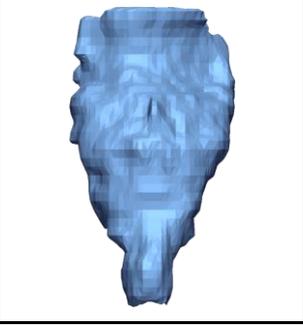
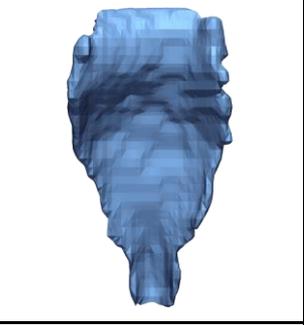
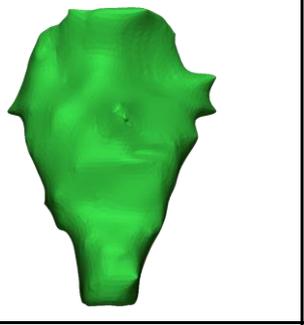
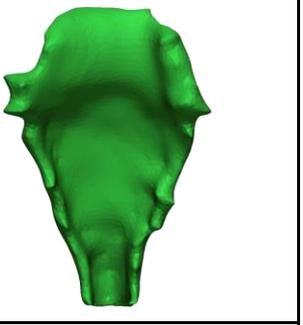
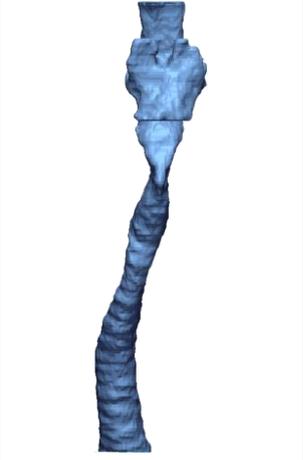
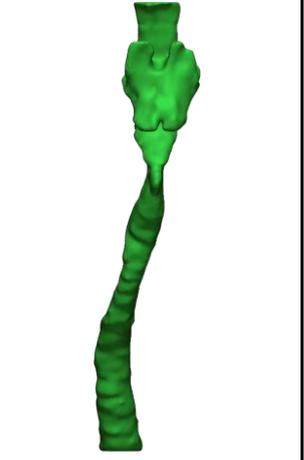
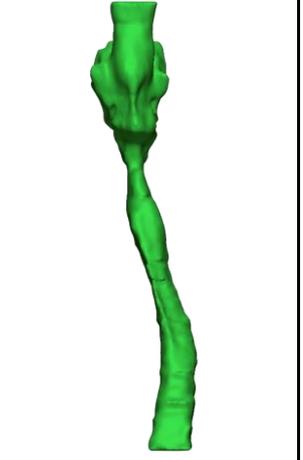


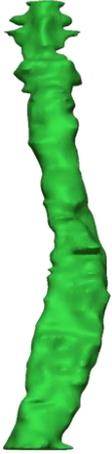
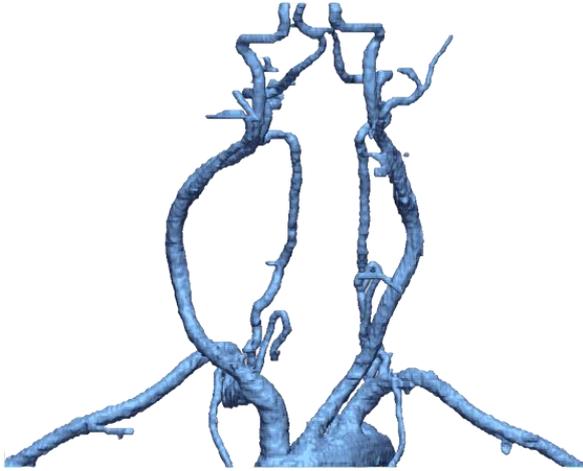
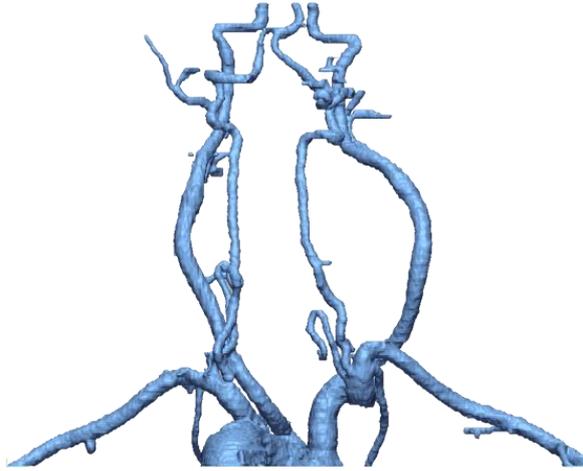
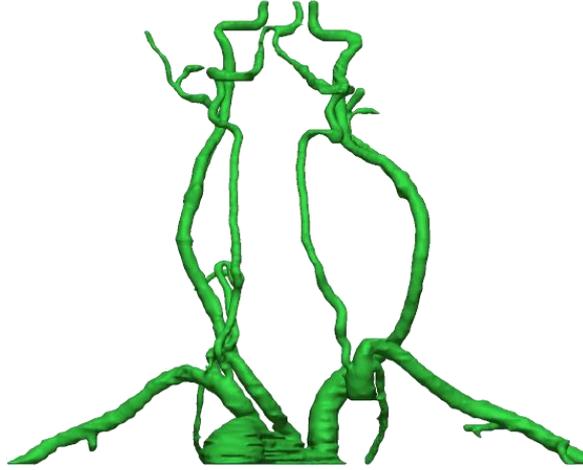
Figura 25. Se pueden observar las estructuras anatómicas etiquetadas.

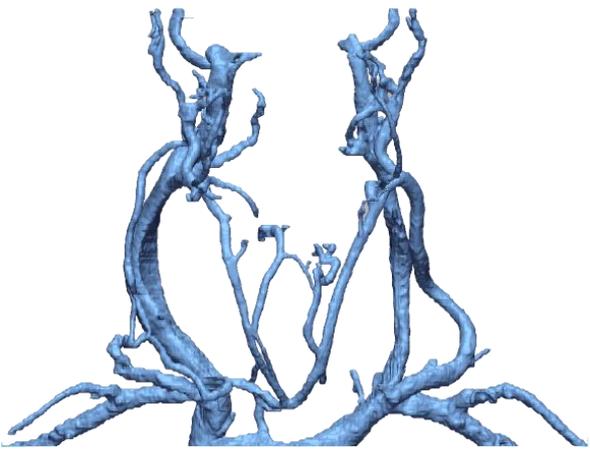
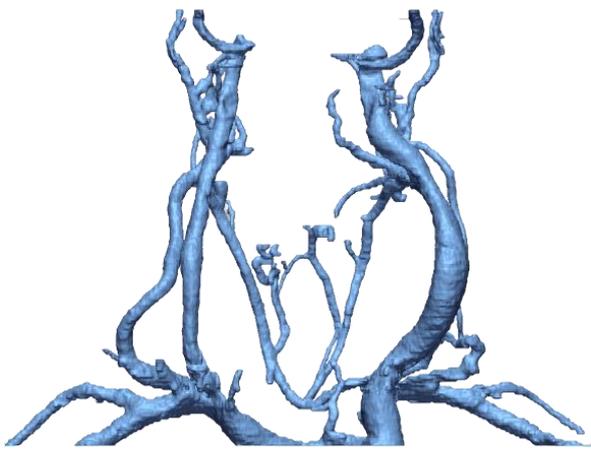
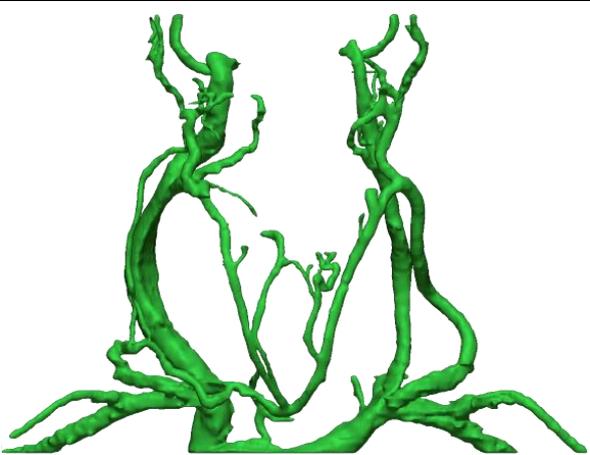
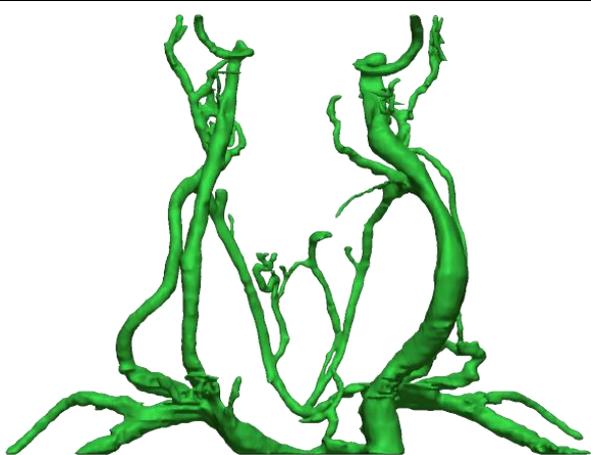
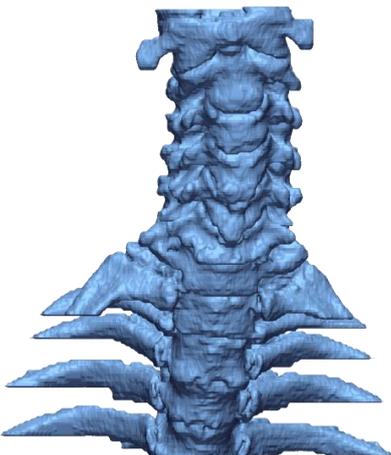
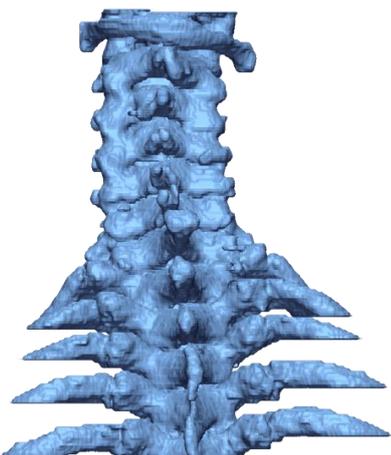
También se observa la presencia de un parénquima tiroideo, un nódulo formado por los folículos tiroideos, estructuras compuestas por una pared epitelial y un contenido amorfo acidófilo, el coloide tiroideo. Presenta algunas calcificaciones. Tanto las estructuras craneales, faríngeas y laríngeas como las glándulas paratiroides y submaxilares se presentan sin alteraciones patológicas relevantes. Existe una mínima reducción del calibre de la tráquea, no se identifican adenopatías laterocervicales sospechosas y hay una correcta neumatización de los senos paranasales.

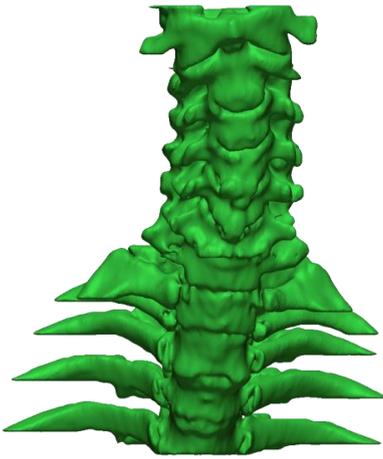
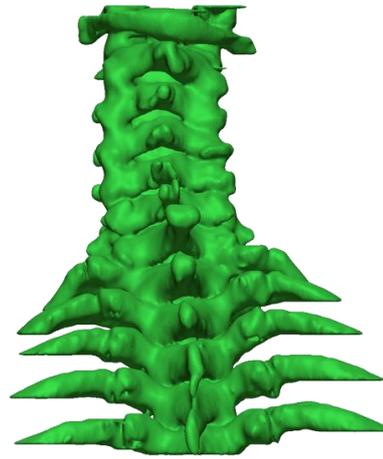
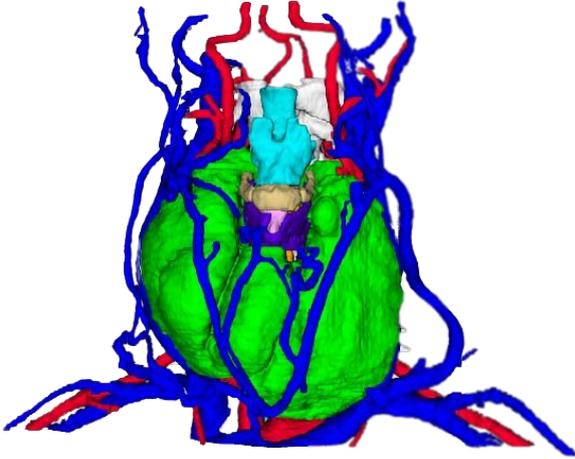
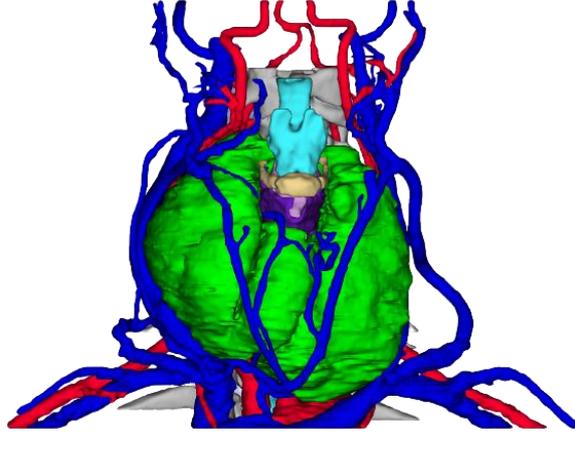
Tabla 3. En esta tabla se observan los modelos anatómicos obtenidos para el caso clínico 2.

			
Tiroides - ITK (Vista Anterior)	Tiroides - ITK (Vista Posterior)	Tiroides - 3D Slicer (Vista Anterior)	Tiroides - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Hioides - ITK (Vista Anterior)	Hioides - ITK (Vista Posterior)	Hioides - 3D Slicer (Vista Anterior)	Hioides - 3D Slicer (Vista Posterior)

Anterior)	Posterior)	Anterior)	Posterior)
			
Cartílago tiroideo - ITK (Vista Anterior)	Cartílago tiroideo - ITK (Vista Posterior)	Cartílago tiroideo - 3D Slicer (Vista Anterior)	Cartílago tiroideo - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Epiglotis - ITK (Vista Anterior)	Epiglotis - ITK (Vista Posterior)	Epiglotis - 3D Slicer (Vista Anterior)	Epiglotis - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Tráquea - ITK (Vista Anterior)	Tráquea - ITK (Vista Posterior)	Tráquea- 3D Slicer (Vista Anterior)	Tráquea- 3D Slicer (Vista Posterior)

			
Esófago - ITK (Vista Anterior)	Esófago - ITK (Vista Posterior)	Esófago - 3D Slicer (Vista Anterior)	Esófago - 3D Slicer (Vista Posterior)
			
Arterias - ITK (Vista Anterior)		Arterias- ITK (Vista Posterior)	
			
Arterias - 3D Slicer (Vista Anterior)		Arterias - 3D Slicer (Vista Posterior)	

	
Venas - ITK (Vista Anterior)	Venas - ITK (Vista Posterior)
	
Venas - 3D Slicer (Vista Anterior)	Venas - 3D Slicer (Vista Posterior)
	
Columna vertebral - ITK (Vista Anterior)	Columna vertebral - ITK (Vista Posterior)

	
<p>Columna vertebral - 3D Slicer (Vista Anterior)</p>	<p>Columna vertebral - 3D Slicer (Vista Posterior)</p>
	
<p>Conjunto - ITK (Vista Anterior)</p>	<p>Conjunto - 3D Slicer (Vista Anterior)</p>

6.3. Comparativa: 3D Slicer vs ITK-Snap

En este apartado se van a analizar las diferencias a nivel de resultado entre los modelos digitales obtenidos con cada uno de los programas. Para ello, se escogen el hueso hioides y la glándula tiroides de cada caso, con tal de contrastar estas mismas diferencias en base a una estructura ósea y estructura formada de tejido blando.



Figura 26. Logo del software Geomagic Control X

La implementación del análisis se realiza utilizando el programa Geomagic Control X [13], desarrollado por Oqton, una empresa subsidiaria de 3D Systems. Este software profesional está diseñado específicamente para la comparación de modelos virtuales, con opciones que mejoran la precisión y acortan el tiempo necesario para realizar un análisis comparativo. También permite la generación de informes que incluyen los datos más relevantes. Para este trabajo, se ha utilizado una versión de prueba que ha sido gestionada por AsorCAD, una empresa de Barcelona especializada en metrología. Además de dicha licencia, también han sido ofrecidos numerosos recursos para facilitar el uso de este software.



Figura 27. Logo de la empresa AsorCAD.

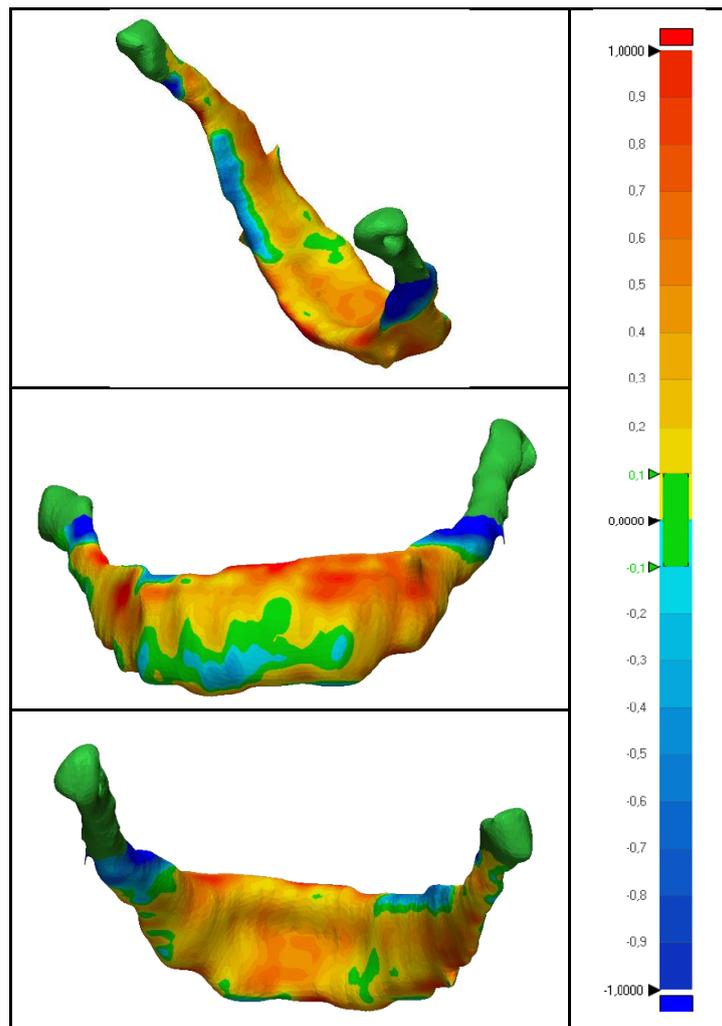
Se ha optado por utilizar como modelos de referencia a la hora de comparar los obtenidos mediante el programa 3D Slicer. Se llevan a cabo dos análisis por cada una de las estructuras. En el primero de ellos se aplica un rango de tolerancia estricto, ya que se buscan observar las diferencias con el mayor nivel de detalle posible. Mientras que en la segunda comparativa se establece una tolerancia en base a las expectativas previstas entre las estructuras anatómicas generadas a partir de ambos programas (Ver Tabla 4).

Tabla 4. Tolerancias aplicadas en los diferentes análisis.

	Primer análisis	Segundo análisis
Hueso hioides	0.1 mm	1 mm
Glándula tiroides	0.5 mm	2 mm

Para no entorpecer la lectura de este trabajo, los informes obtenidos en cada uno de los análisis han sido incluidos en un anexo al final de este documento. Se ha optado por mostrar las comparativas a partir de tablas en las que se presentan los resultados gráficos, pero las conclusiones proporcionadas a continuación hacen alusión a algunos valores estadísticos presentes en el apartado *Anexo F. Datos de la comparativa CAD*.

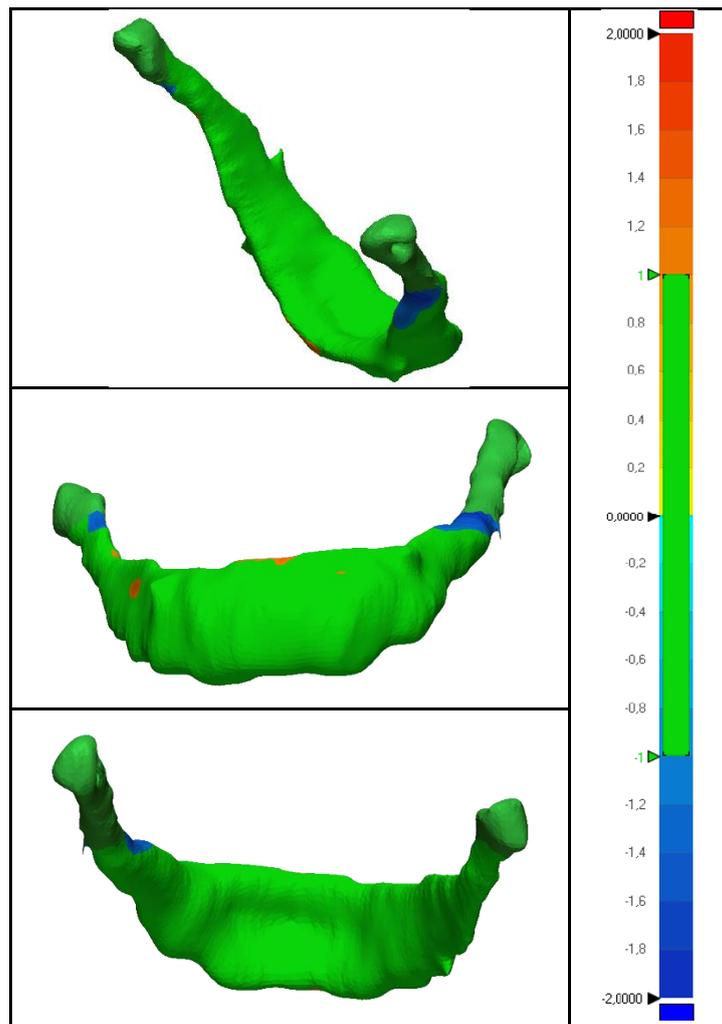
Tabla 5. Resultados de la comparativa entre los modelos óseos del caso 1 con una tolerancia de 0.1 mm.



Los resultados obtenidos (Ver Tabla 5) muestran una importante diferenciación situada principalmente en la cara interna del cuerpo del hueso hioides. Si nos referimos a los valores datos estadísticos obtenidos, tan solo un 11.88% cumple con el nivel de tolerancia de 0.1 mm. Valores como la varianza (0.157) y la desviación estándar (0.392) confirman esta tendencia. La distancia mínima de separación entre el modelo de referencia (3D Slicer) y el otro modelo (ITK) es de -1.93 mm, mientras que la distancia máxima consta de 1.67 mm. De los valores que no cumplen con el rango de tolerancia, la gran mayoría se encuentran por encima de este, llegando a suponer un 76% del volumen total. (Datos extraídos del anexo Página 49)

Los resultados demuestran que las diferencias son claramente superiores a los 0.1 mm de tolerancia utilizados en este análisis. Se ha de tener en cuenta que, tal y como se ha mencionado al inicio, este primer análisis sirve para poner en contexto las diferencias reales entre los modelos. Pero a continuación se realiza el análisis considerando el nivel de tolerancia considerado como un estándar asumible y óptimo para dar validez a los resultados.

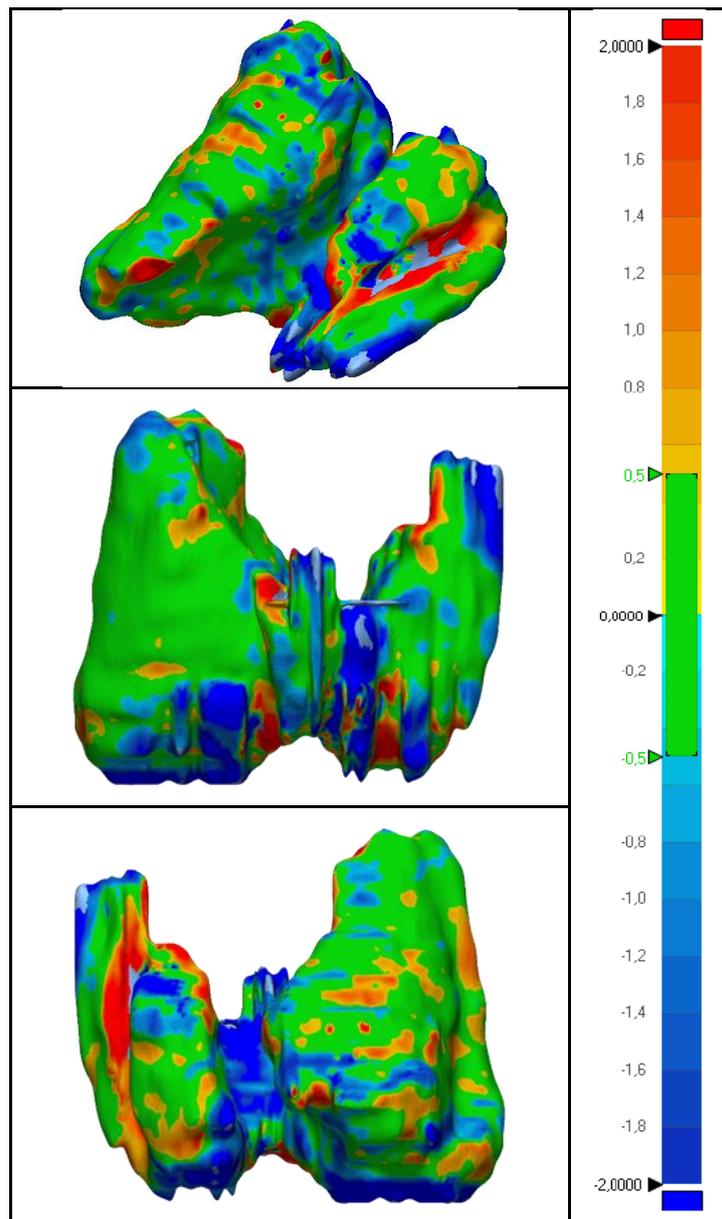
Tabla 6. Resultados de la comparativa entre los modelos óseos del caso 1 con una tolerancia de 1 mm.



En este segundo análisis, se aumenta la distancia considerada como tolerable a 1 mm. Es decir, aquellas localizaciones en las que las diferencias entre uno y otro sean de 1 mm positivas o negativas, serán tratadas como resultados aptos. Un 95% del modelo digital cumple con el nivel de tolerancia determinado. Un 4% supera el valor de 1 mm, mientras que un 1% no alcanza el umbral. Esta última información es especialmente interesante, ya que tiene una correlación con el hecho de que la mayor parte de los resultados del anterior análisis no cumplían porque excedían el límite.

Se puede concluir que los resultados son óptimos. Se refleja que una amplia mayoría del volumen comparado se encuentra diferenciado por una distancia mínima y máxima de 1 mm. Los análisis han demostrado que el proceso de segmentación del hueso hioides no varía de forma significativa en función de un programa u otro. Esto cumple con la expectativa planteada desde un inicio, ya que las estructuras óseas a priori son más fáciles de identificar en las imágenes del TAC por su alta densidad. (Datos extraídos del anexo Página 49)

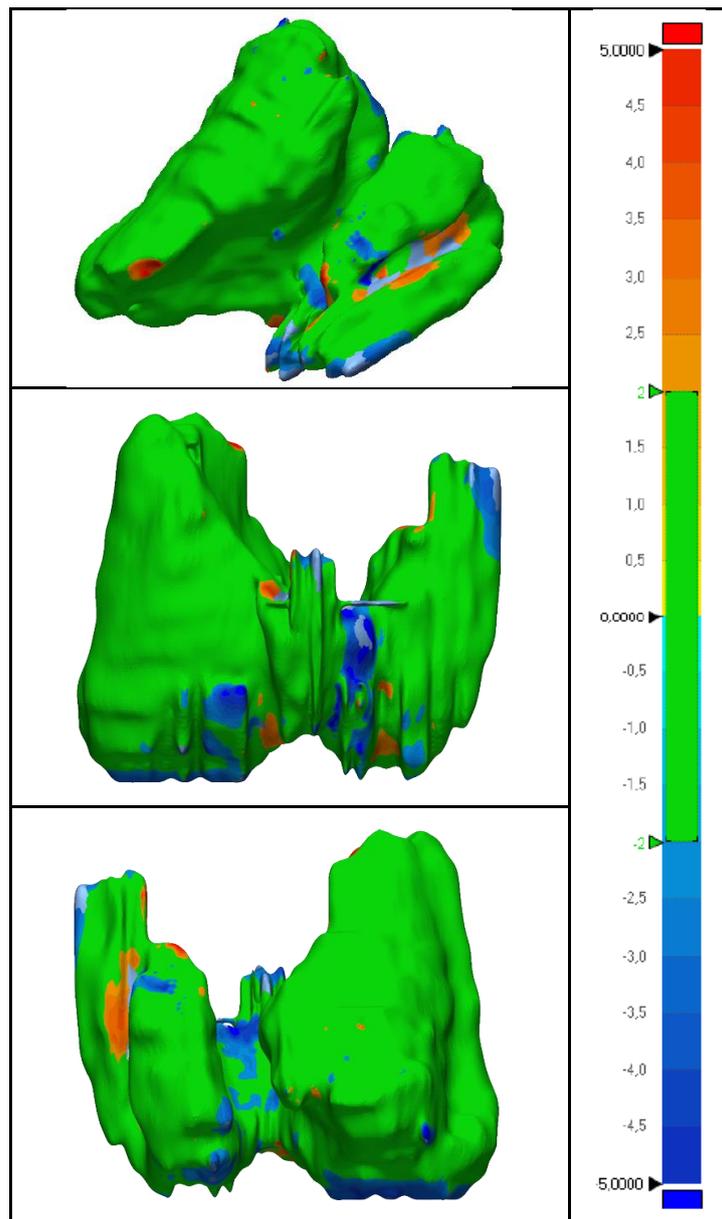
Tabla 7. Resultados de la comparativa entre los modelos de las tiroides del caso 1 con una tolerancia de 0.5 mm.



En este análisis comparativo, se debe tener en cuenta que la glándula tiroides supera ampliamente en complejidad y en tamaño al hueso hioides, dificultando así el proceso de segmentación. Es por ello por lo que en el caso del modelo digital correspondiente a la tiroides el primer análisis se realiza con una tolerancia de 0.5 mm. Se puede observar que hasta en un 41% del total la distancia es menor a medio milímetro en valor absoluto. A diferencia que, en los análisis del hioides, las distancias entre un modelo u otro son predominantemente negativas. Es decir, en la segmentación realizada con el software 3D Slicer se ha etiquetado interpretado que la glándula abarcaba un menor espacio. Este dato es muy interesante y se ha de tener en cuenta a la hora de analizar si esta evidencia se repite en la comparación del segundo caso clínico. (Datos extraídos del anexo Página 50)

Esta primera comparación de las tiroides, no han proporcionado unos valores de resultado lo suficientemente buenos como para considerarlos válidos. Sin embargo, ha proporcionado una gran cantidad de información relevante que servirá para contrastar con los diferentes análisis realizados.

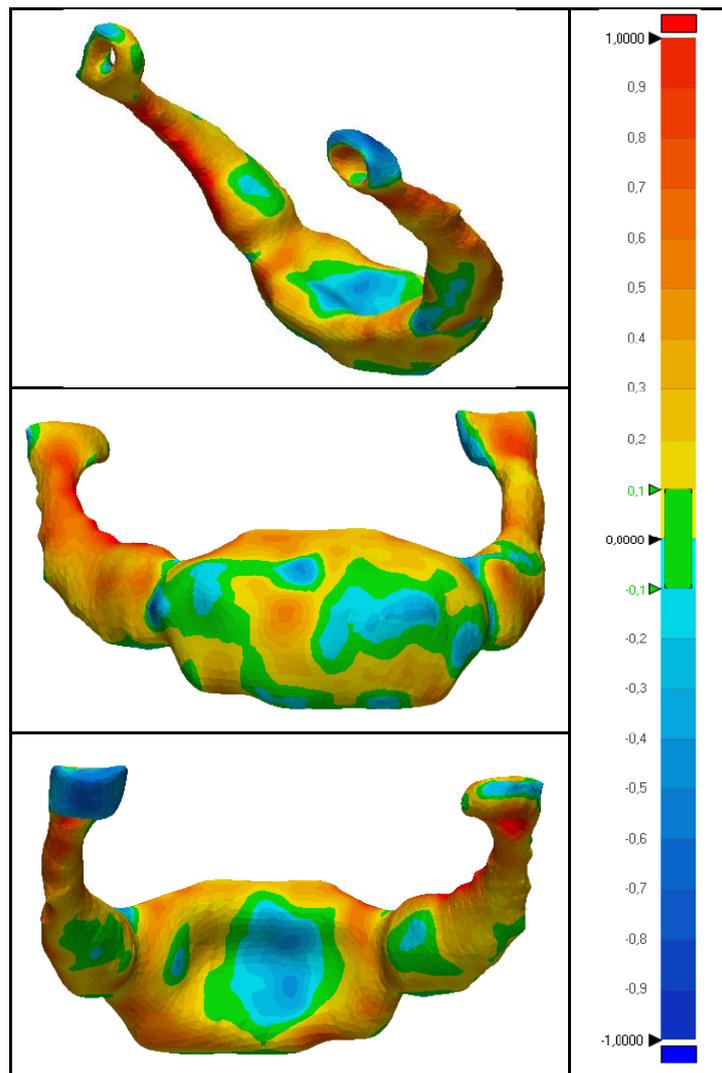
Tabla 8. Resultados de la comparativa entre los modelos de las tiroides del caso 1 con una tolerancia de 2 mm.



Para este análisis la tolerancia ha sido aumentada hasta los 2 mm. Se puede observar en la tabla [9] como la comparación ha demostrado que la superposición de los dos modelos cumple mayoritariamente con la tolerancia. Hasta un 85% del conjunto de datos de referencia se encuentra a una distancia mayor o igual a 2 mm. Un 9.6% no logra alcanzar el umbral, mientras que un 4,4% lo supera. La distancia mínima y máxima es de 6 mm.

Los resultados obtenidos en los análisis referentes a la glándula tiroides cumplen discretamente con las expectativas planteadas al inicio. Aunque hasta un 85% de la estructura se encuentra dentro del rango de tolerancia, en las regiones donde no se cumple esta premisa los valores muestran diferencias muy significativas, aproximadamente 6 milímetros en las zonas más críticas. (Datos extraídos del anexo Página 50)

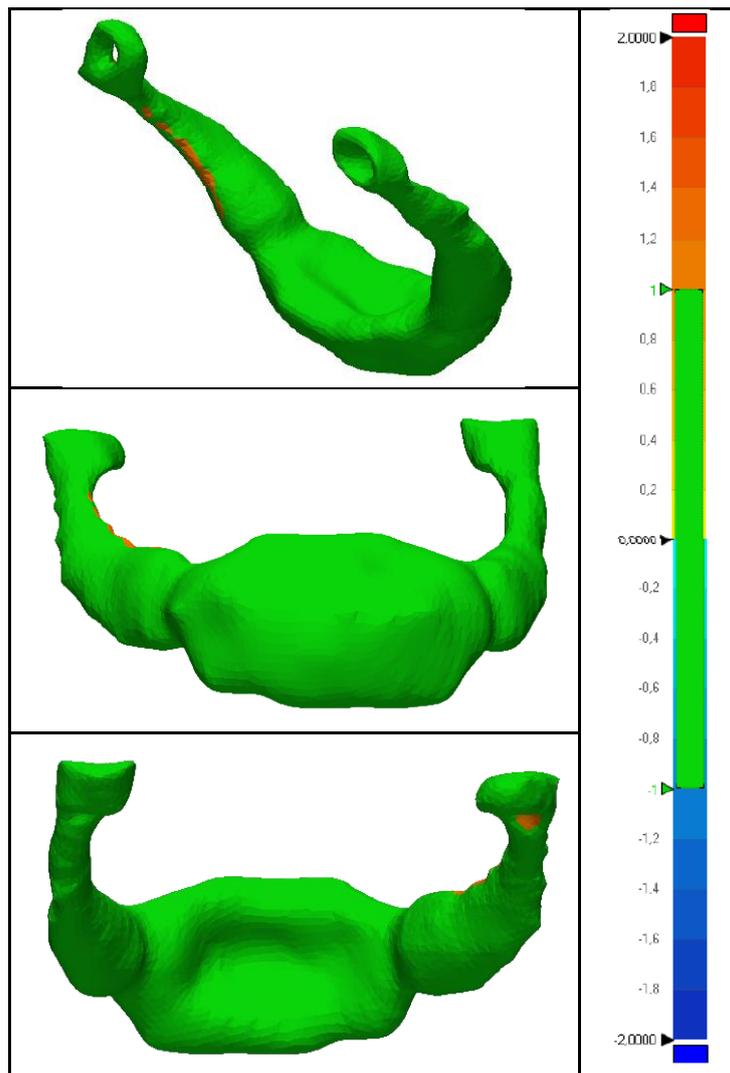
Tabla 9. Resultados de la comparativa entre los modelos óseos del caso 2 con una tolerancia de 0.1 mm.



Los resultados de las comparaciones de las estructuras del segundo caso clínico son fundamentales. La mejora en el proceso de segmentación junto con el aprendizaje de las herramientas genera la expectativa de obtener un mayor grado de similitud. Sin embargo, con una tolerancia de 0.1 mm este primer análisis del hioides muestra una diferenciación uniformemente repartida a lo largo de toda la superficie (Ver Tabla 9). Un 17% de la estructura se encuentra dentro del rango de tolerancia, mientras que un 69% supera el límite establecido, un 13% no lo alcanza.

Aunque si se compara este porcentaje con el obtenido en la comparativa del caso 1 (11.88%), se ha aumentado en un 5% la cantidad de datos presentes en el rango de tolerancia. Por sí solo no es un valor con un gran impacto sobre las valoraciones finales, pero se puede intuir un aumento de la similitud en la comparativa de la glándula tiroideas. (Datos extraídos del anexo Página 51)

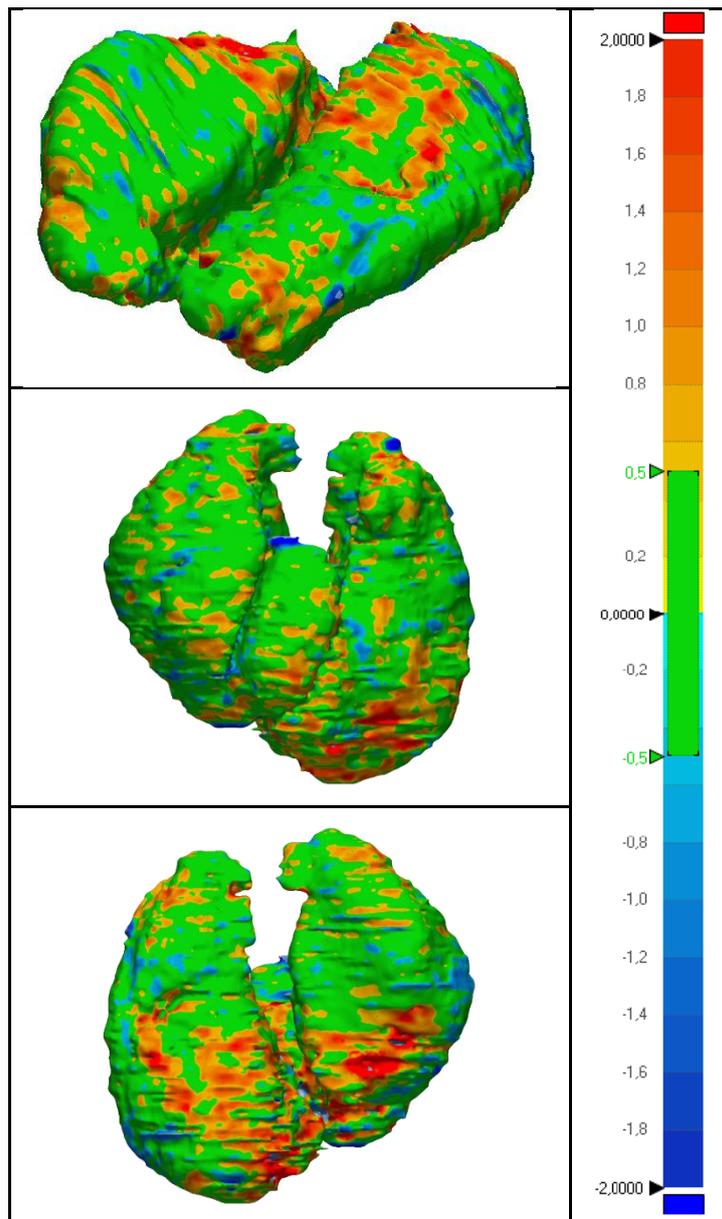
Tabla 10. . Resultados de la comparativa entre los modelos óseos del caso 2 con una tolerancia de 1 mm.



Una vez aplicada la tolerancia de 1 mm, un 97.6% del modelo de referencia se encuentra distanciado como máximo a 1 mm en valor absoluto. Respecto al análisis con este mismo umbral sobre el hioides del caso 1, el incremento es muy leve. Tan solo un 2% más del conjunto de datos está presente en el rango óptimo. Se puede concluir que el proceso de segmentación sobre esta estructura ósea es muy similar entre los diferentes programas, generando modelos con un escaso milímetro de separación. Sin embargo, se han de considerar las posibles limitaciones y errores humanos inherentes al propio proceso de identificación y segmentación de las estructuras. (Datos extraídos del anexo Página 51)

La herramienta de alineación automática integrada en el software Geomagic Control X es esencial para mantener la precisión y la consistencia de los análisis, ya que incluso pequeñas desviaciones pueden llevar a interpretaciones incorrectas.

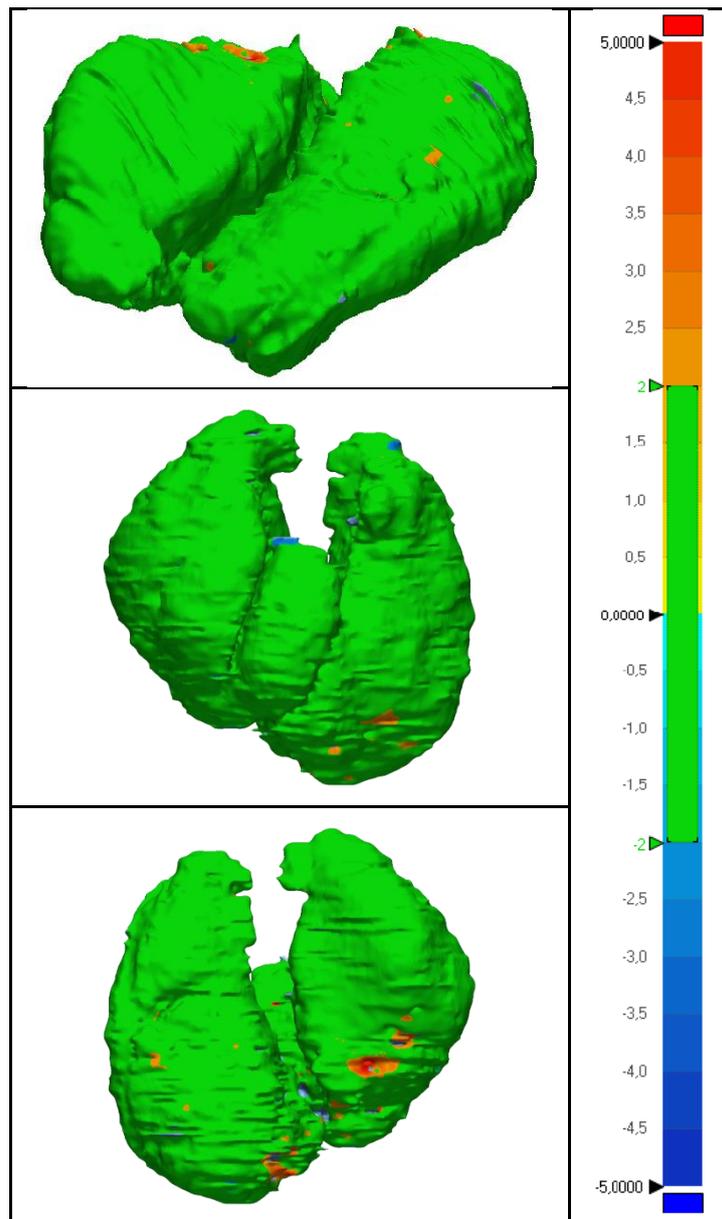
Tabla 11. Resultados de la comparativa entre los modelos de las tiroides del caso 2 con una tolerancia de 0.5 mm.



En el análisis de la tiroides del segundo caso, el 57% de los puntos analizados se encuentra dentro del rango de tolerancia. Por otro lado, el 33% del modelo de referencia superaban del rango de tolerancia, mientras que el 9% restante estaba por debajo del rango de tolerancia. (Datos extraídos anexo Página 52)

Estos resultados muestran que hay una cierta discrepancia entre los dos modelos de la glándula tiroides generados por 3D Slicer e ITK. La mayoría de los puntos analizados se encuentran dentro del rango de tolerancia establecido, lo que indica una cierta consistencia en la representación de la glándula por ambas herramientas. Un dato relevante que considerar es que hay un mayor grado de complejidad en la estructura de la glándula del segundo caso. Sin embargo, aunque el tamaño de esta tiroides es significativamente mayor que el de la primera, se evidencia un aumento del 16% en la cantidad de valores que cumplen con del rango de tolerancia de 0.5 mm.

Tabla 12. Resultados de la comparativa entre los modelos de las tiroides del caso 2 con una tolerancia de 2 mm.



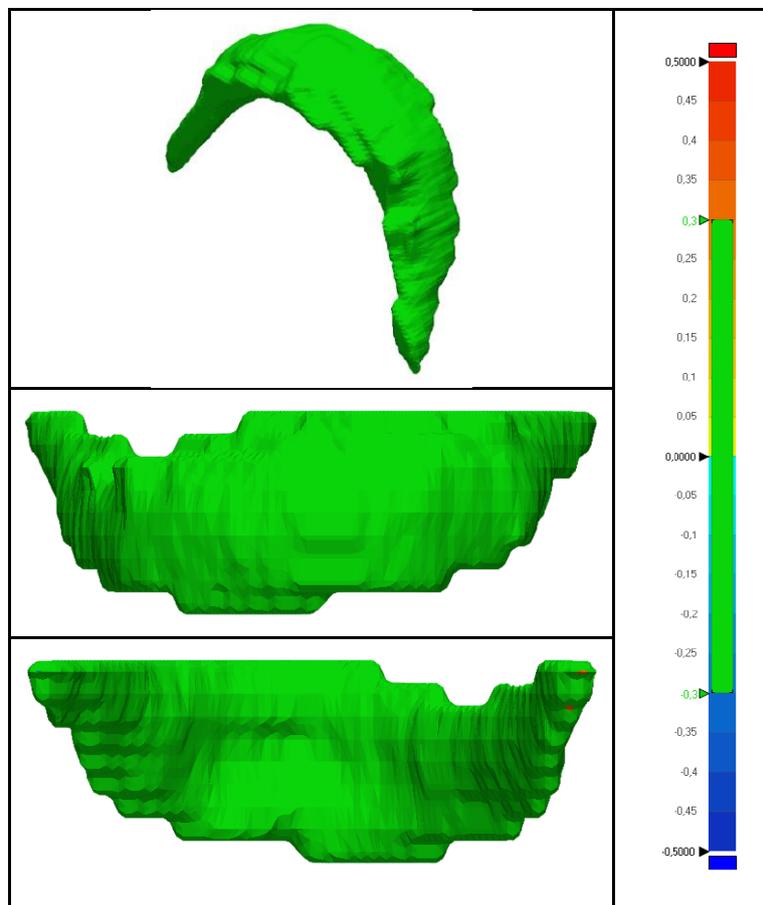
Según este segundo análisis comparativo, se observa que el 96.8% de los puntos analizados caen dentro del rango de tolerancia establecido. Además, un 2.59% de los puntos del modelo de referencia exceden el límite superior del rango de tolerancia, mientras que un escaso 0.58% se encuentra por debajo. (Datos extraídos anexo página 52)

Estos datos indican una alta consistencia entre ambos modelos de la glándula tiroides, demostrando una notable precisión en su representación. Aunque hay una mínima proporción de puntos que superan o caen por debajo del rango de tolerancia, la gran mayoría de los valores analizados cumplen con la tolerancia de 2 mm, lo cual sugiere una fidelidad considerable en la construcción del modelo de la glándula tiroides. Cabe destacar que, a pesar de las posibles variaciones anatómicas o diferencias en la complejidad de la estructura glandular entre distintos casos, la coherencia y exactitud en la representación de la tiroides se mantienen altas. Con estos análisis se puede concluir que el proceso de segmentación del segundo caso ha mejorado significativamente, ya que se han logrado modelos tridimensionales más cercanos entre sí que los obtenidos en el primer caso.

6.4. Comparativa de impresión

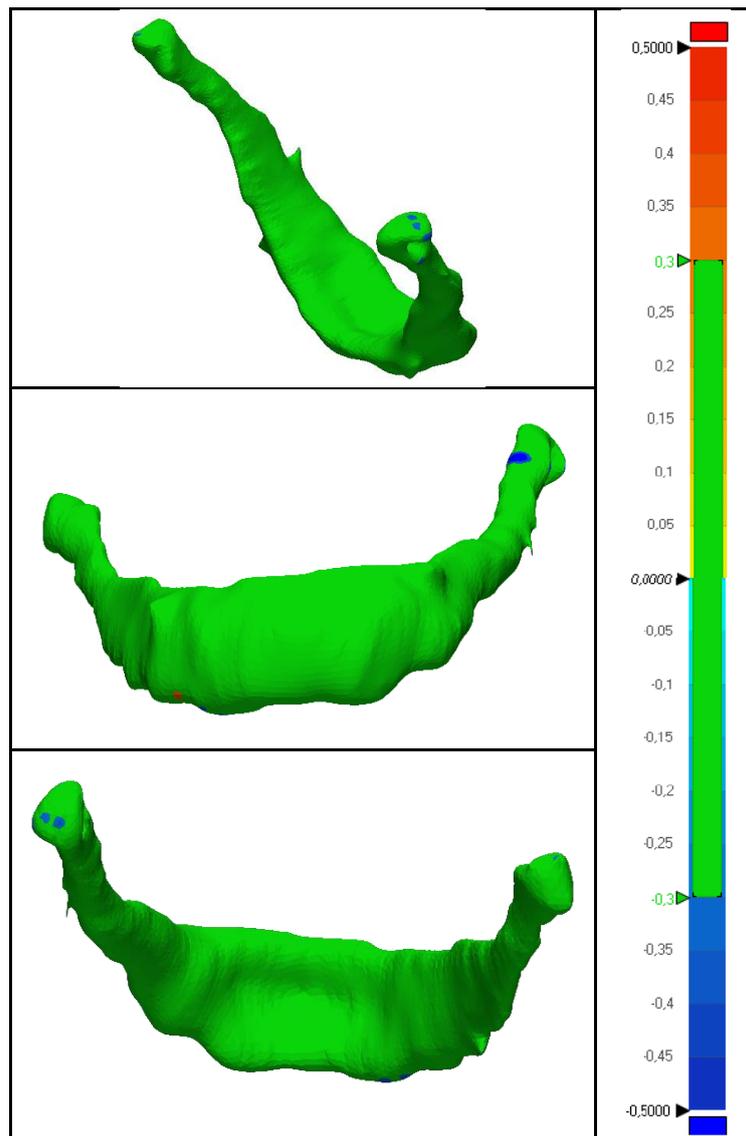
Para ayudar en el marco global del proyecto en el que se encuentra este trabajo, se realiza una comparación entre las impresiones realizadas y sus respectivos modelos digitales. Estos resultados servirán para determinar si es necesario realizar algún tipo de ajuste o rectificación de parámetros con la idea de realizar futuras impresiones del conjunto de los casos clínicos. Para establecer la tolerancia óptima a la que se debía realizar este análisis, se consultaron diferentes fuentes de información. En un artículo presente en *Xometry Europe* [14] se indica que, en el caso del Fused Deposition Modeling, se suele establecer un valor de tolerancia de 0.3 mm. Esto se debe a que el modelado por deposición fundida funciona bien para la obtención de piezas de grandes dimensiones, pero la calidad del resultado en la impresión de estructuras de tamaño reducido se pueden ver alteradas por el ancho del extrusor encargado de depositar el material. Por ello es esperable que las impresiones presenten cierta tendencia a diferenciarse por valores cercanos a los 0.3 mm.

Tabla 13. Resultados de la comparación del hueso hioides obtenido con ITK y el escaneo de su impresión.



(Ver Tabla 13) Se puede observar como aparentemente todo el volumen se encuentra dentro del valor máximo de 0.3 mm de diferenciación entre ambos modelos. Haciendo referencia a los informes presentes en el Anexo, un 99'75% se encuentra dentro de este umbral. El valor mínimo y máximo de diferenciación observados es de -0.4451 y 0.527 mm respectivamente. Estas discrepancias de aproximadamente medio milímetro son puntos aislados y no tienen un impacto real sobre el análisis, ya que en el total de los dos conjuntos de datos la tendencia observada es de una similitud total. Estos resultados demuestran que en el caso de esta primera impresión del hioides generado con ITK, la calidad del proceso de impresión fue la esperada. (Datos extraídos anexo página 53)

Tabla 14. Resultados de la comparación del hueso hioides obtenido con 3D Slicer y el escaneo de su impresión.



(Ver Tabla 14) En este caso, también se puede observar que los dos modelos comparados son coincidentes en una gran mayoría de su volumen. Las únicas discrepancias apreciables se encuentran en los extremos de las astas de esta estructura ósea. En la segmentación mediante 3D Slicer se lograron determinar las astas mayores con claridad, así como los orificios de inserción de músculos y nervios cercanos. Haciendo referencia a la información proporcionada en el Anexo, la comparativa da un 99% de similitud entre los dos conjuntos de datos, con una distancia mínima de -0.78 mm y una máxima de 0.59%, considerando que se utiliza de referencia el modelo digital del propio 3D Slicer. Estos resultados sirven para reafirmar los obtenidos en el otro análisis, ya que la calidad de la impresión permite obtener modelos físicos perfectamente representativos de los modelos originales. (Datos extraídos del anexo Página 53)

7. Discusión

A lo largo del desarrollo de este trabajo se han podido comprobar las limitaciones propias del proceso de segmentación manual. Es necesario trabajar en soluciones que puedan reducir el tiempo de segmentación. Con la utilización de algoritmos automáticos, no solo se acelera el proceso en sí, sino que también se elimina la necesidad de poseer conocimientos anatómicos y la competencia para interpretar imágenes bidimensionales, como las que se obtienen en las tomografías computarizadas. Sin lugar a duda, con la irrupción de la inteligencia artificial se crea una oportunidad de avance inédita hasta ahora.

A la hora de implementar este tipo de algoritmos, se ha de tener en cuenta la gran cantidad de datos requerida para entrenarlos adecuadamente. No solo se deberían proporcionar las imágenes bidimensionales, sino que se deberían aportar esas mismas imágenes correctamente etiquetadas mediante un proceso de segmentación manual. Además, la variabilidad de las estructuras anatómicas entre diferentes pacientes puede limitar o perjudicar la precisión de los resultados.

Otro punto mejorable en el futuro es el tiempo requerido para llevar a cabo la impresión de los modelos digitales. Estructuras como la glándula tiroideas, incluso ajustando los parámetros a los valores necesarios para un resultado aceptable, precisan más de 8 horas de impresión.

Pese a las dificultades descritas anteriormente, se ha de mencionar que la digitalización de estructuras anatómicas correspondientes a casos clínicos reales es una herramienta potencial para mejorar el diagnóstico y el tratamiento de diversas patologías. Con la realización de este trabajo se puede demostrar como mediante el uso de programas gratuitos como ITK-Snap y 3D Slicer, es posible obtener modelos precisos de un gran número de entidades anatómicas con un elevado nivel de detalle. Los resultados de este estudio han sido validados por el Dr. Gironès Vilà.

En lo que respecta a las contribuciones a los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) de las Naciones Unidas, este proyecto se alinea con los siguientes objetivos:

Objetivo 3 - Salud y Bienestar. Este trabajo contribuye directamente a mejorar la salud y el bienestar al tener la capacidad potencial de ayudar en la planificación quirúrgica.

Objetivo 4 - Educación de calidad. Se puede considerar que el uso de los modelos digitales obtenidos a partir de los casos clínicos puede contribuir en la docencia de ámbitos médicos.

Objetivo 9 - Industria, Innovación e Infraestructura. Al identificar que herramientas de segmentación son más efectivas, se puede ayudar potencialmente a mejorar la infraestructura tecnológica disponible para la atención médica.

Objetivo 10 – Reducción de las Desigualdades. Al hacer uso de software libre y gratuito para el proceso de segmentación, se está fomentando que instituciones con menos recursos puedan acceder a este tipo de herramientas.

Objetivo 17 – Alianzas para lograr los Objetivos. Al realizar un trabajo multidisciplinar, se promueve la colaboración entre la medicina y la ingeniería.

8. Conclusiones

En términos de logros, se ha conseguido cumplir con la mayoría de los objetivos propuestos inicialmente. Se ha logrado llevar a cabo un proceso de segmentación manual metódico, obteniendo los modelos digitales de las estructuras anatómicas correspondientes a los dos casos clínicos disponibles. Para ello, se ha realizado una revisión exhaustiva de la anatomía referente a la región del cuello y se han logrado interpretar un gran número de imágenes de dos TACs diferentes. Además, se ha podido cumplir con esta tarea específica dentro del límite de tiempo establecido. Los diferentes resultados obtenidos han superado exitosamente la validación del cirujano Dr. Gironès Vilà. No obstante, se han registrado algunas desviaciones de los objetivos iniciales propuestos en el proyecto. El principal problema ha sido la cantidad de tiempo requerido para realizar las impresiones de los conjuntos anatómicos debido a las numerosas estructuras obtenidas. En futuros estudios de este tipo sería conveniente tratar de reducir el número de estructuras identificadas, seleccionando las estrictamente necesarias en el contexto clínico del caso.

Gracias a los resultados de los análisis comparativos realizados, se puede afirmar que la generación de modelos anatómicos tridimensionales con los programas ITK y 3D Slicer fueron prácticamente idénticos. Este hecho implica que a la hora de evaluar la efectividad de ambos programas se han de considerar otros aspectos que permitan optar por el uso de uno u otro:

- La interfaz gráfica de 3D Slicer resulta más intuitiva y fácil de entender, proporciona una experiencia de usuario más fluida.
- 3D Slicer ofrece la posibilidad de añadir extensiones desde una nube de recursos, lo que permite descargar diversas herramientas de segmentación, tanto semiautomática como automática, mientras que ITK no tiene esta opción implementada.
- A pesar de que el software ITK-Snap dispone de un mayor control sobre los ajustes de brillo y contraste, el menú del editor de etiquetas puede resultar más incómodo y lento que el editor del 3D Slicer.
- Ambas herramientas disponen de funciones de etiquetado similares.
- Un factor crítico es la exportación de los proyectos. Es fundamental que el personal médico pueda disponer fácilmente de estos datos para poder visualizar y manipular las estructuras. En este aspecto, 3D Slicer presenta ventajas sobre ITK-Snap, simplificando el proceso de exportación y visualización.

Por tanto, si se ponderan la interfaz, el acceso a herramientas adicionales y la facilidad de exportación, 3D Slicer se alza como la opción más recomendable para la resolución de este tipo de tareas. Respecto a las futuras líneas de trabajo, existen varias oportunidades para mejorar y ampliar este proyecto. A corto plazo, parece pertinente abordar y solucionar los problemas técnicos relacionados con el tiempo requerido para la impresión. Adicionalmente, se podría investigar la posibilidad de automatizar el proceso de segmentación de imágenes para ciertas estructuras, lo que también supondría una reducción potencial del tiempo dedicado. Es importante destacar que segmentaciones, como las obtenidas en este estudio, son fundamentales para entrenar algoritmos automáticos de segmentación precisos. A largo plazo, sería interesante explorar la aplicación de estas tecnologías en otras regiones anatómicas y para diferentes patologías, así como incluir imágenes obtenidas a través de otras técnicas de imagen médica, como por ejemplo la resonancia magnética (RM).

Referencias

- [1] S. Pujol, M. Baldwin, J. Nassiri, R. Kikinis y K. Shaffer, «Using 3D Modeling Techniques to Enhance Teaching of Difficult Anatomical Concepts,» *PubMed*, 2016.
- [2] M. H. CR, *Thyroidectomy for nodules or small cancers.*, Philadelphia: Elsevier Saunders, 2010.
- [3] H. Gray, *Anatomy of the Human Body*, 1918.
- [4] O. Remesz, «Wikipedia,» 21 8 2007. [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Es%C3%B3fago#/media/Archivo:Tractus_intestinalis_esophagus.svg.
- [5] «Cleveland Clinic,» [En línea]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/>.
- [6] N. I. o. B. I. a. Bioengineering, «NIH,» 6 2022. [En línea]. Available: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>.
- [7] V. Listek, «3Dprint.com,» 27 12 2022. [En línea]. Available: <https://3dprint.com/296543/2023-3d-printing-predictions-3d-printing-in-healthcare/>.
- [8] K. Talkington, «FDA's Regulatory Framework for 3D Printing of Medical Devices at the Point of Care Needs More Clarity,» *Pewtrustus*, 27 7 2022.
- [9] J. P. E. Schouten, S. Noteboom, R. M. Martens, S. W. Mes, C. R. Leemans, P. de Graaf y M. D. Steenwijk, «BiomedCentral,» 15 1 2022. [En línea]. Available: <https://cancerimagingjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40644-022-00445-7>.
- [1] «ITKSnap,» 10 2 2023. [En línea]. Available: <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>.
- [1] «Slicer,» 22 11 2022. [En línea]. Available: <https://www.slicer.org/>.
- [1] M. F. Jiménez-López y M. T. Gómez Hernández, «SciElo,» 13 10 2020. [En línea]. Available: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2444-79862020000200009#:~:text=La%20descripci%C3%B3n%20de%20bocio%20endotor%C3%A1lico,del%20cayado%20a%C3%B3rtico%20y%20se.
- [1] «Geomagic Control X,» 3D Systems, [En línea]. Available: <https://es.3dsystems.com/software/geomagic-control-x>.
- [1] X. Europe, «Xometry,» 5 11 2021. [En línea]. Available: <https://xometry.eu/en/tolerances-4-in-3d-printing/>.
- [1] F. Michas, «Number of U.S. hospitals with a centralized 3D printing facility from 2010 to 5] 2019,» *Statista*, 2019.
- [1] «Artec3D,» 2023. [En línea]. Available: https://www.artec3d.com/3d-software/geomagic-control-x?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=12554714117&utm_term=geomagic%20control%20x|kwd-385711369402&utm_content=119631253579|&keyword=geomagic%20control%20x&gad=1&gclid=Cj0KCQjwmtGjBhDhARIsAE.
- [1] «3D Systems,» 2023. [En línea]. Available: <https://es.3dsystems.com/>.
- [1] P. Furlow y D. J. Mathisen, «Surgical Anatomy of the trachea,» 3 2018. [En línea]. Available: <https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-the-trachea-Anterior->

view_fig1_324160076.

[1 B. Navarro, «KenHub,» 21 4 2023. [En línea]. Available:

9] <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/anatomia-de-la-cabeza-y-el-cuello>.

Anexo A. Planificación

El objetivo de este Trabajo Final de Grado planteado desde el inicio ha sido la obtención de modelos anatómicos tridimensionales. A lo largo del proyecto se añadieron algunas tareas no previstas, como los análisis comparativos CAD realizados. Sin embargo, se pudo planificar la modificación y cumplir con los propósitos principales. A continuación, se describen las tareas realizadas, su temporalidad y los recursos utilizados.

- 1. Segmentación manual de los casos clínicos (01/02 -27/04):** Durante este periodo, se dedicó una cantidad considerable de tiempo al análisis exhaustivo de la anatomía del cuello y a la búsqueda de diferentes softwares de segmentación de imagen médica. Se emplearon los programas ITK-Snap y 3D Slicer para la segmentación manual, invirtiendo aproximadamente 125 horas. Se realizaron cuatro reuniones con el Dr. Jordi Gironès para aclarar dudas.
- 2. Comparación de resultados de segmentación (27/04-03/05):** Una vez obtenidos los modelos 3D de los escaneos, se dedicaron entre 8 a 10 horas para la comparación utilizando Geomagic Control X.
- 3. Impresión de los hioides del primer caso (01/05-15/05):** Se realizaron las impresiones de los modelos obtenidos con ITK y 3D Slicer. Un proceso que requirió de unas 12 horas.
- 4. Escaneo y comparación de las impresiones con sus representaciones digitales (05/05-22/05):** Se dedicaron aproximadamente 10 horas al escaneo de las impresiones y a la comparación con las representaciones digitales correspondientes.
- 5. Impresión de todas las estructuras (15/05-31/05):** No se pudieron imprimir el número de estructuras que se habían planteado inicialmente.

En términos de recursos, los programas ITK-Snap, 3D Slicer, Geomagic Control X, Geomagic Essentials, la impresora 3D y el dispositivo EinScan-Pro (hardware y software) se utilizaron como infraestructuras y equipos. El cirujano Jordi Gironès Vilà, el compañero Àngel Brisa i Álvarez, la directora del proyecto María Luisa García Romeu y mi tutora Inés Ferrer Real fueron recursos humanos clave en las distintas fases del proyecto. La planificación inicial sufrió una desviación, ya que no se han podido imprimir todas las estructuras por falta de tiempo.

Anexo C. Presupuesto

Este presupuesto tiene como objetivo determinar el coste económico del trabajo realizado. Se han añadido descripciones para aclarar cada uno de los conceptos, con su correspondiente cantidad y coste unitario. Finalmente, se muestra el subtotal y el presupuesto total una vez aplicada las tasas de impuestos.

Ítem	Descripción	Cantidad	Coste Unitario	Total
Material - PLA	Utilizado para la impresión del modelo anatómico	130 g	0,035 €/g	4,54
Material - PVA	Utilizado como soporte para el modelo anatómico	53 g	0,112 €/g	5,93
Uso de maquinaria	Uso de impresora 3D y el equipo de escaneo	45 h	30 €	1350
Reuniones telemáticas	Google Meet	3	50 €	150
Reuniones presenciales	Transporte	12	70 €	840
Comunicaciones	Telefonía/E-Mail	5	20 €	100
Horas de investigación	Tiempo invertido en la investigación	20 h	15 €/h	300
Segmentación Manual	Tiempo invertido en el proceso de segmentación	80 h	60 €/h	4800
Escaneado	Tiempo invertido en el escaneo de las piezas	8 h	10 €/h	80
Comparativa CAD	Tiempo invertido en los análisis comparativos	10 h	10 €/h	100
Elaboración documento	Horas invertidas en la redacción del trabajo	35 h	20 €/h	700

Subtotal	8.430,47 €
V.A.T 21%	1.770,40 €

Presupuesto total	10.200,87 €
--------------------------	--------------------

Anexo D. Comité de Ética

D.1. Resumen del proyecto

Este proyecto tiene como objetivo analizar imágenes de tomografías computarizadas (TAC) obtenidas de dos pacientes para desarrollar una metodología de comparación de modelos virtuales. La finalidad del estudio es preventiva, diagnóstica y terapéutica, permitiendo una mejor comprensión de las condiciones de los pacientes a partir de las imágenes de TAC.

D.2. Participantes en el estudio

El estudio incluye la participación indirecta de dos pacientes, de los cuales se obtuvieron las imágenes de TAC. Las imágenes se obtuvieron con el consentimiento informado de los pacientes, quien comprendieron la finalidad del estudio y sus posibles implicaciones.

D.3. Datos personales

Se manejarán imágenes de TAC obtenidas de dos pacientes. Estas imágenes han sido recibidas despersonalizadas previamente para garantizar la privacidad de los pacientes.

D.4. Riesgos y beneficios

No se prevén riesgos directos para los pacientes. Las imágenes de TAC se han obtenido con el consentimiento informado de los mismos. El beneficio potencial de este estudio es una mejora en la metodología de comparación de modelos virtuales, que podría conducir a una mejor interpretación de las imágenes de TAC en futuros casos.

Anexo E. Escaneo de las impresiones

Como se ha comentado previamente en la memoria, para abaratar el coste tanto a nivel de tiempo como de material, se decide imprimir la estructura anatómica más liviana: el hueso hioides. Al ser un tejido de alto valor de densidad, el proceso de segmentación había proporcionado un modelo uniforme, sin ausencia de material y con diferentes relieves.



Figura 28. Captura de pantalla del modelo escaneado después de alinear ambas partes.

Para obtener los modelos digitales a partir de las impresiones de cada uno de los hioides utilizamos un escáner *EinScan-Pro*. En primer lugar, ajustamos el ángulo y la altura del trípode donde se encuentra anclado el dispositivo de escaneo, buscando centrar el enfoque sobre la base rotatoria. En dicha base, colocamos el modelo impreso en el centro y ajustamos el brillo hasta lograr que la pieza se muestre en color rojo, gracias a una ventana situada en la esquina superior del programa. Una vez escaneada su parte superior, se debe llevar a cabo el mismo proceso, pero para captar la parte inferior, posteriormente se alinean ambas indicando tres puntos de unión. Por último, mediante el programa *Geomagic Essentials* se termina de rellenar algunas regiones de pocos milímetros que no se habían podido escanear adecuadamente.

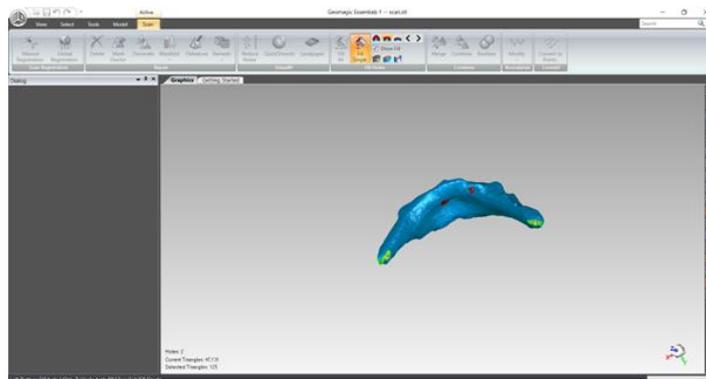
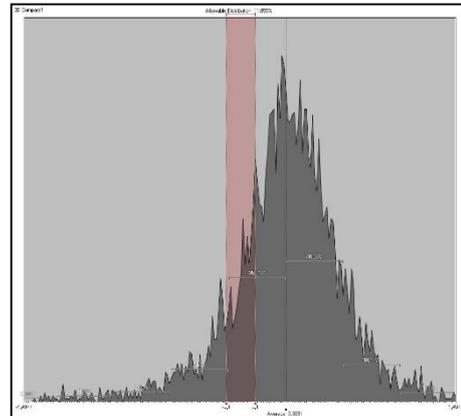


Figura 29. Con *Geomagic Essentials* se lleva a cabo un postprocesado del modelo para completar aquellas zonas que no han sido escaneadas por completo.

Anexo F. Datos de la comparativa CAD

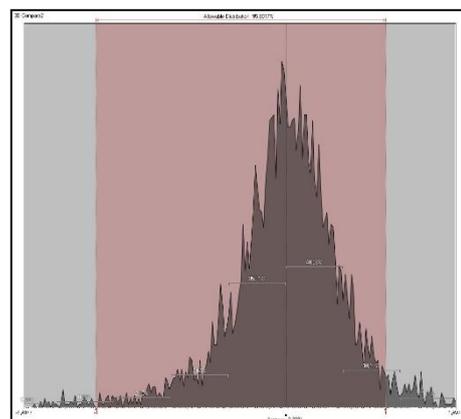
F.1. Comparativa: Hioides - Caso 1 – Tolerancia 0.1 mm

Min.	-1,9349
Max.	1,67
Avg.	0,3091
RMS	0,5025
Std. Dev.	0,3962
Var.	0,157
+Avg.	0,4292
-Avg.	-0,3275
In Tol.(%)	11,855
Out Tol.(%)	88,145
Over Tol.(%)	76,5119
Under Tol.(%)	11,6331



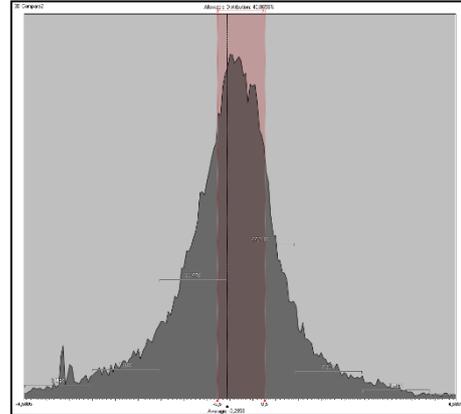
F.2. Comparativa: Hioides-Caso 1-Tolerancia 1 mm

Min.	-1,9349
Max.	1,67
Avg.	0,3091
RMS	0,5025
Std. Dev.	0,3962
Var.	0,157
+Avg.	0,4292
-Avg.	-0,3275
In Tol.(%)	95,8017
Out Tol.(%)	4,1983
Over Tol.(%)	3,1811
Under Tol.(%)	1,0172



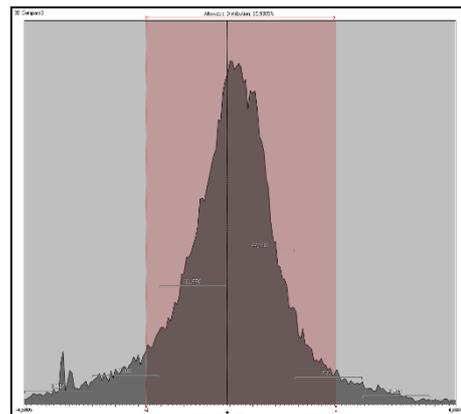
F.3.Comparativa: Tiroides-Caso 1-Tolerancia 0.5 mm

Min.	-6,1462
Max.	6,1331
Avg.	-0,2958
RMS	1,4585
Std. Dev.	1,4282
Var.	2,0398
+Avg.	0,8702
-Avg.	-1,105
In Tol.(%)	40,8658
Out Tol.(%)	59,1342
Over Tol.(%)	21,6726
Under Tol.(%)	37,4615



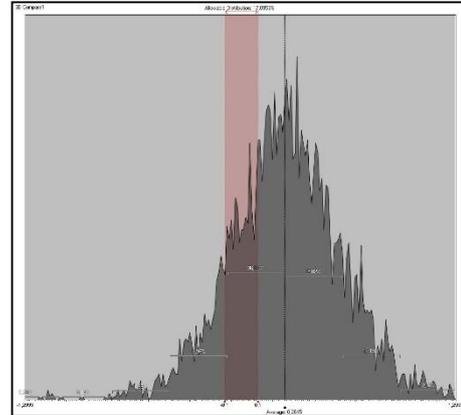
F.4. Comparativa: Tiroides-Caso 1-Tolerancia 2 mm

Min.	-6,1462
Max.	6,1331
Avg.	-0,2958
RMS	1,4585
Std. Dev.	1,4282
Var.	2,0398
+Avg.	0,8702
-Avg.	-1,105
In Tol.(%)	85,9305
Out Tol.(%)	14,0695
Over Tol.(%)	4,4313
Under Tol.(%)	9,6382



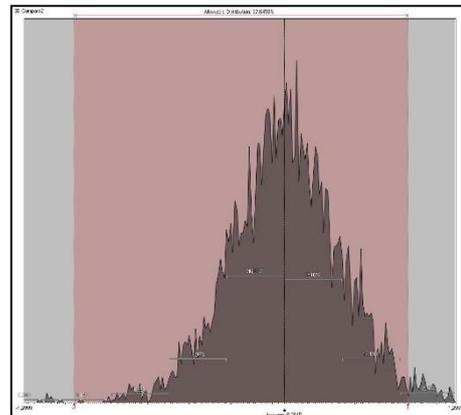
F.5. Comparativa: Hioides-Caso 2- Tolerancia 0.1 mm

Min.	-1,5198
Max.	1,6418
Avg.	0,2615
RMS	0,4337
Std. Dev.	0,3459
Var.	0,1197
+Avg.	0,3852
-Avg.	-0,2058
In Tol.(%)	17,0953
Out Tol.(%)	82,9047
Over Tol.(%)	69,8841
Under Tol.(%)	13,0206



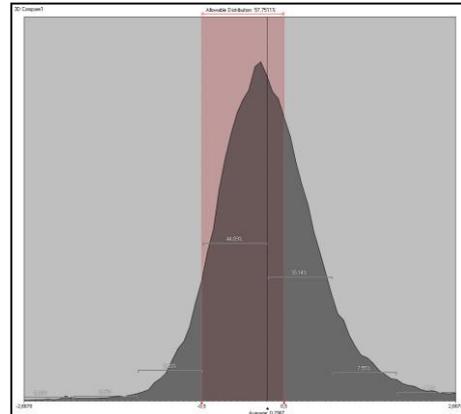
F.6. Comparativa: Hioides-Caso 2-Tolerancia 1 mm

Min.	-1,5198
Max.	1,6418
Avg.	0,2615
RMS	0,4337
Std. Dev.	0,3459
Var.	0,1197
+Avg.	0,3852
-Avg.	-0,2058
In Tol.(%)	97,6458
Out Tol.(%)	2,3542
Over Tol.(%)	2,1007
Under Tol.(%)	0,2535



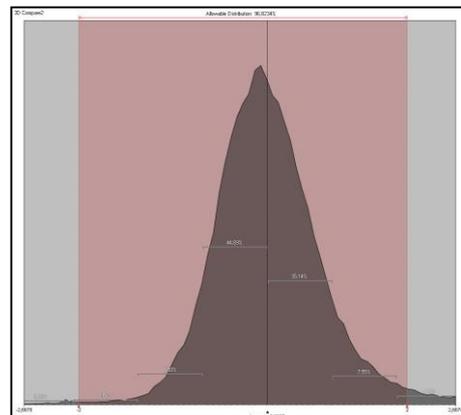
F.7.Comparativa: Tiroides-Caso 2-Tolerancia de 0.5 mm

Min.	-9,2815
Max.	9,0009
Avg.	0,2987
RMS	0,8443
Std. Dev.	0,7897
Var.	0,6236
+Avg.	0,6602
-Avg.	-0,414
In Tol.(%)	57,7511
Out Tol.(%)	42,2489
Over Tol.(%)	33,1103
Under Tol.(%)	9,1386



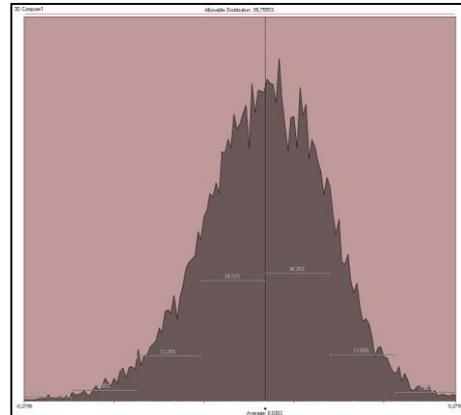
F.8. Comparativa: Tiroides-Caso 2-Tolerancia de 2 mm

Min.	-9,2815
Max.	9,0009
Avg.	0,2987
RMS	0,8443
Std. Dev.	0,7897
Var.	0,6236
+Avg.	0,6602
-Avg.	-0,414
In Tol.(%)	96,8234
Out Tol.(%)	3,1766
Over Tol.(%)	2,5916
Under Tol.(%)	0,585



F.9. Comparativa: Hioides Escaneado (ITK)-Caso 1- Tolerancia de 0.3 mm

Min.	-0,4451
Max.	0,527
Avg.	0,0303
RMS	0,0872
Std. Dev.	0,0818
Var.	0,0067
+Avg.	0,0759
-Avg.	-0,0563
In Tol.(%)	99,7555
Out Tol.(%)	0,2445
Over Tol.(%)	0,2108
Under Tol.(%)	0,0337



F.10. Comparativa: Hioides Escaneado (3D Slicer)-Caso 1- Tolerancia de 0.3 mm

Min.	-0,7862
Max.	0,5958
Avg.	0,0293
RMS	0,103
Std. Dev.	0,0987
Var.	0,0097
+Avg.	0,079
-Avg.	-0,0831
In Tol.(%)	99,0562
Out Tol.(%)	0,9438
Over Tol.(%)	0,2186
Under Tol.(%)	0,7252

