

Treball final de grau

Estudi: Grau en Tecnologies Industrials

Títol: Aplicació de la impressió 3D en estructures anatòmiques

Document: Memòria i Annexos

Alumne: Gina Mearelli

Tutor: Inès Ferrer Real

Departament: Enginyeria Mecànica i de la Construcció Industrial

Àrea: Enginyeria dels Processos de Fabricació

Convocatòria (mes/any): Setembre 2018

ÍNDIX

Índex.....	i
Índex de figures.....	iii
Índex de taules.....	v
Glossari.....	vii
1 Introducció.....	1
1.1 Antecedents.....	1
1.2 Objectiu.....	2
1.3 Abast i especificacions.....	2
2 Aplicació de la impressió 3D a la medicina.....	5
3 Tipus d'imatges mèdiques.....	11
3.1 Radiografies.....	11
3.2 Imatges per ultrasons.....	12
3.3 Resonància magnètica.....	13
3.4 Tomografia computeritzada.....	14
3.5 Medicina nuclear.....	15
4 Metodologia.....	17
4.1 Etapa 1: Passos previs.....	18
4.2 Etapa 2: Creació del model.....	19
4.3 Etapa 3: Obtenció del model STL.....	26
4.4 Etapa 4: Impressió 3D.....	28
5 Resultats.....	31
5.1 Etapa 1: Passos previs.....	31
5.2 Etapa 2: Creació del model.....	35
5.3 Etapa 3: Obtenció del model STL.....	47
5.4 Etapa 4: Impressió 3D.....	50
6 Guidelines 3D Slicer.....	55

Memòria i Annexos. Índex

7	Pressupost	77
8	Conclusions	79
	Bibliografia	83
	Annex A	85
	A.1. Anatomia	85
	A.2. Descripció de la patologia	90
	Annex B	91
	B.1. Materials	91
	B.2. Combinacions de materials	92

ÍNDIX DE FIGURES

Figura 1: Primera radiografia de la història	12
Figura 2: Comparació imatges CT, MRI T1 i MRI T2	14
Figura 3: Plans corporals: sagital, axial i coronal.....	15
Figura 4: Diagrama de procés pel desenvolupament d'un cas mèdic.	17
Figura 5: Diferents assignacions als paràmetres de visualització	22
Figura 6: Mètode de generació de models tridimensionals	25
Figura 7: Comparació resultat segmentació per a dos distàncies de capa	25
Figura 8: Visualització talls de la MRI per a cada un dels plans	32
Figura 9: Visualització talls del CT per a cada un dels plans	33
Figura 10: Visualització talls de l'SPECT per a cada un dels plans.....	34
Figura 11: Làmina anatòmica de les estructures anatòmiques d'interès	35
Figura 12: Característiques creació de ROI	35
Figura 13: Comparació entre imatges CT i MRI.....	37
Figura 14: Localització de la patologia mitjançant imatges SPECT/CT.....	38
Figura 15: Localització de la patologia mitjançant imatges MRI.....	38
Figura 16: Identificació, segmentació i creació de models estructures anatòmiques 1 i 2 ...	40
Figura 17: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 3	41
Figura 18: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 4	42
Figura 19: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 5	43
Figura 20: Segmentació i creació de model estructura anatòmica 5 versió 2	44
Figura 21: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 6	45
Figura 22: Identificació, segmentació i creació del model estructura anatòmica 7	46
Figura 23: Dimensions model adenoma mesurades amb 3D Slicer.....	46
Figura 24: Dimensions model adenoma mesurades amb Meshmixer.....	46
Figura 25: Conjunt de models	47
Figura 26: Anàlisi de la malla del model.....	48
Figura 27: Refinament de la superfície del model	48
Figura 28: Dimensions model adenoma refinat mesurades amb Meshmixer.....	49
Figura 29: Opcions d'estructures de suport.....	50
Figura 30: Primera prova impressió columna vertebral	51
Figura 31: Impressió de la opció A del model.....	51
Figura 32: Impressió de la opció B del model	52

Figura 33: Identificació de les estructures anatòmiques sobre el model imprès	53
Figura 34: Models A i B amb adenoma pintat.....	53
Figura 35: Zones de divisió de la pantalla 3D Slicer	55
Figura 36: Configuració visor 2D	57
Figura 37: Configuració visor 3D	58
Figura 38: Mòdul Welcome Slicer	60
Figura 39: Mòdul DICOM Browser	60
Figura 40: Mòdul Volume Rendering	61
Figura 41: Mòdul Crop Volume	62
Figura 42: Mòdul Volumes	63
Figura 43: Mòdul Editor	64
Figura 44: Mòdul Segment Editor	66
Figura 45: Mòdul Segmentations	69
Figura 46: Paràmetres per estadístiques de mapa d'etiquetes	69
Figura 47: Paràmetres per estadístiques de volums escalars	69
Figura 48: Paràmetres per estadístiques de superfície tancada.....	70
Figura 49: Mòdul Segment Statistics.....	70
Figura 50: Configuració visor taula	70
Figura 51: Configuració visor gràfics	71
Figura 52: Mòdul Models	72
Figura 53: Mòdul Merge Models.....	72
Figura 54: Mòdul Data.....	73
Figura 55: Guardar fitxers 3D Slicer	75
Figura 56: Seqüència de mòduls del 3D Slicer	75
Figura 57: Divisió anatòmica del coll respecte l'os hioides.....	85
Figura 58: Làmina anatòmica dels músculs i nervis del coll.....	86
Figura 59: Làmina anatòmica de vasos sanguinis, nervis i glàndules del coll	87
Figura 60: Divisió anatòmica del coll pels triangles posterior i anterior.....	87
Figura 61: Divisió anatòmica del coll per triangles	88
Figura 62: Divisió anatòmica del coll per espais	89
Figura 63: Matriu de combinacions de materials impressora 3D	92

ÍNDIX DE TAULES

Taula 1: Funció icones barra d'eines 3D Slicer.....	56
Taula 2: Funció icones configuració visor 2D.....	58
Taula 3: Funció icones configuració visor 3D.....	59
Taula 4: Funció icones mòdul Editor.....	65
Taula 5: Funció icones mòdul Segment Editor.....	68
Taula 6: Dreceres visors.....	74
Taula 7: Pressupost.....	77
Taula 8: Materials aptes per imprimir segons el capçal.....	92

GLOSSARI

CT (*Computed Tomography - Tomografia computeritzada*): Procediment d'exploració radiològica basada en els raigs X per la obtenció d'imatges de talls o seccions d'algun objecte.

DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine - Imatge digital i comunicació en medicina*): Estàndard reconegut mundialment per a l'intercanvi d'imatges mèdiques, pensat per a la seva gestió, visualització, emmagatzematge, impressió i transmissió. Inclou la definició d'un format de fitxer i d'un protocol de comunicació de xarxa.

DTI (*Diffusion Tensor Imaging - Imatges de tensor de difusió*): És un tipus de DWI (*Diffusion-weighted magnetic resonance imaging - Imatge de ressonància magnètica ponderada per difusió*) específic per a la matèria blanca del cervell, aquestes fan ús de seqüències específiques de MRI, així com de programari que genera imatges a partir de les dades resultants, que utilitza la difusió de molècules d'aigua per generar contrast en les imatges de MRI. Permet el mapatge del procés de difusió de molècules, principalment aigua, en teixits biològics, en viu i no invasiu. La difusió molecular en els teixits no és lliure, sinó que reflecteix interaccions amb molts obstacles, com a macromolècules, fibres i membranes. Per tant, els patrons de difusió de les molècules d'aigua poden revelar detalls microscòpics sobre l'arquitectura del teixit, ja sigui normal o en estat de malaltia.

MRI (*Magnetic Resonance Imaging - Imatge de ressonància magnètica*): Tècnica no invasiva que utilitza el fenomen de la ressonància magnètica nuclear per obtenir informació sobre l'estructura i composició del cos a analitzar. Aquesta informació és processada per ordinadors i transformada en imatges de l'interior del que s'ha analitzat.

PET (*Positron Emission Tomography - Tomografia d'emissió de positrons*): Tècnica no invasiva de diagnòstic i investigació per imatge, capaç de mesurar l'activitat metabòlica dels diferents teixits del cos humà, especialment del sistema nerviós central. Igual que la resta de tècniques diagnòstiques en medicina nuclear, es basa en detectar i analitzar la distribució que adopta a l'interior del cos un radio-fàrmac administrat al pacient.

ROI (*Region of Interest - Regió d'interès*): Són mostres dins d'un conjunt de dades identificades per a un propòsit particular. El concepte de ROI s'usa comunament en moltes àrees d'aplicació, com ara en imatges mèdiques on els límits d'un tumor es poden definir en una imatge o en un volum amb la finalitat de mesurar-ne la seva grandària.

SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography - Tomografia computeritzada d'emissió d'un únic fotó*): Tècnica d'imatgeria mèdica nuclear tomogràfica que permet realitzar imatges dels òrgans i del seu metabolisme per mitjà d'un conjunt de gamma-càmeres que giren al voltant del pacient. És un procediment de medicina nuclear fonamentat en la utilització de detectors de centelleig no convencionals que permeten la distribució tridimensional del radio-fàrmac en l'òrgan estudiat, i que ha demostrat la seva eficàcia en l'estudi de diverses afeccions cardíques i del sistema nerviós central.

STL (*Standard Triangle Language - Llenguatge de triangles estàndard*): és un format d'arxiu informàtic de disseny assistit per computadora (CAD) que defineix geometria d'objectes 3D, excloent informació com a color, textures o propietats físiques que sí inclouen altres formats CAD.

TAC (*Tomografia axial computeritzada*): Procediment d'exploració radiològica basada en els raigs X pel obtenció d'imatges de talls o seccions d'algun objecte d'únicament l'eix axial.

1 INTRODUCCIÓ

1.1 Antecedents

Actualment, en medicina, per fer diagnòstics i seguiments de malalties, fractures, patologies o altres problemes de salut, s'utilitzen amb molta freqüència imatges mèdiques com radiografies, TACs, ressonàncies magnètiques i ecografies, entre d'altres. El protocol i format estandarditzat per aquestes imatges és el conegut com DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), nom amb què es designa també les imatges.

Les imatges anatòmiques generalment aporten molta informació sobre l'estat de salut del pacient, motiu pel qual s'utilitzen per a l'estudi de casos clínics i preparació d'intervencions quirúrgiques, tot i que en alguns casos poden ser insuficients. Tenint en compte la sensibilitat de la matèria, un petit error pot arribar a conduir a situacions complexes o fins i tot tràgiques. És per això que el camp de la imatge mèdica està en constant desenvolupament, per millorar la qualitat de la imatge o, fins i tot, per arribar a obtenir imatges com ecografies de nonats en 3D.

L'evolució d'aquest camp ha dut a començar introduir les impressores 3D en el sector clínic, a més dels sectors de disseny industrial, arquitectura, automoció i aeroespacials, educació i molts altres en els que ja s'està utilitzant. Tot i que la primera impressora 3D s'inventés l'any 1984, no és fins a principis dels anys 2000 que es veu el seu potencial i augmenta considerablement la seva comercialització. Es tracta d'equips que utilitzen com a principi de funcionament la tecnologia additiva on es construeixen els objectes tridimensionals per mitjà de la superposició de capes de material; a més, en general són més ràpides, més barates i més fàcils d'utilitzar que altres tecnologies de fabricació per addició.

La irrupció de sistemes d'impressió 3D en medicina ha permès la translació d'imatges virtuals a models tangibles que permeten una millor comprensió de la situació. Avui en dia alguns hospitals d'Espanya (l'Hospital Universitario Gregorio Marañón de Madrid, l'Hospital Parc Taulí de Sabadell i l'Hospital Sant Joan de Déu, entre d'altres) utilitzen les impressores 3D com una eina clínica més en les àrees de traumatologia i oncologia, (Krauel et al., 2016). Concretament, en fan ús per a la planificació de cirurgies ja que permet reproduir a grandària i dimensió real les imatges mèdiques de tumors, fractures o defectes ossis d'un pacient. En traumatologia, coneixent la realitat de la situació es poden crear guies quirúrgiques que indiquen on s'ha d'inserir cargols o tallar. A més d'adaptar pròtesis i implants sobre rèpliques de l'os abans d'entrar a quiròfan per evitar fer-ho sobre el pacient durant l'operació. En conseqüència, això reportarà una disminució de fins a un 90% del temps d'intervenció que, al

cap i a la fi, impliquen una menor exposició del pacient i més facilitats per la recuperació. En termes econòmics aquests avantatges es tradueixen en una reducció de costos.

D'altra banda, els models tangibles ajuden a explicar el diagnòstic, les alternatives i el tipus d'intervenció als pacients i als alumnes, que tradicionalment aprenen sobre paper o amb cadàvers que sovint no tenen la mateixa patologia.

1.2 Objectiu

L'objectiu principal que es pretén assolir en el present estudi és la modelització geomètrica d'estructures anatòmiques a partir d'imatges mèdiques DICOM per la seva posterior fabricació per mitjà de tecnologies additives d'impressió 3D. Es busca que el conjunt d'estructures anatòmiques tridimensional tangible sigui útil per a la planificació o estudi d'una intervenció mèdica.

De cap manera es pretén que el resultat obtingut en aquest estudi sigui utilitzat per fins mèdics immediats, sinó que es tracta merament un cas d'estudi i recerca, que amb una exhausta investigació posterior i garantia de fiabilitat pugui permetre una possible implantació com un mètode més en el diagnòstic i estudi de casos clínics reals.

Durant el procés d'obtenció de l'objectiu principal també es pretén definir la metodologia que se seguirà per aconseguir-ho, per posteriorment permetre la reproducció del procediment per a un altre cas clínic d'estudi per part d'un tercer. Per tal que això sigui possible cal que les etapes estiguin descrites de forma clara i detalla a fi de no permetre la conducció d'errors o confusions.

D'altra banda, també es busca determinar els requeriments necessaris per desenvolupar l'objectiu principal, és a dir, el tipus d'imatges que es necessiten segons el cas a desenvolupar i les característiques que aquestes han de tenir per ser útils.

A més, en utilitzar un programa específic pel tractament d'imatges mèdiques es busca crear unes directrius concretes a seguir, paral·leles i complementàries a la metodologia per reproduir l'objectiu principal amb el software 3D Slicer.

1.3 Abast i especificacions

Per desenvolupar els objectius marcats es treballarà amb un cas clínic real d'un adenoma de paratiroides. Per aconseguir-ho, primerament és necessari adquirir un certs coneixements

sobre el tipus d'imatges mèdiques que són aptes per l'aplicació que se'n vol fer i les característiques d'aquestes i l'anatomia i la patologia del cas a desenvolupar. L'estudi ha de permetre la identificació de les estructures anatòmiques que es vegin representades en les imatges, les quals seran segmentades per finalment crear-ne un model tridimensional que representi el conjunt de totes les estructures anatòmiques. S'ha d'aconseguir que el model tridimensional sigui adequat i apte per ser imprès en 3D, per a finalment imprimir-lo.

El present estudi es divideix en vuit grans apartats, dels quals el primer és una introducció al lector de les múltiples aplicacions actuals i futures de la impressió 3D en el camp de la salut, seguit d'una descripció del que són les imatges mèdiques i els diferents tipus més corrents que hi ha. El següent apartat és la metodologia que s'utilitza, que juntament amb l'apartat de resultats estan estructurats en epígrafs que venen definits pels programes informàtics que s'utilitzen pel desenvolupament de l'objectiu principal. El primer és el 3D Slicer, un software dedicat al tractament d'imatges mèdiques, seguit del Meshmixer, per editar models tridimensionals per ser impresos en 3D, i finalment el Cura, el qual simplement es tracta del programa de suport de l'equip d'impressió. És precisament del programa principal -3D Slicer- del que en el següent apartat se'n fa unes directrius específiques tipus manual d'usuari. A continuació, cloent el document, es troben els apartats dedicats al pressupost, conclusions i bibliografia, i finalment els annexos.

2 APLICACIÓ DE LA IMPRESSIÓ 3D A LA MEDICINA

La primera vegada que es va fer ús de les tecnologies additives en l'àmbit sanitari per aplicar-les directament a la solució d'un cas va ser l'any 1999 amb un pacient amb una greu fissura al paladar, (Dawood, Marti, Sauret-Jackson, & Darwood, 2015). Des de llavors fins avui en dia les aplicacions que tenen les impressores 3D en aquest camp són múltiples. Algunes de les aplicacions en les que s'està treballant actualment són, (Ortiz Chimbo, Luna Aveiga, Medina Moreira, & Tumbaco Soledispa, 2016), (Ventola, 2014) :

- **Aplicacions odontològiques**

El camp odontològic és pioner en l'ús de tecnologies d'impressió 3D ja que pràcticament des de la seva aparició als anys 80 que s'utilitzen per realitzar tasques que no es podrien fer amb altres mètodes.

S'utilitza per crear de forma ràpida i precisa guies de tall i perforació, corones, ponts, implants, models dentals o molts altres productes i instruments per a l'ortodòncia. Per fabricar-ho s'adquireixen dades o bé d'escanejos dimensionals de models ceràmics o directament del pacient o bé d'imatges mèdiques tipus CT. Evitant les tecnologies tradicionals d'emmotllament s'aconsegueix reduir costos i temps d'entrega mantenint però una bona qualitat del producte, (Dawood et al., 2015).

- **Personalització de pròtesis i implants**

La impressió 3D s'ha utilitzat satisfactòriament en aquest sector sanitari per fabricar pròtesis d'extremitats i implants quirúrgics personalitzats tant estàndards com complexes, amb períodes de fins i tot 24h. També s'ha utilitzat per fabricar implants dentals, espinals i de maluc que han hagut d'estar prèviament validats per ser usats per ús clínic el qual és un procés que incrementa considerablement el temps d'aplicació. Com ja s'ha introduït abans, una de les aplicacions que tenen més tirada als hospitals és la fabricació de guies quirúrgiques personalitzades segons les necessitats del pacient, es tracten de peces de metall o plàstic que serveixen com a patró per saber on posar cargols o tallar. Avui en dia en realitzar cirurgies d'empelt d'os s'adapten els ossos amb patrons fabricats per proveïdors externs durant la mateixa operació, mentre que la intrusió de la impressió 3D en aquest camp pot permetre ser molt més precís i ràpid. Cosa que és especialment important per a casos altament sensibles a

la precisió dimensional com ara lesions cranials on cada vegada més s'està aplicant la impressió 3D.

A més de pròtesis aquesta tecnologia també serveix per casos com ara l'escoliosi, desviació de la columna vertebral en forma de S o de C. A partir d'un cert valor de curvatura és necessari dur cotilla ortopèdica, que solen ser aparatoses, incòmodes i antiestètiques; amb les tecnologies d'impressió 3D es poden aconseguir cotilles fetes a mida i transpirables, cosa que millora considerablement la comoditat i el dia a dia del pacient.

Com a altres aparells mèdics que s'imprimeixen en 3D hi hauria els audíofons que amb un simple escaneig 3D de la cavitat interna de l'oïda es poden crear aparells fets a mida per millorar la confortabilitat del pacient.

- **Bio-impressió de teixits i òrgans**

Els elevats costos, la dificultat de trobar donants i els alts riscos de rebuig de l'òrgan trasplantat han portat als investigadors a treballar sobre la potencial via de la impressió 3D d'òrgans per a ser trasplantats. Aquesta tecnologia consisteix obtenir els materials d'impressió (anomenat dECM: decellularized extracellular matrix per les seves sigles en anglès) de diversos teixits a través d'un procés de descèl·lularització de múltiples passos que combina tractaments físics, químics i enzimàtics. Els materials dECM solubles recollits es barregen amb cèl·lules mare i s'utilitzen com bio-tinta en un enfocament de bio-impressió per fabricar capa per capa anàlegs de teixit, (Zhang et al., 2017).

Es considera que aquesta tecnologia en aquest camp portaria una alta precisió en la col·locació de les cèl·lules i resolució final i un alt control i regulació de la velocitat, concentració de cèl·lules, volum de caiguda i el diàmetre de les cèl·lules impreses. Tot i que la bio-impressió d'òrgans i teixits estigui encara en etapes molt inicials molts estudis asseguren que serà una realitat. Tot i que ja s'hagi utilitzat en algunes casos clínics per part d'investigadors per crear un menisc del genoll, una vàlvula del cor, disc espinal i altres tipus de teixits cartilaginosa o ossis, a més d'una orel·la artificial. Actualment ja s'utilitza aquesta tecnologia per imprimir bastides (*scaffolds* en anglès) que es col·loquen dins els vasos sanguinis per mantenir-los amb llum, aquestes es poden fabricar en diversos materials segons la força, porositat i tipus de teixit que es vulgui. Així mateix s'ha utilitzat per a la generació i el trasplantament de diversos teixits, que inclouen pell multicapa, os, empelts vasculars, fèrules traqueals, teixit cardíac i estructures cartilaginosa, (Murphy & Atala, 2014).

- **El repte d'imprimir òrgans vascularitzats**

Actualment la recerca està totalment encaminada a obtenir òrgans que incorporessin sistemes vasculars, ja que fins ara s'han imprès òrgans en miniatura i relativament simples, és a dir sense sistemes vasculars, neuronals, limfàtics. A més, aquests eren prims o amb forats ja que quan el gruix del teixit a imprimir excedeix els 150-200 micròmetres sobrepasa la limitació de difusió d'oxigen entre els òrgans ja existents i el trasplantat.

Si finalment s'aconsegueix imprimir òrgans complexos com els més trasplantats avui en dia (ronyons, fetge i cor) requeriran incorporar xarxes vasculars funcionals per tal que el trasplantament sigui satisfactori i no es rebutgi l'òrgan per raons de mala funcionalitat.

- **Models anatòmics per preparació de cirurgies i altres tractaments mèdics**

La gran variabilitat i complexitat del cos humà fa que l'ús d'impressió 3D per a planificar cirurgies sigui ideal, ja que és preferible treballar sobre un model de l'anatomia del pacient tangible a fer-ho només sobre imatges CT o MRI que són bidimensionals o sobre cadàvers, com fa (Rengier et al., 2010). Aquests dins de ser difícilment disponibles i econòmicament no rendibles sovint no tenen la mateixa patologia de forma que proporcionen més informació de l'anatomia que una representació de la cirurgia del pacient. En camps com el neurològic, on un error pot conduir a conseqüències devastadores, tenir una representació real d'una de les estructures més complexes del cos humà pot ser de gran utilitat per als neurocirurgians.

Una altra aplicació que pot tenir la impressió 3D preoperatòria d'estructures anatòmiques és la creació de motlles per tumors, és a dir a partir de la segmentació de tumors obtenir un tipus de motlle on la cavitat correspongui al volum exacte del tumor. D'aquesta manera durant l'operació en extirpar el tumor i col·locar-lo dins la cavitat es veuria si s'ha extirpat la totalitat de la patologia en totes direccions.

A l'Hospital Universitari de Kobe al Japó s'ha utilitzat una rèplica obtinguda per impressió 3D d'un fetge de pacient per planificar un trasplantament d'aquest òrgan, estudiant la manera de causar la menor pèrdua de teixit possible pel donant però que servís pel receptor. També s'ha utilitzat per a casos de deformacions espinals complexes o per entrenament d'especialistes previs a la realització d'una colonoscòpia per a càncers colorectals (Ventola, 2014).

A més, una empresa espanyola especialitzada en impressió 3D (TIKOA) ha començat a treballar en el camp de la medicina per a crear models d'òrgans per planificar cirurgies;

utilitzen combinacions de materials amb diferents característiques com transparència, color, consistència i elasticitat per millorar la visualització i identificació de tumor i per simular de forma més real els teixits que formen l'òrgan. A més d'oferir serveis per aplicacions odontològiques, reconstruccions òssies, implantologia, instrumental personalitzat i investigació per la dosimetria.

A més de planificar cirurgies, també poden servir per a la planificació de teràpies de radiació ja que així es poden tenir en compte la distorsió de l'anatomia normal i la irregularitat de la superfície dels teixits derivats del càncer, (Mitsouras et al., 2015).

- **Dosificació i medicaments personalitzats**

Les tecnologies d'impressió 3D en el camp farmacèutic ja s'estan utilitzant bàsicament per a tres aplicacions diferents, (Ventola, 2014):

- a) **Dosis de fàrmacs personalitzades:** Els medicaments impresos en 3D poden beneficiar particularment a pacients que usen medicaments amb estrets índexs terapèutics o crear una sola dosi que contingui tots els fàrmacs necessaris pel pacient, sobretot per casos de múltiples problemes crònics, per així simplificar la medicació.
- b) **Formes de dosificació única:** Aquestes tecnologies ofereixen la capacitat de crear formes de dosificació il·limitades que poden desafiar la fabricació convencional de medicaments. Les impressores 3D ja s'han utilitzat per produir moltes formes de dosatge noves, tals com: microcàpsules, micropatrons impresos amb antibiòtics, bastides de vidre bioactiu, nano-suspensions i dispositius d'administració de fàrmacs multicapa.
- c) **Medicament amb perfils complexos d'alliberació de fàrmacs:** És un dels usos més investigats de la impressió 3D. Les impressores 3D poden imprimir carpetes sobre un jaç de pols de matriu en capes típicament de 200 micròmetres d'espessor, creant una barrera entre els ingredients actius per facilitar l'alliberament controlat del medicament.

- **Acadèmiques:**

A més els models tridimensionals poden servir per a la formació d'estudiants de l'àmbit sanitari ja que la comprensió millora considerablement amb models tangibles. El cost és

favorable si es compara amb el del material cadavèric, així com les variacions anatòmiques normals poden demostrar-se fàcilment. Tot i que hi ha molts dubtes sobre que els models físics siguin l'eina òptima per aprendre anatomia, ja que no poden arribar a substituir la realitat que aporten els cadàvers.

L'ús de les impressores 3D en medicina a part d'aquestes branques citades on se n'està estudiant el seu ús i començant a aplicar, s'espera que en un futur les aplicacions s'hagin ampliat a les següents (Ventola, 2014) o que ja s'hagin obtingut de forma eficaç alguns dels propòsits que encara estan en etapes de recerca molt prematures.

- En l'àmbit farmacèutic es podria arribar a subministrament de medicaments a demanda segons les característiques i necessitats del pacient. Això suposaria que siguin més efectius a nivell de costos.
- S'estima que en menys de 20 anys s'hagi arribat a impressió d'òrgans complexes, com el cor plenament funcionals.
- S'espera poder obtenir satisfactòriament teixits heterogenis complexos com serien els del fetge o ronyons, per tal d'imprimir-ne òrgans i que el seu trasplantament sigui una realitat.
- Impressió de rèpliques d'òrgans a partir de cèl·lules pròpies del pacients per assajar quines medicacions serien més efectives.
- Treure mostres de cèl·lules de nounats per conservar-les per si en un futur es necessita reemplaçar teixits o òrgans.
- Impressió *in situ* en una cirurgia, que de fet ja s'ha fet amb pell per reparar òrgans externs. Aquest fet pot aproximar-nos a reparar òrgans interns que estiguin parcialment malmesos, malalts o en mal funcionament.

Tot i que ja s'han anat introduït alguns del beneficis que aportarien les tecnologies additives d'impressió 3D en el camp de la medicina segons les seves aplicacions, els avantatges que aportarien en podrien resumir en els següents:

- Adaptació i personalització de pròtesis, implants o material ortopèdic per una millor adaptabilitat al pacient.
- En crear eines quirúrgiques s'aconsegueix reduir temps de cirurgia i de rehabilitació del pacient, a més s'augmenta l'èxit de la intervenció o la implantació de l'implant.

- Increment de la rendibilitat de costos, ja que es pot produir més barat que amb les tecnologies convencionals (forja, emmotllament....) sobretot per a produccions a petita escala. S'ha demostrat per a implants i pròtesis estàndards de petites dimensions que s'utilitzen per usos espinals, dental o desordres cranio-facials.
- Millora de la productivitat ja que es disminueixen els temps de producció considerablement en comparació a tecnologies de fabricació convencionals, fins i tot poden arribar a ser d'algunes hores. A més la qualitat de l'acabat és millor ja que ofereix més resolució, precisió, fiabilitat i repetibilitat.
- Democratització i col·laboració de les necessitats mèdiques com pròtesis ja que es poden penjar fitxers en format `.stl` que siguin accessibles per a tothom i així se'n pugui fer rèpliques del model o aparell.

3 TIPUS D'IMATGES MÈDIQUES

Les imatges mèdiques són aquelles que tenen com a propòsit la captació de imatges de parts del cos amb finalitats mèdiques. Tradicionalment, s'han utilitzat per obtenir més informació pel diagnòstic de malalties i patologies de zones internes del cos que no són visibles a simple vista. Uns anys enrere aquestes imatges s'obtenien de forma anàloga mentre que actualment, el fet de digitalitzar-les possibilita la consulta d'experts que no necessàriament es trobin al mateix lloc que el pacient.

Actualment les imatges mèdiques estan digitalitzades i obtingudes segons l'estàndard DICOM, del qual reben el nom. Es tracta d'un estàndard reconegut mundialment per a l'intercanvi de proves mèdiques, pensat per al seu maneig, visualització, emmagatzematge, impressió i transmissió. La capçalera d'aquest format, permet emmagatzemar informació sobre el pacient, les condicions en les quals es va prendre la imatge i el format intern d'aquesta, la qual cosa permet que no es desvinculi la imatge de la informació.

Els diferents tipus d'imatges mèdiques que existeixen es poden classificar segons diferents característiques. Una classificació seria segons si es tracta d'imatges funcionals, és a dir, que mostren el funcionament del cos, ja sigui la digestió d'algun aliment o la metabolització d'alguna proteïna en concret, com serien el PET o la MRI o bé en imatges anatòmiques que mostren les estructures anatòmiques en detall (TAC). El criteri que s'utilitzarà per classificar-les serà segons les tecnologies emprades per a la captació de les imatges; dins les més comunes en distingiríem 5 tipus que es descriuen a continuació (Olías Sánchez, 2014), (Restrepo, 1999).

A més dels diferents tipus d'imatges mèdiques més complexes es poden utilitzar fotografies convencionals preses amb càmeres que ofereixin una qualitat suficient per al diagnòstic. Entre d'altres, es poden utilitzar en l'àmbit dermatològic. En algunes ocasions es pot requerir un dermatoscòpi per observar lesions pigmentades a la pell.

3.1 Radiografies

A l'any 1895, mentre s'investigaven les propietats dels rajos catòdics, Wilhelm Röntgen va descobrir els rajos X, que juntament amb els γ (gamma) són els que s'utilitzen per fer radiografies (els darrers amb menys freqüència). Precisament aquest investigador un any més tard del descobriment va fer la primera radiografia de la història on apareix la mà de la seva esposa.



Figura 1: Primera radiografia de la història

Els rajos X es generen quan els electrons ràpids (d'alta energia) interactuen amb la matèria. Quan un electró de suficient energia interactua amb un electró orbital d'un àtom, es poden generar rajos X característics, anomenats així perquè la seva energia ve determinada per la composició característica de l'àtom pertorbat. Quan electrons amb suficient energia interactuen amb el nucli dels àtoms, es genera radiació Bremsstrahlung (radiació de frenat). Per crear les condicions necessàries per a la generació de rajos X ha d'haver-hi una font d'electrons, un blanc perquè els electrons xoquin i un mitjà per accelerar els electrons en l'adreça desitjada.

El principi de funcionament consisteix en projectar una certa quantitat de rajos X cap a l'objecte que interessa estudiar. El feix de rajos X és absorbit per l'objecte, depenent de la seva densitat i composició estructural. Els rajos X que passen a través de l'objecte són capturats darrere de l'objecte per un detector (ja sigui una pel·lícula fotogràfica o un detector digital). La generació d'imatges bidimensionals planes mitjançant aquesta tècnica es denomina radiografia de projecció.

3.2 Imatges per ultrasons

Comunament conegudes com ecografies, es tracta d'un procediment de diagnòstic que emprava l'ultrasò per crear imatges bidimensionals i més recentment també tridimensionals. Actualment també se'n poden trobar de quatre dimensions (altura, ample, profund i temps).

S'obtenen a partir d'un transductor que s'encarrega d'emetre ultrasons cap a l'àrea corporal d'estudi, també és l'encarregat de rebre el ressò o les reflexions de les ones ultrasòniques. És mitjançant un ordinador que es converteix el ressò en imatge. Es tracta d'un procediment senzill i no invasiu, és a dir, no s'empra radiació per obtenir les imatges, per

aquesta raó és la prova per excel·lència realitzada a embarassades, ja que les cèl·lules en divisió dels fetus són molt susceptibles a tot tipus de radiacions. L'equipament necessari és relativament barat en comparació d'altres modalitats d'imatges mèdiques, cosa que fa possible que petites consultes disposin d'aquests equips.

Encara que estan molt avançades no ofereixen la resolució espacial que són capaces de proporcionar altres proves com els TAC o les RM. A més les ecografies tenen l'inconvenient que els ossos creen ombres en els elements posteriors a aquests, de forma que dona millors resultats per a zones amb teixits tous.

3.3 Ressonància magnètica

La primera imatge de ressonància magnètica es va publicar l'any 1973 i la primera imatge d'una secció transversal d'un ratolí viu es va publicar el gener del 1974, mentre que els primers estudis realitzats en humans van ser publicats en 1977. La imatge per ressonància magnètica es va desenvolupar gràcies als coneixements adquirits en l'estudi de ressonància magnètica nuclear. S'obtenen imatges generalment anatòmiques de talls transversals en diferents plans, també se'n poden obtenir de funcionals, de difusió, vasculars, etc.

És una tècnica d'imatge mèdica comunament utilitzada en radiologia per visualitzar l'estructura interna i el funcionament del cos. El principal avantatge de la MRI és que no utilitza radiació ionitzant, però utilitza un potent camp magnètic per alinear la magnetització nuclear dels àtoms d'hidrogen (normalment), en l'aigua del cos. Els camps de radiofreqüència s'utilitzen per alterar sistemàticament l'alineació d'aquesta magnetització, causant que els nuclis d'hidrogen produeixin un camp magnètic de rotació detectable per l'escàner. Aquest senyal pot ser manipulat per altres camps magnètics per a crear la informació suficient per a construir una imatge del cos.

Un altre avantatge a part de la seguretat del pacient, és que té millor resolució espacial que les imatges TAC pel que fa a teixits tou, de manera que és especialment útil en neurologia (alta diferenciació en el cervell entre massa grisa i massa blanca), aparell múscul-esquelètic, sistema cardiovascular, i detecció i seguiment de càncers (oncologia).

Hi ha molta varietat de tipus de MRI, però les més comunes són les anomenades T1 i T2 les quals es diferencien per la relaxació. Durant la relaxació cada teixit torna al seu estat d'equilibri després de l'excitació mitjançant els processos de relaxació independents de T1 (spin-xarxa, és a dir, magnetització en la mateixa direcció que el camp magnètic estàtic) i T2 (spin-spin,

transversal al camp magnètic estàtic). Aquesta diferència fa que les característiques de les imatges resultants siguin diferents i es vegin diferents els mateixos teixits. A la Figura 2 es pot veure una comparació d'alguns teixits per a tres tipus d'imatges, la primer obtinguda per CT i les altres dues per MRI però essent T1 i T2 respectivament.

ESTRUCTURA	TC	IMÁGENES T1	IMÁGENES T2
Hueso	Hiperdenso	Hipointenso	Hipointenso
Grasa	Hipodensa	Hiperintensa	Hiperintensa
LCR	Hipodensa	Hipointenso	Hiperintensa
S. blanca	hipodensa	Levemente Hiperintensa	Hipointenso
S. gris	Hiperdenso	Isointensa	Isointensa

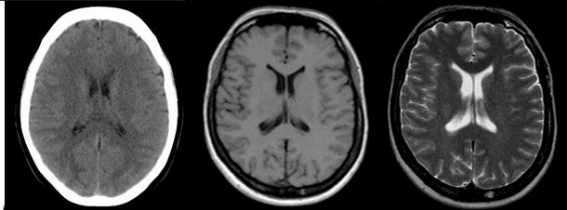


Figura 2: Comparació imatges CT, MRI T1 i MRI T2

La MRI és molt més lenta que altres modalitats d'imatges mèdiques, afavorint així l'aparició d'artefactes per moviments del pacient. A més, els pacients amb qualsevol implant metàl·lic, com pot ser un marcapassos, no poden sotmetre's a aquest tipus de proves.

3.4 Tomografia computeritzada

Una tomografia és una tècnica exploratòria radiogràfica que permet obtenir imatges radiològiques d'una secció o d'un pla d'algun òrgan. Permeten crear una imatge transversal del cos humà en comptes d'una imatge de la projecció com és el cas de les radiografies. Aquestes imatge contenen informació més detallada que els rajos X convencionals.

Procediment computeritzat d'obtenció d'imatges per rajos X de seccions o talls transversals del cos del pacient. Cada una d'aquestes imatges transversals s'anomenen imatges tomogràfiques. Els dispositius d'imatges CT consten de tres elements principals: el tub de rajos X, el computador encarregat de realitzar la reconstrucció, i els detectors encarregats de transformar la radiació rebuda en senyals digitals que el computador pugui processar. El tub emissor de rajos X gira al voltant del pacient, al costat oposat es troben els detectors que formen un perfil de la radiació que aconsegueix travessar el cos. La radiació que arriba als detectors depèn de les densitats dels òrgans travessats, a major densitat major atenuació.

El principi de funcionament dels escàners CT permeten adquirir imatges de qualsevol pla, el que permet obtenir-ne molta més informació en comparació amb les altres imatges obtingudes per tècniques radiològiques. Tot i que es prenen imatges a qualsevol pla oblic, en l'àmbit mèdic i per visualitzar les imatges s'utilitzen els plans: sagital, axial i coronal. Representats en la Figura 3 es veu com el pla anomenat sagital és el que en la part central divideix el cos en dues parts simètriques, mentre que l'axial ho fa d'una forma transversal recurrent dels peus fins al cap i el coronal divideix la part frontal de la posterior.

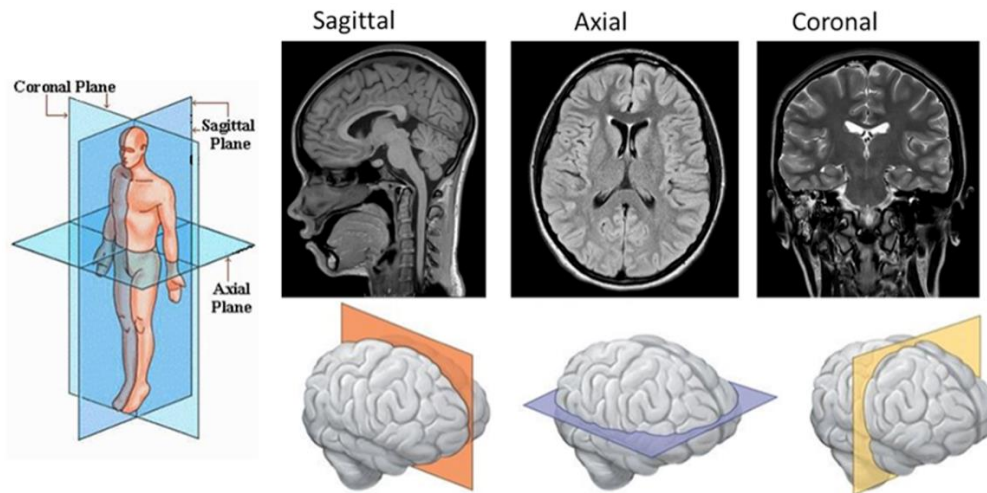


Figura 3: Plans corporals: sagital, axial i coronal

Precisament dels plans és d'on surt el concepte de TAC, que simplement representa una tomografia computeritzada però realitzada únicament en el pla axial, tal com indica el seu nom: Tomografia Axial Computeritzada. Sovint al CT se'l coneix comunament amb el nom de TAC.

3.5 Medicina nuclear

La medicina nuclear és una subespecialitat del camp de les imatges mèdiques que usa rastrejadors radioactius (anomenats radio fàrmacs o radio sondes) per avaluar funcions corporals i per diagnosticar o tractar malalties o anomalies.

En aquest camp de la medicina s'obtenen imatges mèdiques mitjançant la introducció dins de l'organisme del pacient de ràdio fàrmacs per mitjà de via intravenosa, ingerits o inhalats. Aquests interactuen amb els teixits provocant que emetin radiació i així poder-los observar per mitjà de càmeres especials que segueixen el camí/rastre dels rastrejadors radioactius. Un cop els ràdio fàrmacs estan dins del pacient es distribueixen per els diferents òrgans i teixits segons

el tipus de ràdio fàrmac escollit. La distribució d'aquest pel cos és detectat per uns aparells detectors de radiació anomenats gamma càmera. En cada cas particular s'escollirà el ràdio fàrmac que aporti més informació sobre la dolència del pacient. Segons el tipus de rastrejador es farà un SPECT o un PET que són la modalitat d'escàners més comuns en medicina nuclear.

Aquest tipus d'imatges mèdiques, a diferència de la majoria d'imatges obtingudes en radiologia, són imatges funcionals i moleculars, és a dir, mostren com estan funcionant els òrgans i teixits explorats i revelen alteracions d'aquests a nivell molecular.

Habitualment aquestes imatges es superposen a tomografies computeritzades (CT) o bé a ressonàncies magnètiques nuclears (RMN) per produir diverses vistes; a aquesta pràctica se l'anomena fusió d'imatges o co-registres. Aquesta vista correlacionada de dos exàmens diferents permet obtenir informació més precisa i diagnòstics més exactes.

- **SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)**

Els equips de captació d'imatge SPECT disposen d'una gamma-càmera que detecta les emissions de rajos gamma provinents dels rastrejadors que has estat injectats al pacient. Els rajos gamma són un tipus de llum que es mouen a diferent longitud d'ona que la llum visible. L'examen es fa amb el pacient immòbil a una llitera mentre un detector subjectat a un pòrtic rota al voltant del pacient per tal de traure'n imatges des de tots els angles.

- **PET (Positron Emission Tomography)**

Per aquest examen també s'usen ràdio fàrmacs per tal de crear imatges 3D. La diferència més significant amb l'altre examen és l'indicador que s'usa. Mentre que en el primer escàner es mesuren el rajos gamma en el PET es mesuren els fotons i s'utilitza aquesta informació per tal de crear la imatge tomogràfica. El procediment consisteix en aplicar un radio-fàrmac al pacient per tal que quan aquest es deteriori produeixi positrons. Aquestes partícules reaccionaran amb els electrons del cos i s'aniquilaran mútuament, per aquesta reacció es produeix una certa quantitat d'energia en forma de dos fotons que surten disparats en direccions oposades. Són precisament aquests els que capta l'escàner PET.

4 METODOLOGIA

En aquest apartat es defineix el procediment que s'ha seguit per tal d'obtenir les estructures anatòmiques d'interès impreses en 3D per a l'anàlisi d'un cas d'estudi mèdic real. Aquest procediment està dividit en 4 etapes que es poden veure en la Figura 4:

- Etapa 1: Passos previs
- Etapa 2: Creació del model
- Etapa 3: Obtenció del model STL
- Etapa 4: Impressió 3D

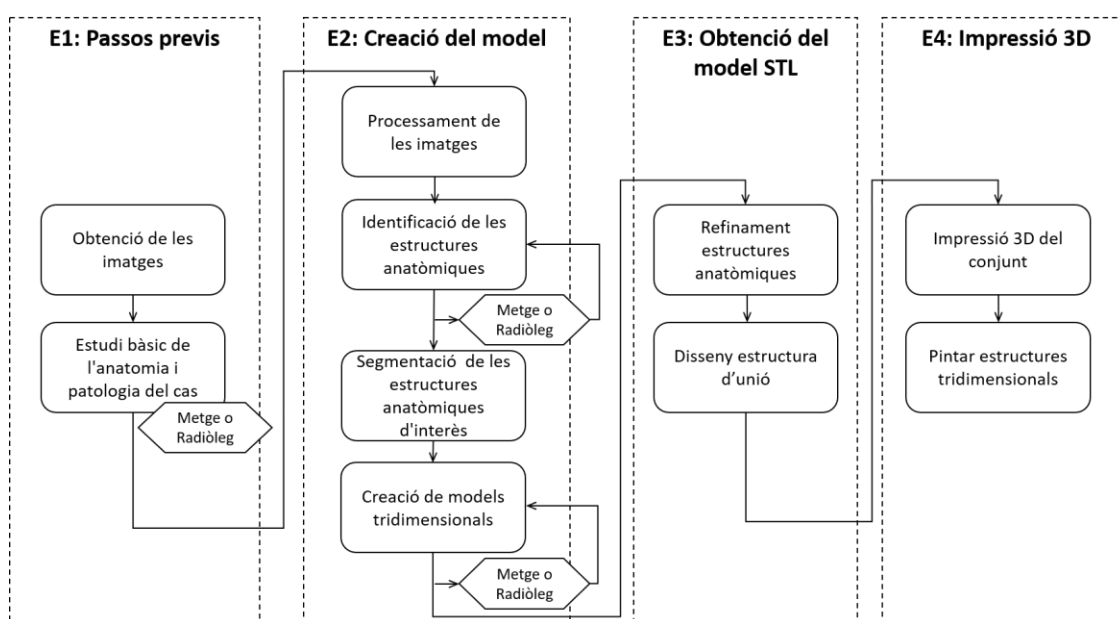


Figura 4: Diagrama de procés pel desenvolupament d'un cas mèdic.

S'inicia el procés amb una etapa necessària que permet obtenir per mitjà dels escàners MRI o CT un seguit d'imatges en format DICOM. Aquestes imatges són el que donen peu a la següent etapa, la qual és la més complexa i requereix més precisió ja que un error en aquesta etapa és absolutament determinant, podent arribar a invalidar la resta del procés. El pas entre l'etapa 1 i 2 ve determinat per l'obtenció del model anatòmic tridimensional el qual es prepara per obtenir-ne un model que pugui ser imprès en 3D, etapa 3.

S'ha d'entendre el diagrama com el procediment general a seguir per el desenvolupament d'un cas. Ara bé, per molt que no estigui especificat, en el pas d'una etapa a la següent és necessari un pas intermedi de validació, per tal que en cas que sigui necessari existeixi *feedback* cap als passos anteriors afectats i aquests siguin rectificats segons calgui.

Cal remarcar que el procés es desenvolupa en tot moment juntament amb un especialista com podria ser un metge especialitzat o un radiòleg coneixedor del cas per tal de validar que els passos d'identificació de les estructures anatòmiques i creació dels models siguin correctes. Això a més d'una formació anatòmica mínima en l'etapa inicial en cas que fos necessària.

S'opta per softwares lliures que ofereixen eines adequades per les quals es poden obtenir bons resultats a cost nul (Bücking et al., 2017), (Chao et al., 2017). El programari que s'utilitza és el 3D Slicer versió 4.8.1 en el qual s'introdueixen les imatges en format DICOM per arribar a obtenir-ne un model tridimensional que englobi tots els elements desitjats. Aquest conjunt és que s'introdueix al programa Meshmixer versió 3.5 per treure'n un fitxer en format STL. El darrer software que s'utilitza és el Ultimaker Cura versió 3.4.1 que únicament té com a funció preparar el model per a llençar-lo a la impressora 3D.

4.1 Etapa 1: Passos previs

Aquesta etapa és fonamental perquè és el punt de partida pel desenvolupament del cas. Inclou la obtenció de les imatges DICOM i els coneixements anatòmics mínims. Els passos que es duen a terme en aquest bloc són:

E1.1 Obtenció imatges DICOM

Es necessiten imatges mèdiques en format DICOM, que avui en dia ho serien totes, però per obtenir un volum és necessari que aquestes siguin CT o MRI. Aquestes són les úniques de les descrites a l'apartat Tipus d'imatges mèdiques que contenen informació de successius talls en els tres plans i a més tenen prou qualitat per ser utilitzades per la fi que se'ls vol donar.

En el supòsit que es vulgui segmentar estructures anatòmiques de densitat molt alta (òssia o cartilaginosa) o molt baixa (pulmons) s'optarà per una CT, mentre que la MRI ofereix més bon contrast per teixits tous (Bücking et al., 2017).

E1.2 Estudi anatòmic

Per poder segmentar i arribar a obtenir una representació real en 3D del que són estructures anatòmiques a partir de imatges de diferents seccions successives s'ha de tenir uns coneixements mínims de la patologia del cas i l'anatomia de la zona afectada.

Almenys per a tenir la capacitat d'identificar correctament les macroestructures que es desitgi imprimir i delimitar les seves fronteres a les imatges DICOM.

Per assegurar el correcte assoliment d'aquest pas és recomanable fer-lo acompanyat o amb l'assessorament d'un especialista, com podria ser un metge o radiòleg, ja que es tracta de coneixements molt complexos i alhora sensibles al correcte desenvolupament de tot el procés. Igualment, com ja s'especifica en el diagrama de procés, és convenient realitzar *feedback* amb un especialista en almenys els apartats indicats.

De l'estudi anatòmic se'n pretén conèixer quines són les estructures que es troben al costat de la patologia o que podrien estar afectades per aquesta, així doncs determinar les estructures anatòmiques que són d'interès per al desenvolupament del present projecte i assoliment dels objectius.

En aquest projecte s'estudia el cas d'un adenoma de paratiroides, és a dir, un tumor que generalment és benigne situat a les glàndules paratiroides que formen part del sistema endocrí. La funció principal d'aquestes glàndules és la regulació del metabolisme fosfocàlcic, mitjançant la secreció de parathormona (que té com a sigles PTH) que assegura un correcte funcionament del sistema nerviós i muscular i un correcte metabolisme del calci i el fòsfor.

Es tracta d'un conjunt format normalment per 4 glàndules situades a la part infrahioidal davantera del coll, concretament envoltant la glàndula tiroides. S'estudiarà l'anatomia i les estructures constituents de la part inferior del coll degut que és on es troba la glàndula endocrina afectada.

4.2 Etapa 2: Creació del model

L'objectiu principal d'aquesta etapa és a partir d'imatges DICOM obtingudes en l'etapa prèvia arribar a obtenir models tridimensionals d'estructures anatòmiques determinades per tal d'adaptar-los per poder ser impresos en 3D.

Es divideix l'etapa en 4 blocs seqüencials ja que són les tasques que generalment es realitzen de forma consecutiva tot i que algunes d'elles es desenvolupin en algun moment de forma paral·lela o bé es facin *feedbacks* per tal de millorar-ne els resultats.

En aquesta etapa es treballa únicament el amb el programa de codi obert 3D Slicer. Aquest és un software extensible destinat a la computació i visualització d'imatges mèdiques. El

primer prototip inicial del programa va ser presentat per David Gering a l'any 1999 a la seva tesi de màster al MIT (Massachusetts Institute of Technology). Va sorgir com a culminació de varis projectes que s'enfocaven en la visualització de la imatge, la navegació quirúrgica i la interfase gràfica d'usuari, (Fedorov et al., 2012).

El programa i el seu contingut estan destinats a l'educació, a la recerca i només amb finalitats formatives, de forma que no pot ser usat en ús clínic ja que de moment no ha estat aprovat per ser utilitzat amb aquestes finalitats.

Amb els protocols clínics degudament creats i gestionats, Slicer s'ha utilitzat en la recerca clínica. És una eina fonamental en la recerca en teràpia guiada per imatge, ja que s'utilitza amb freqüència per construir i visualitzar col·leccions de dades MRI (Imatge per Ressonància Magnètica) que estan disponibles abans i durant la cirurgia per permetre l'adquisició de les coordenades espacials per al seguiment de l'instrument (Rioja Calvo, 2015).

Les seves aplicacions més importants són les següents:

- Recerca per a biòpsies i craniotomies.
- Recerca de la visualització de diagnòstic i planificació quirúrgica.
- Facilitar la recerca sobre el cervell i estudis volumètrics en el laboratori.
- Visualitzar les dades d'imatges mèdiques.
- Registrar diverses imatges per a la comparació.
- Crear models en tres dimensions.
- Realitzar mesuraments en les imatges.

El fet que dona flexibilitat al programa i poder ser utilitzat en diferents camps és que aquest a més de ser de codi obert disposi de 125 mòduls amb eines i funcions diferents; així mateix, també hi ha la possibilitat d'afegir extensions ja creades per altres usuaris o bé crear-ne de noves.

E2.1 Processament imatges

En aquest pas es preparen les imatges per tal de posteriorment segmentar-ne les macroestructures. Cal tenir en compte que depenent de les característiques de les imatges i la fi que se'n vulgui fer se'n poden fer diverses adaptacions per tal que siguin útils.

Del cas mèdic que es desenvolupa es disposa d'una MRI del cap i el coll i un SPECT/CT que va des de l'alçada del nas fins a la meitat del cor.

Primerament, per treballar sobre la zona d'afectació i delimitar la imatge es crearà un ROI (Region of Interest) especificant que la tots els píxels que estiguin dins de la zona d'interès siguin cúbics. Selecciónant l'opció que el píxel sigui isòtrop la imatge de sortida tindrà un espaiat isòtrop, amb la grandària de píxel de la imatge de sortida en cada dimensió igual a la dimensió de píxel més petita de la imatge d'entrada multiplicada per la constant d'escala. De forma que amb això es pot reduir la distància entre capes en algun/s dels tres plans. Per a imatges CT aquest procediment suposaria no haver d'exposar el pacient a més radiació invasiva de forma innecessària.

Per disminuir la distància entre capes el software fa una interpolació per tal de crear seccions on no n'existien. En el moment de retallar l'àrea sobre la qual es treballarà s'escull el tipus d'interpolació que s'ofereix, que són les següents:

- Nearest Neighbor
- Linear
- Windowed Sinc
- B-Spline

Les dues primeres són les més ràpides de crear però per contra tenen baixa qualitat, mentre que les altres dues són d'alta qualitat. Pels subvolums que s'extreuen d'un mapa d'etiquetes, el millor és usar l'interpolador *Nearest Neighbor*, altrament, *B-spline* és l'opció preferida. L'interpolador lineal requereix menys computació, de forma que per generar ROI molt grans pot ser útil, (Fedorov, Mercea, & Kikinis, 2017).

E2.2 Identificació estructures

Per defecte, totes imatges que es carreguen al programa es visualitzen amb l'escala de grisos convencional, per imatges provinents de CT i MRI aquesta visualització és adequada. En les imatges obtingudes per medicina nuclear caldrà canviar la gama de colors i escollir-ne alguna de les indicades com a específiques per aquest tipus d'imatges funcionals. Sempre serà preferible optar per games que incorporin més colors a part de grisos ja que el més interessant d'un PET/CT o SPECT/CT és solapar les dues les imatges per tal que per sobre de les imatges tomogràfiques es pugui apreciar el rastre del contrast utilitzat com a indicador de la patologia; i amb això, arribar a identificar i ubicar la/les zones afectades per la patologia.

Hi ha dos paràmetres de visualització que s'han d'ajustar: rang de colors de l'escala escollida que volem que prenguin els píxels i el rang de la imatge que s'ha de considerar transparent quan s'usa en la capa de primer plànol de la visualització de tall.

Per fer-se'n una idea, partint d'una imatge CT visualitzada amb una escala de grisos com la de la Figura 5 (a) si es disminueix l'amplada del rang per a valor baixos de l'escala es ressalten tant les estructures òssies fins a poder visualitzar-ne només aquestes tal com es mostra a la Figura 5 (b), mentre que mantenint l'amplada del rang inicial però desplaçant-lo a valors superiors s'aconsegueix definir millor les fronteres de teixit tou, Figura 5 (c). Els valors dels paràmetres variaran segons el criteri personal de l'usuari, el tipus de teixits de les estructures anatòmiques que interressi visualitzar i les característiques de les imatges.

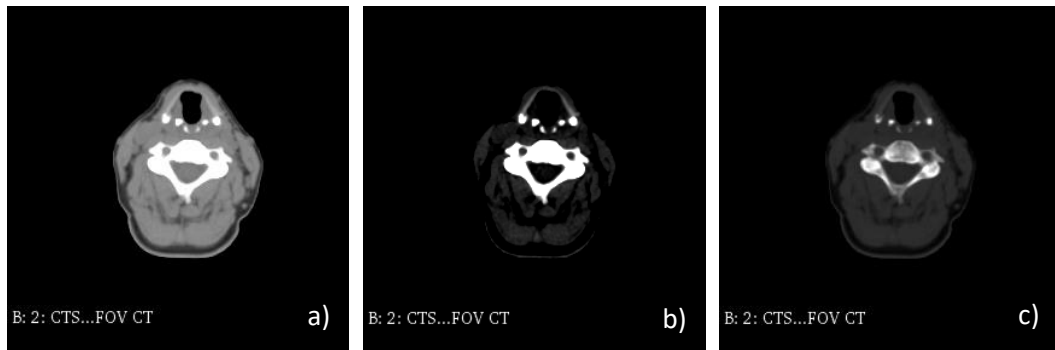


Figura 5: Diferents assignacions als paràmetres de visualització

Aparentment, el dos tipus d'imatges anatòmiques de què es disposa, el CT i la MRI, haurien de tenir prou qualitat per identificar i delimitar les estructures anatòmiques, però s'hauran de comparar les dues imatges i segons la qualitat d'aquestes i el tipus de teixit que es vulgui segmentar decidir sobre quines imatges es treballarà.

Cal tenir en compte que els CT són especialment indicats per identificar i segmentar algunes estructures de molt alta o baixa densitat, mentre que els teixits tous com serien les vísceres queden ben delimitades en les imatges obtingues per MRI.

Un cop es disposa d'imatges amb la qualitat suficient i amb la visualització adaptada es procedeix a identificar les estructures anatòmiques sobre les vistes bidimensionals. Es comparen els talls amb làmines anatòmiques per ubicar i identificar cada una de les estructures anatòmiques. Les estructures anatòmiques dels CT i MRI estan representades amb una sola tonalitat de l'escala de grisos, de forma que formen el que

s'anomena com illes de píxels, és a dir, una estructura pren uns valors de color determinats i els teixits del seu voltant tenen valors diferents.

Els talls axials (planta) és la vista que dona més informació ja que pràcticament tot el contingut intern del coll són estructures longitudinals, de manera que sempre serà més senzill ubicar-les amb talls transversals que laterals. Per identificar una estructura en un dels talls axials també s'utilitzen igualment les vistes sagital i coronal per comprovar que s'hagi identificat correctament, a més dels talls previs i posteriors de la mateixa vista on s'hagi identificat per veure'n la continuïtat de l'estructura.

E2.3 Segmentació de les estructures anatòmiques

En aquest pas es marca i es defineix de la forma més acurada possible la geometria de totes les estructures anatòmiques que són d'interès pel cas. S'etiqueten cada un dels elements que es vol segmentar pel color que tenen, de manera que primerament s'han de definir els colors que s'utilitzaran i seran els identificadors de l'estructura. El mateix programa té per definició una carta de colors anatòmics tot i que se'n pugin escollir d'altres o bé crear-ne de pròpies.

S'escolliran els colors anatòmics ja que ja estan classificats segons: teixit, estructura anatòmica, objecte físic, estructures morfològicament alterades i substàncies corporals. Així doncs, a cada un dels elements anatòmics li correspon un color; des dels més estàndards, com vena i artèria, que els hi corresponen blau i vermell, respectivament, fins a l'adenoma que no té un color específic però s'utilitzarà el definit per objecte estrany.

En crear una segmentació s'escull l'etiqueta i el nom que vindran determinats segons l'estructura de què es tracti i es procedeix a marcar sobre la imatge la totalitat de superfície corresponent. Per seleccionar l'estructura hi ha tres mètodes, que són:

- Automàtic: Es defineix un rang d'intensitat de grisos per tal que tots els píxels que estiguin dins el llindar especificat se'ls apliqui l'etiqueta escollida. Es tracta del mètode més ràpid ja que aplica directament sobre totes les capes del fitxer. Per utilitzar-lo cal que tot el teixit que es vulgui segmentar tingui una tonalitat de gris única en les imatges, de forma que el fa ideal per a teixits de molt alta o molt baixa densitat en un CT.
- Semi-automàtic: Movent el *mouse* sobre un tall es defineix un contorn on tots els píxels tenen el mateix valor de fons que el píxel de fons actual i s'aplica

l'etiqueta sobre tota la superfície delimitada pel contorn. Només aplica sobre el tall que es visualitza, de manera que s'ha de fer el mateix procés per a tots els talls. El fa ideal per a estructures amb una intensitat de gris igual a la de molts altres píxels de la secció però amb una frontera molt ben delimitada.

- Manual: Consisteix a marcar manualment la superfície de l'estructura a segmentar sobre cada un dels talls. Pel simple fet de ser manual és el mètode menys pràctic, però necessari per estructures on el programa no és capaç de distingir-ne la frontera.

Pel mètode automàtic, un cop marcada la superfície s'haurà de seleccionar els elements que corresponguin a l'estructura que sigui d'interès segons el que es consideren illes, un seguit de píxels connectats formant regions. Tant per aquest mètode com pel semi-automàtic s'ha de revisar que la superfície marcada correspongui completament a l'element a segmentar i, si cal, corregir-la, ja que amb aquests tipus de segmentació sovint es generen petits errors de buits interns o superficials.

E2.4 Creació de models

Un cop s'ha marcat la superfície de l'estructura anatòmica s'ofereix directament una visualització 3D de la superfície marcada. Quan es marca una superfície sobre una vista es crea una extrusió de la marca en direcció perpendicular al pla. Aquesta es fa en dos sentits respecte el pla marcat i pren com a longitud la meitat de la longitud del píxel en la mateixa direcció. Aquest és el mètode que s'utilitza per generar models tridimensionals i la causa que aquests siguin molt escalonats.

La Figura 6 representa la segmentació d'una part d'una estructura anatòmica vista per (a) vista axial, (b) vista sagital i (c) vista coronal. Les línies que estan sobre totes les vistes representen la intersecció dels plans representant en vermell l'eix axial, groc pel sagital i verd pel coronal.

Marcant sobre un tall concret de la Figura 6 (a) el que correspon a la superfície de la tràquea en les vistes (b) i (c) de la mateixa Figura 6 es veu com a partir de la superfície marcada es genera un volum. A més, en les vistes (b) i (c) de la Figura 6 es veu com l'extrusió de l'àrea definida s'ha fet en ambdós sentits i amb igual longitud.

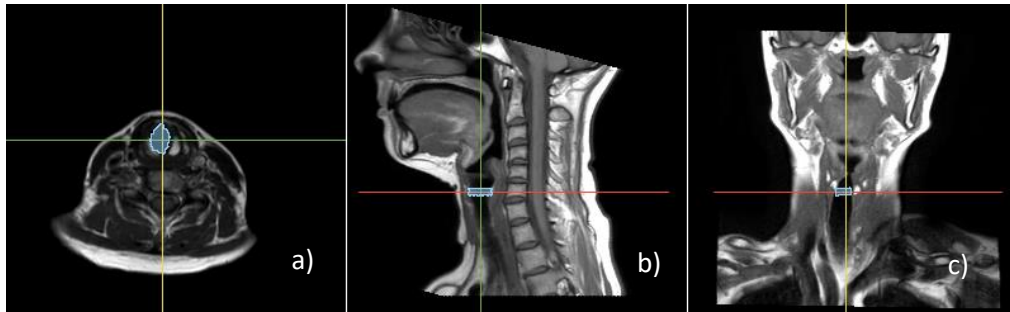


Figura 6: Mètode de generació de models tridimensionals

El fet d'utilitzar aquest mètode per generar el model 3D fa que la superfície del volum resultant sigui molt abrupta i escalonada, aquesta característica es veu agreujada en augmentar la distància entre capes. Per aquest motiu, en el pas previ de processament d'imatges s'adapten per aconseguir una distància entre capes acceptable i així unes estructures anatòmiques resultants més acurades a la realitat.

En la Figura 7 es mostra el contorn d'un mateix segment en dues imatges de la vista coronal aparentment iguals, la diferència entre elles és la qualitat de la segmentació. En la Figura 7 (a) la distància entre les capes axials és molt gran, fet que provoca que els esglaons deguts al mètode de generar models sigui molt exagerat. En la Figura 7 (b) el mateix segment s'ajusta més la geometria de l'estructura anatòmica ja que la distància entre les capes és molt menor en comparació a la Figura 7 (a), a més fa que la geometria no sigui tant abrupta.

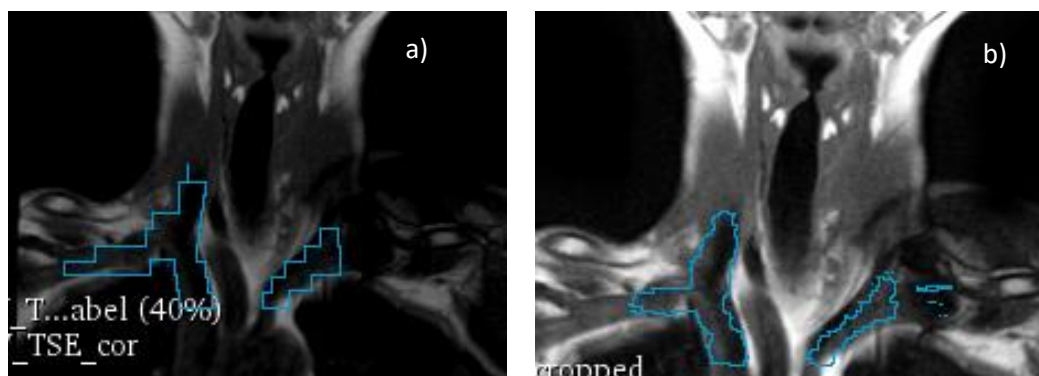


Figura 7: Comparació resultat segmentació per a dos distàncies de capa

En l'opció de visualització tridimensional dels models es defineix que el refinament de l'escalonat de la superfície sigui nul ja que es prefereix no perdre informació del model en aquesta etapa. Serà en la següent etapa on es coneixerà les característiques

de la malla que forma el model i es decidirà amb millor criteri els paràmetres de refinament.

Finalment, per generar els models tridimensionals definitius s'exporta la informació de la segmentació a models per a cada un dels elements segmentats. S'ha de tenir present que fins el moment la visualització 3D que es veu en el visor 3D només és una representació, mentre que no és fins el moment d'exportar el model quan es genera la malla de triangles connectats.

Es generen models separats de cada una de les segmentacions fetes, de manera que abans de passar a la següent etapa s'haurà d'unir tots els models generats en un sol model, i així obtenir un conjunt. Aquest pas es fa en aquesta etapa i no després per conservar la posició exacta a la que es troben cada una de les estructures anatòmiques i no alterar-ne el resultat.

En el moment de guardar el document s'ha de canviar el format del model generat per tal que sigui en format .stl i així poder-lo preparar per ser imprès en la següent etapa.

4.3 Etapa 3: Obtenció del model STL

Les impressores 3D només llegeixen arxius en format .stl (Standard Triangle Language) el qual únicament defineix la geometria de l'objecte tridimensional exclouent informació que sí que inclouen alguns formats de CAD com serien el color, la textura o les propietats físiques. La característica d'aquest format és que defineix la geometria creant una malla de triangles i no un sòlid, motiu pel qual alguns programes de CAD com el Solid Works poden llegir-lo però no editar-lo.

En aquesta etapa s'utilitza el programa Meshmixer que permet editar i modificar models de forma limitada abans de ser enviats al programa de suport de la impressora 3D encara que siguin en format STL.

Tot i que en l'etapa anterior ja s'obtingui un model en format .STL és necessari utilitzar un programa intermedi abans de llençar el model a la impressora per tres senzilles raons (Bücking et al., 2017):

- Reparació d'errors: durant la segmentació de les estructures i la generació dels models es generen errors i discontinuïtats en la malla superficial que s'han de rectificar.

- Refinament: A causa del mètode que s'utilitza per generar els models tridimensionals aquests surten amb una geometria esglaonada que no representa la realitat de l'estructura anatòmica de forma que s'ha d'allisar la superfície del model sense modificar-ne la geometria.
- Acoblaments: Segons el que convingui imprimir caldrà combinar-ho amb altres estructures o eliminar parts innecessàries de la segmentació.

Aquestes tres accions són les que es realitzen i desenvolupen en els dos passos que segueixen.

E3.1 Refinament de les estructures anatòmiques tridimensionals

Primerament es farà un anàlisi de la malla perquè sigui el mateix programa que detecti els possibles defectes que hi pugui haver. Aquest detecta i corregeix tres tipus d'errors que identifica amb tres colors diferents:

- Blau: representen forats de la malla, que es corregeixen emplenant el buit ja que l'objectiu és crear una malla tancada.
- Vermell: indiquen vèrtex o protuberàncies amb no més de dos triangles connectats.
- Magenta: indiquen àrees amb components que tenen una superfície petita en relació amb l'àrea de superfície total del model. El llindar predeterminat és d'1 % però aquest es pot modificar des de 0 fins al 2%. L'objectiu d'aquest és eliminar tots els petits components flotants que hi pugui haver.

Un cop inicialitzada la inspecció es mostren els errors dels quals s'ha d'escollir quins reparar-ne ja que per definició es poden marcar com a errors característiques del disseny.

Per a fer l'afinament de les superfícies, com que no es vol modificar la geometria del model, es farà amb eines que el que faci sigui triangular més la superfície del volum per tal que en alguns punts es defineixi millor la geometria i en altres faci que no sigui tant abrupta. Per escollir això es disposa de dos paràmetres que varien la intensitat amb què s'augmenta la triangulació de la malla, aquests són:

- Intensitat: defineix la potència amb què aplica la funció determinada, disminuint el valor s'obtenen volums amb geometries simples i poc definides, mentre augmentant-lo es defineix en detall la geometria.

- Mida: delimita la zona on s'actua, en el cas del pinzell *refine* també determina la mida del triangle resultant, de forma que si s'augmenta molt també augmentarà a mida del triangle resultant.

Es buscarà un balanç entre els dos paràmetres que faci que el model resultant estigui refinat però que conservi els detalls geomètrics que el fan més pròxim a la realitat.

E3.2 Disseny estructura de suport

Depenent de la geometria de les estructures anatòmiques segmentades serà necessari crear una estructura d'unió que permeti que el conjunt final no es desmunti i respecti la ubicació de les estructures i les distàncies respectives entre si. Es treballa amb un cas en el qual les estructures anatòmiques a imprimir no tenen contacte directe entre si, de forma que s'haurà de crear unions entre elles perquè el conjunt final se sostingui.

L'objectiu de l'estructura és mantenir unit el conjunt i no alterar-lo de forma que s'haurà de procurar que aquest estigui dissenyat de la forma menys invasiva possible però aconseguint que el conjunt final sigui suficientment robust per ser manipulat sense perill de trencar-se. S'intentarà buscar un balanç entre funcionalitat i optimització de l'etapa d'impressió ja que un disseny no adequat del suport pot fer augmentar considerablement el temps d'impressió i el consum de material.

Finalment, quan s'obté un model que compleixi amb les característiques necessàries i desitjades de refinament i suports es pot exportar en format .STL per ser enviat al software de suport de la impressora per validar-lo o bé fer-ne les correccions adients abans de la impressió.

4.4 Etapa 4: Impressió 3D

La impressora que s'utilitzarà per imprimir el model és una Ultimaker 3, és tracta d'un equip que disposa de dos capçals d'extrusió que es poden combinar entre dos de tipus AA per material d'impressió i un de tipus BB per material de suport soluble en aigua. Aquests capçals estan dissenyats com uns mòduls per tal que siguin molt ràpids de desmuntar i canviar.

Les dimensions màximes del volum a imprimir són: 215 x 215 x 200mm, de forma que per a models més grans s'haurà d'optar per equips que ofereixin majors dimensions d'impressió. Es

disposa d'un ampli rang de material amb el que es pot treballar segons el capçal i múltiples combinacions entre ells (veure Annex B). El mateix equip d'impressió disposa d'un software associat en el qual s'introdueixen els paràmetres d'impressió i característiques de l'equip, aquest és el Ultimaker Cura.

E4.1 Impressió 3D del conjunt

S'introdueix el model final en format STL al programa Cura vinculat a la impressora 3D, aquest programa permet escollir alguns paràmetres d'impressió, mentre que d'altres venen determinats per les característiques i especificacions de la impressora.

Alguns dels paràmetres més senzills que es poden modificar segons interressi són:

- **Material:** Material que s'utilitzarà
- **Nucli d'impressió:** Tipus de capçal que s'utilitzarà
- **Altura de capa:** determina l'acabat superficial, com més petit és el valor més fina serà la superfície final, però per contra més temps trigarà en imprimir.
- **Densitat d'emplenament:** 100% seria una peça massissa, segons la utilitat de la peça convé disminuir aquest valor per reduir els temps d'impressió i el consum innecessari de material.
- **Patró d'emplenament:** es poden escollir diferents patrons d'emplenat segons les propietats mecàniques que es vulgui aconseguir.

En disposar de dos extrusors s'haurà de definir aquests paràmetres per als dos. A més, si es vol que un dels capçals sigui pel material de suport, s'haurà d'especificar que es generi suport i definir amb quin extrusor es farà, on i l'angle de suport. Aquesta opció serà necessària en el cas en qüestió ja que la geometria resultant és complexa. Així doncs, s'utilitzaran dos materials, un com a material d'impressió i l'altre de suport. El fet que l'objectiu del model final no requereixi de propietats mecàniques ni tampoc estigui pensat per estar en condicions on requereixi de resistència tèrmica i química fan que s'opti pel PLA. Preferiblement s'imprimirà amb un color clar per tal que en pintar les estructures aquestes es vegin millor. Com a material de suport s'optarà per un PVA per tal de no tenir problemes per treure el suport de petites cavitats que hi puguin haver en el model.

En carregar el fitxer al programa es mostra en vermell sobre el model les superfícies que requeriran suports durant la impressió. Per generar els suports en el mateix

moment d'imprimir es va imprimint una estructura senzilla en zona corresponent a la projecció de l'àrea que quedaria en voladís i per tant susceptible a vinclar o a sortir amb defectes. Per ajustar els paràmetres d'impressió es realitzaran les impressions que es consideri necessaris per arribar a rectificar les anomalies o defectes fins a obtenir un model que es consideri acceptable.

Per eliminar el material de suport s'ha de submergir el model amb aigua freda o tèbia ($T \leq 35^{\circ}\text{C}$ per material PLA, $T \leq 50^{\circ}\text{C}$ per altres) i agitar per facilitar la dissolució. Un cop està completament dissolt s'acaben d'eliminar les restes amb aigua i es deixa assecar.

E4.2 Pintar estructures

Finalment, com que el model resultant estarà imprès amb un sol material, en cas que sigui convenient es distingiran les estructures anatòmiques pintant-les segons la carta de colors definida en el programa 3D Slicer.

5 RESULTATS

En aquesta secció es mostren els resultats obtinguts agrupats segons les etapes i passos descrits en l'apartat anterior Metodologia, per tal de seguir millor el procediment i millorar-ne la comprensió degut a l'alt contingut d'informació.

Per l'Etapa 2: Creació del model s'ha agrupat els passos E2.2 Identificació estructures, E2.3 Segmentació de les estructures anatòmiques, E2.4 Creació de models ja que van molt lligats i es poden realitzar de forma paral·lela per a les diverses estructures anatòmiques.

5.1 Etapa 1: Passos previs

E1.1. Obtenció de les imatges

S'ha obtingut tres tipus d'imatges DICOM obtingudes per escàners diferents.

Una de les imatges obtingudes és una MRI de tipus T1 del cap i el coll del pacient. Les imatges d'una MRI estan formades per diverses imatges de seccions amb una distància constant entre si per arribar a capturar la totalitat de la zona corporal.

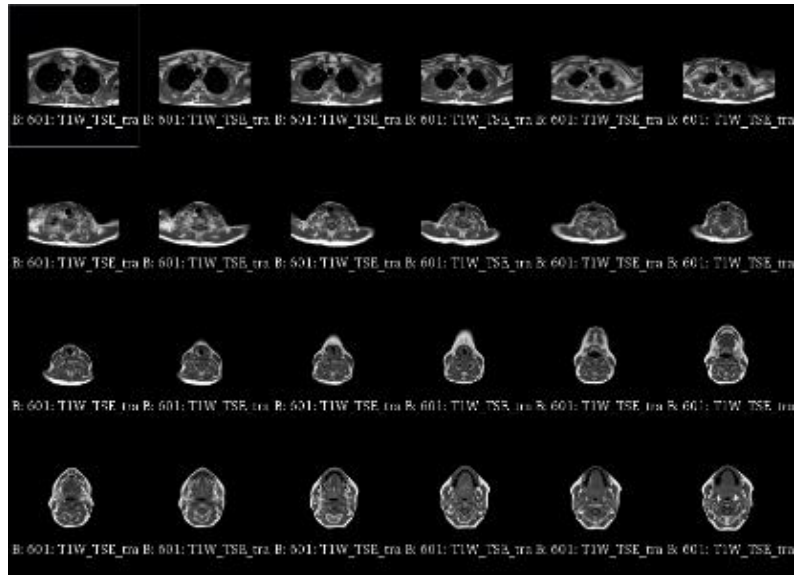
A la Figura 8 es veuen alguns dels diferents talls consecutius per als diferents plans corporals. La primera imatge de la part superior a l'esquerra de la Figura 8 (a) correspon a un tall a l'alçada de la part superior dels pulmons, mentre que l'últim tall en la part inferior a la dreta de la Figura 8 (a) és un tall que està situat a mig cap. A la Figura 8 (b) corresponent a la vista sagital, els talls travessen la totalitat del cap a causa de la poca amplada d'aquest. Finalment, a la vista coronal (Figura 8 (c)) es veu com els primers talls són de la part posterior del crani i acaben a la meitat de cap, on s'acaba el coll aproximadament. La totalitat de les imatges de la MRI està composta per:

Axial: 25 seccions separades per 6,000006 mm

Sagital: 256 seccions separades per 0,859375 mm

Coronal: 256 seccions separades per 0,859375 mm

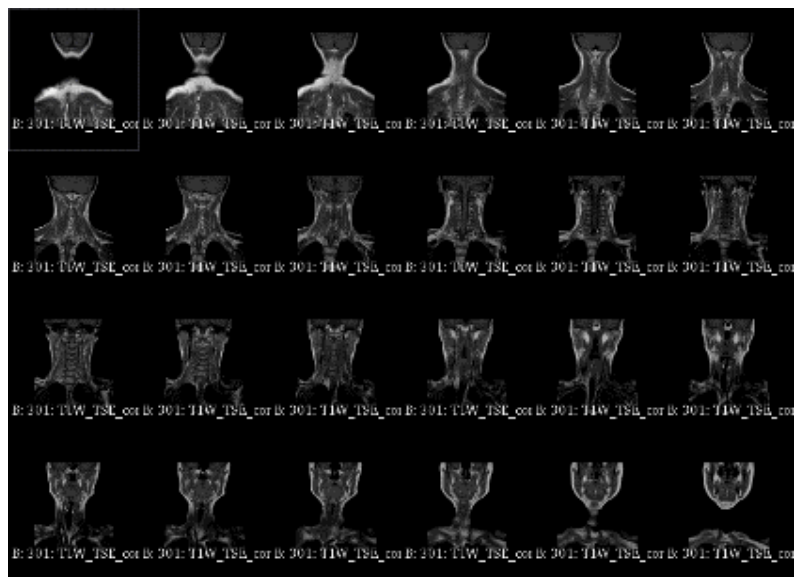
El conjunt d'imatges MRI està dividida en tres fitxers diferents segons el pla de partició. Sempre s'ha treballat sobre el pla axial mantenint els altres dos fitxers com a visualitzadors, ja que és la que permet una millor identificació de les estructures.



a)



b)



c)

Figura 8: Visualització talls de la MRI per a cada un dels plans

L'altre escàner que s'ha fet al pacient és un SPECT/CT, es tracta de dues modalitats d'imatge diferents que es convinen ja que estan capturades al mateix moment sobre la mateixa zona i juntes aporten valuosa informació patològica. Ambdues imatges comprenen des del nas fins a la meitat del cor del pacient. S'han representat les imatges obtingudes per CT i per SPECT separades, que corresponen a la Figura 9 i la Figura 10 respectivament.

El CT igual que una MRI es tracta d'imatges anatòmiques de múltiples seccions del cos preses pels tres plans axial, sagital i coronal. En la Figura 9 es mostren diversos talls d'aquests que formen la totalitat del CT pels plans (a) axial, (b) sagital i (c) coronal, amb les següents característiques:

Axial: 118 seccions separades per 2,500000 mm

Sagital: 512 seccions separades per 0,976562 mm

Coronal: 512 seccions separades per 0,976562 mm

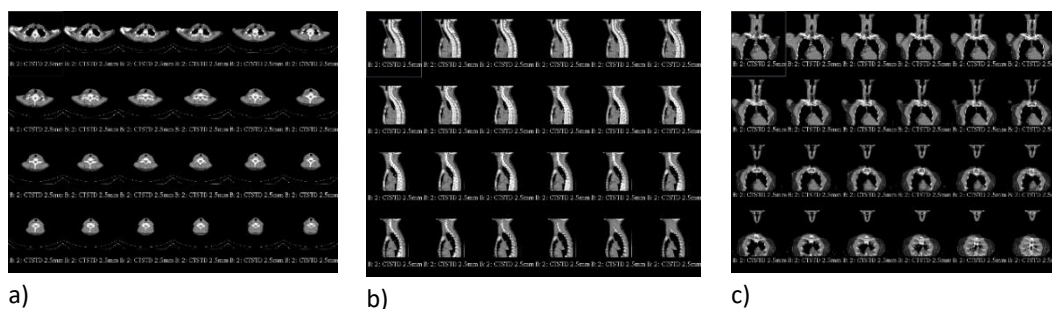


Figura 9: Visualització talls del CT per a cada un dels plans

El darrer tipus d'imatges que s'ha obtingut és SPECT (Figura 10); en tractar-se d'imatges metabòliques tenen una resolució molt baixa, es tracta pràcticament d'un núvol de punts. No es coneix el contrast que s'ha utilitzat per a la captació de les imatges. Igual que les altres, aquestes també estan preses en els tres plans (Figura 10 (a) axial, (b) sagital i (c) coronal) , però en aquest cas està compostat per 128 seccions separades per 4,423220 mm en cada un dels plans. En la Figura 10 es mostren alguns dels talls que formen aquest tipus d'imatges:

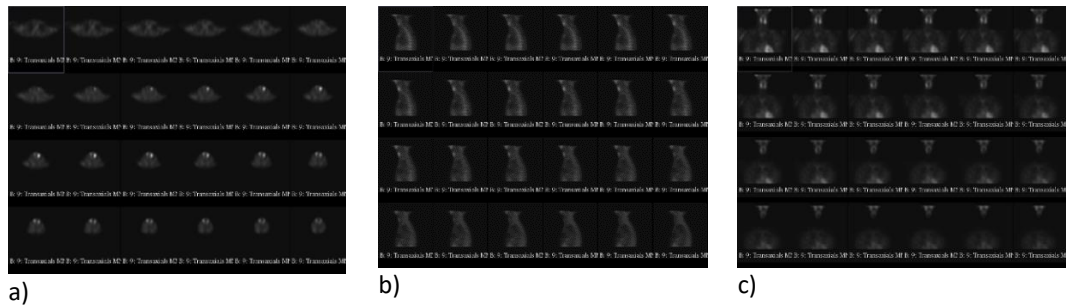


Figura 10: Visualització talls de l'SPECT per a cada un dels plans

E1.2. Estudi bàsic de l'anatomia i patologia del cas

D'aquest pas se n'ha tret els coneixements mèdics fonamentals per al correcte desenvolupament de les etapes que segueixen. S'ha utilitzat com a base i font d'informació i coneixement (Harnsberger, 1995) i (Bofill, Casassas, Coris, Miret, & Pallejà, 2000), veure Annex A.

La selecció de les estructures s'ha fet juntament amb un metge especialista, s'ha tingut en compte la seva proximitat a la patologia i importància dins la zona d'interès afectada per a ser considerada una estructura d'interès. A més, en no conèixer exactament la localització de l'adenoma s'ha optat per considerar importants totes les estructures anatòmiques que es troben pròximes a la glàndula tiroides ja que és al voltant on se situen les glàndules paratiroides.

De l'estudi realitzat i l'assessorament d'especialistes s'ha determinat que les estructures anatòmiques que són d'interès pel cas són les que es llisten a continuació:

1. Caròtida comuna
2. Jugular interna
3. Tràquea
4. Esòfag
5. Columna vertebral
6. Tiroide
7. Adenoma

En la Figura 11 s'ha identificat totes les estructures anatòmiques llistades que seran d'interès per desenvolupament del cas, menys l'adenoma que com és evident no es veu representat en làmines anatòmiques.

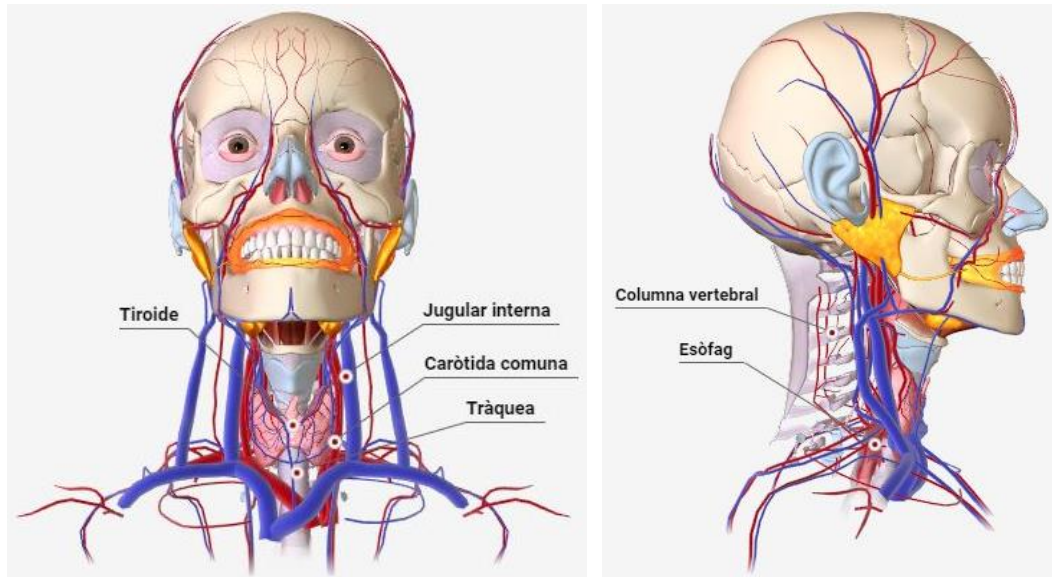


Figura 11: Làmina anatòmica de les estructures anatòmiques d'interès

5.2 Etapa 2: Creació del model

E2.1. Processament de les imatges

Es treballa amb els dos tipus d'imatges de què es disposa, les provinents de l'escàner SPECT/CT i la MRI, ja que cada una d'elles ofereix característiques diferents.

La distància entre capes en els talls transaxials de la MRI s'ha considerat un salt massa gran per donar per bones les estructures (Figura 7 de E2.1 Processament imatges), de forma que s'ha creat un ROI seleccionant la interpolació B-Spline ja que és la recomanada pel mateix programa i ofereix una bona aproximació del que seria la realitat, (Schreibmann, Chen, & Xing, 2006).

Es partia d'una distància entre capes a l'eix axial de 6 mm que s'ha aconseguit reduir gràcies al ROI fins a 0,8593 mm, Figura 12.

Input volume		
Spacing:	0.8593750000mm	6.0000061989mm
Dimensions:	256	25
Cropped volume		
Spacing:	0.859375mm	0.859375mm
Dimensions:	278	219

Figura 12: Característiques creació de ROI

En ambdós tipus d'imatges s'han ajustat els paràmetres de visualització a criteri personal de l'usuari i s'han modificat en diverses ocasions al llarg del desenvolupament del cas segons el que ha interessat visualitzar millor, per tant no s'especificaran els valors dels paràmetres escollits.

E2.2. Identificació de les estructures anatòmiques

Primerament s'han comparat les imatges anatòmiques, del CT i de la MRI situades a la Figura 13 respectivament. S'ha agafat aproximadament la mateixa alçada de tall per tots plans de les dues imatges per tal de poder comparar la visualització de les mateixes estructures anatòmiques.

A simple vista en l'escàner CT (Figura 13 (a), (b) i (c)) s'aprecia com algunes estructures són pràcticament blanques mentre que d'altres són totalment negres, és a dir, el contrast entre estructures és molt alt. Això és a causa de la diferència de densitat entre teixits, ja que estructures òssies que són de densitat molt alta absorbeixen els rajos X durant la radiació i per tant queden representades amb colors molt clars, mentre que d'altres amb densitat molt baixa com pulmons o tràquea que contenen gran quantitat d'aire es veuen negres en les imatges per la poca o pràcticament nul·la absorció de rajos X. Ara bé, per totes les estructures de densitat similar com ara venes, artèries, esòfag o músculs la resolució que s'obté no és prou bona per a fer una segmentació acurada, ja que les fronteres de les estructures no estan ben definides i això podria comportar a confusions en el moment de seleccionar cada una de les estructures.

Pel que fa les imatges de la MRI (Figura 13 (d), (e) i (f)) el contrast entre estructures és més baix però es pot observar clarament com la delimitació dels elements està molt més ben definida que en les imatges anteriors.

En ambdues imatges la tràquea queda perfectament representada i delimitada ja que es un conducte que transporta aire i la densitat d'aquest és molt més baixa que la de qualsevol altre teixit que podem trobar al coll. Observant el tall axial (Figura 13 (a) i (d)) es pot veure com en el CT (a)) la representació de la columna vertebral és molt més clara que en la MRI (d)), en la qual s'intueix la forma que té però no queda perfectament definida com en el CT. Ara bé, en els altres talls la resolució s'inverteix, ja que únicament en la MRI es pot distingir entre vertebres i disc vertebral.

Tenint en compte que la majoria de les estructures que s'han de segmentar són teixit tou, a més de la columna i la tràquea, s'ha optat per canviar d'imatges i procedir a la segmentació de tots els elements utilitzant la MRI, ja que com s'ha demostrat la resolució d'aquesta envers el CT és més bona.

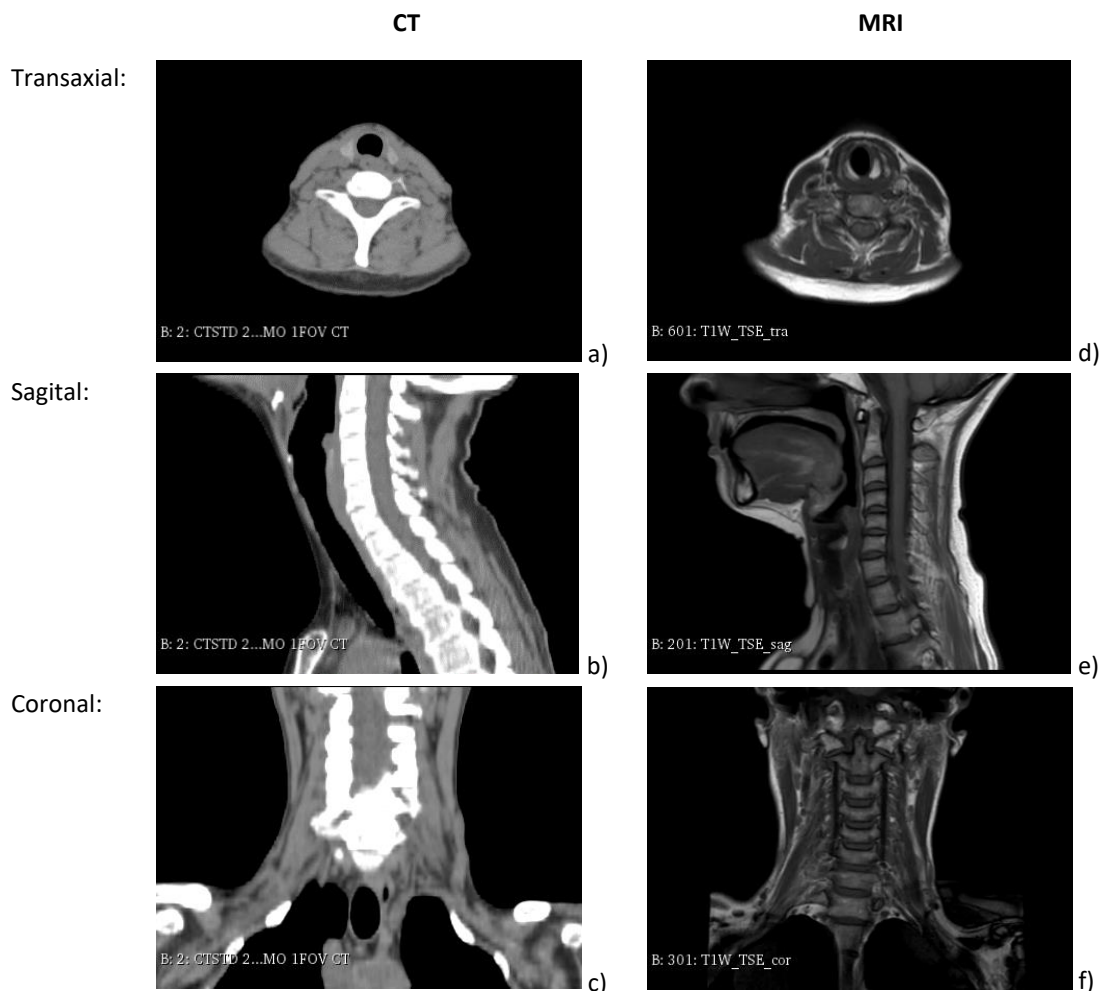


Figura 13: Comparació entre imatges CT i MRI

Igualment, s'ha continuat utilitzant les imatges obtingudes per CT per tal d'ubicar exactament la patologia, ja que a juntament amb aquestes imatges es disposa d'un SPECT que té com a finalitat la localització de patologies mitjançant contrastos.

La superposició de les imatges permet la detecció de patologies que reaccionin als contrastos subministrats, és a dir, segons la finalitat de la prova mèdica es subministra un contrast que reacciona amb un tipus de patologia o mostra el funcionament d'un òrgan, per exemple. Passat un temps determinat del subministrament del radio-fàrmac s'espera que en algunes estructures anatòmiques s'hagi eliminat i en d'altres encara se'n pugui trobar rastre, en aquest moment és quan es fa l'escàner.

En la Figura 14 es pot veure les imatges CT i SPECT solapades, en el darrer se li ha canviat els colors per apreciar millor les zones on es va captar rastre del contrast. S'ha captat contrast que està representada en color groc en dos punts a la part superior del coll, dos més a la part mitjana corresponents als lòbuls dret i esquerra de la tiroide i també al cor. En un cas no patològic la captació en ambdós lòbuls de la glàndula tiroide hauria de ser pràcticament igual encara que la simetria de la glàndula no sigui perfecte, però es pot veure com en el lòbul esquerra de la tiroide la captació és major al de la dreta. Així doncs, el fet que en un costat es capti un excés d'acumulació de contrast indica que en la zona de reacció anormal és on es troba la patologia.

Es pot observar com l'ús d'aquesta tecnologia permet delimitar i ubicar la zona d'afectació, ara bé per arribar a segmentar aquesta patologia és necessari identificar-la i delimitar-la. Aquest pas es fa amb les imatges MRI ja que té més bona resolució.

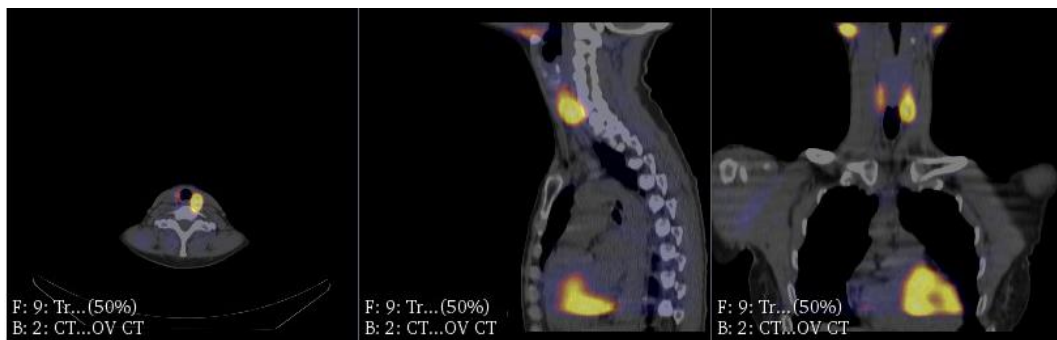


Figura 14: Localització de la patologia mitjançant imatges SPECT/CT

En la Figura 15 es pot veure el punt exacte on es troba l'adenoma, del qual més endavant se'n descriu detalladament el procés d'identificació.

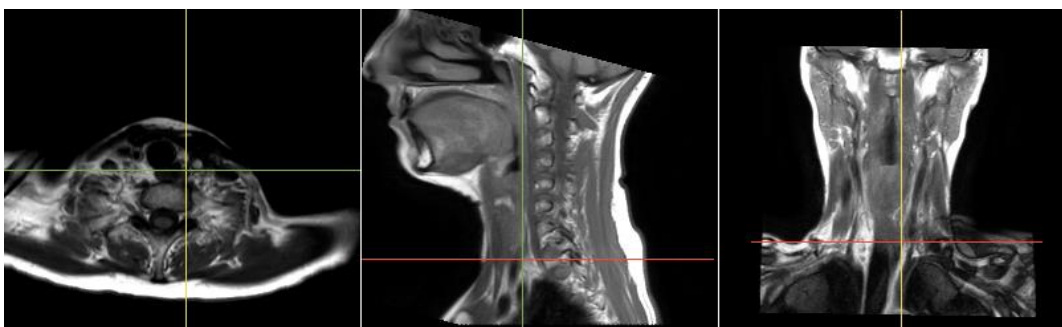


Figura 15: Localització de la patologia mitjançant imatges MRI

Obtenció de models tridimensionals

S'han agrupat les etapes d'identificació i segmentació d'estructures anatòmiques i la generació de models tridimensionals ja que són correlatives i no s'entendrien si s'expliquessin per separat; ara bé, es distingeix segons la part anatòmica per tal que la comprensió sigui millor.

Estructura anatòmica 1 i 2. Caròtida comuna i jugular interna

S'ha començat identificant conjuntament els vasos sanguinis ja que són estructures que serveixen com a referència per la ubicació a les que segueixen. Es tracta d'estructures que adopten una tonalitat de gris lleugerament més baixa que la majoria dels teixits tous per la quantitat d'aigua que conté la sang que transporten, que serà major que els teixits sòlids que es troben al voltant d'aquestes estructures.

La Figura 16 s'ha dividit en quatre imatges superiors que representen la seqüència de passos que s'ha realitzat. La Figura 16 (a) correspon a un dels talls de la MRI on es visualitza bé les estructures, mentre que la Figura 16 (b) és una làmina anatòmica que s'ha utilitzat a mode de comparació i validació. A més, en la Figura 16 (a) s'ha identificat sobre la imatge amb els mateixos colors utilitzats en la segmentació (Figura 16 (c)). A la part inferior de la làmina anatòmica (Figura 16 (d)) hi ha una imatge del model tridimensional obtingut. La col·locació i agrupació de les quatre imatges s'ha fet expressament per veure la correcta correspondència de les estructures en cada pas, de forma que en cada una de les estructures d'interès s'ha fet el mateix.

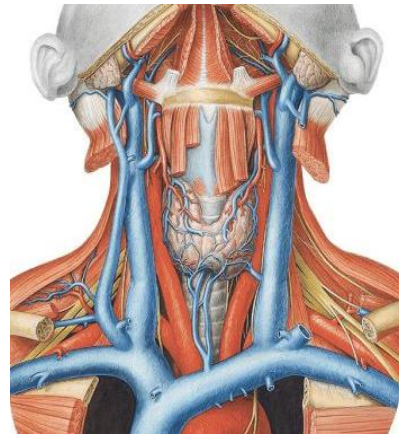
En la làmina anatòmica de la Figura 16 (b) es veu com la caròtida (marcada amb color vermell com totes les artèries) es troba en una zona més central i interna que la jugular (representada amb color blau com tota la resta de venes) que s'encavalla per sobre. Mentre que la imatge d'identificació (Figura 16 (a)) semblaria que és la caròtida la més externa, això és perquè no es tracta d'una imatge superficial com la làmina sinó d'un tall on el que es veu marcat és una secció dels vasos.

Per a la segmentació (Figura 16 (c)) d'aquestes estructures s'ha combinat els mètodes semi-automàtic i el manual per a corregir les desviacions del principal. Tot hi que s'ha intentat no s'ha pogut fer ús del mètode automàtic ja que s'ha aconseguit crear una illa que representés únicament alguna de les estructures segmentades.

En la representació del model de la Figura 16 (d) es pot veure que a més de la vena jugular interna i la caròtida comuna, també s'ha segmentat part del que serien la vena

i l'artèria subclàvia que vindrien a ser els afluents més grans i importants que tenen a la zona. S'ha fet això perquè en el moment de identificar i segmentar l'estructura sobre una vista axial es complicava molt determinar la frontera entre les dues estructures i el fet d'afegir part d'altres estructures no comporta res negatiu al conjunt, ans el contrari.

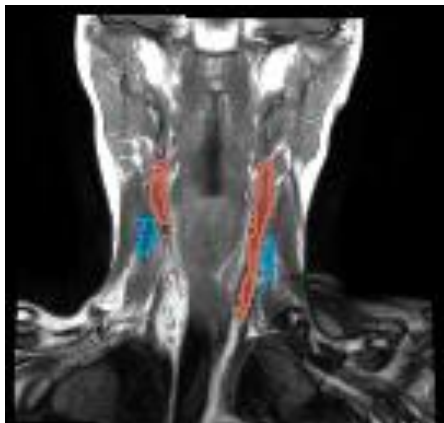
Identificació



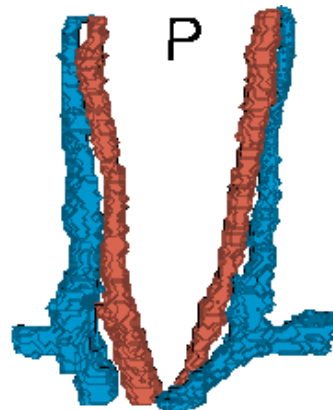
a)

b)

Segmentació



Model



c)

d)

Figura 16: Identificació, segmentació i creació de models estructures anatòmiques 1 i 2

Estructura anatòmica 3. Tràquea

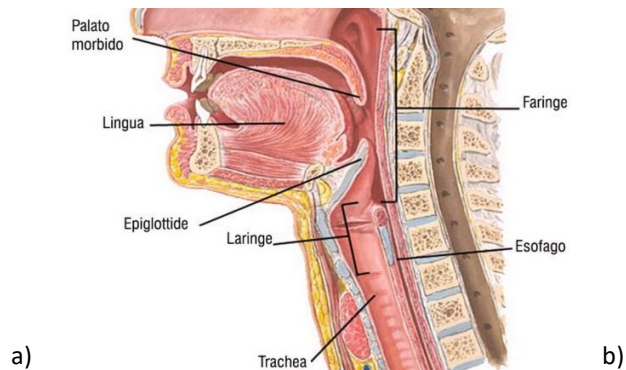
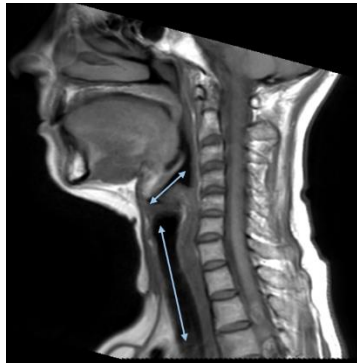
Per continuar ubicant les estructures adequadament s'ha passat a segmentar la tràquea ja que es troba a la part central.

En la Figura 17 (a) s'ha optat per posar la vista sagital per als tres passos on es pot observar perfectament la llum d'aquesta estructura anatòmica i per tant tota la trajectòria que fa l'aire des de l'exterior fins la part interna del cos. Per apreciar millor la geometria de l'estructura que és molt característica, sobretot a la part superior,

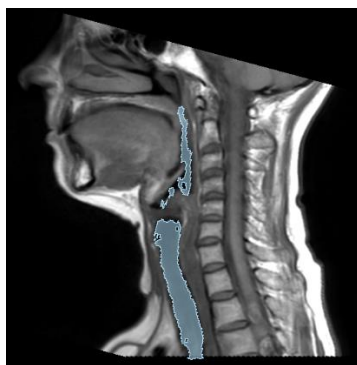
hagués estat millor optar per la vista coronal en un tall just on deixa de tenir un diàmetre regular.

La tràquea és un simple conducte amb àmplia llum pel que hi passa l'aire de forma que es veu representada la seva geometria amb color negre. A més, s'ha identificat (Figura 17 (a)) fàcilment ja que la seva geometria es veu pràcticament inalterada al llarg dels talls transversals, sobretot a la part inferior. Aquest fet fa que s'hagi pogut segmentar utilitzant el mètode automàtic i que, a més, el poc error de buits en la superfície marcada que s'hagi produït amb aquest mètode, s'hagi corregit ràpidament per mètodes també automàtics. Precisament pel fet d'haver utilitzat el mètode automàtic també s'ha segmentat part de la laringe i faringe ja que són conductes adjacents a la tràquea; és per això, que a la Figura 17 (d) es veu com a la part superior la forma de l'estructura no és tubular i s'eixampla en l'eix coronal mentre que en el sagital es fa més estret. Igual que en les estructures anteriors aquest fet no és gens preocupant ja que en cas que no interessi en l'etapa posterior es retallarà.

Identificació



Segmentació



Model



Figura 17: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 3

Estructura anatòmica 4. Esòfag

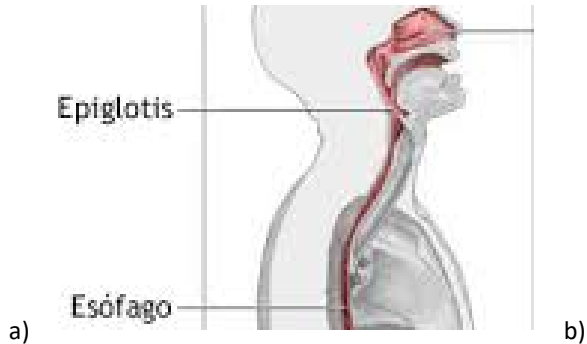
Provablement ha estat una de les estructures més complicades de segmentar a causa de la seva geometria.

Es tracta d'un conducte muscular per on passa el bol alimentari, que té una llum variable perquè és el mateix conducte que impulsa l'aliment cap a l'entrada de l'estomac. Així doncs, en alguna secció es pot observar aire a l'interior mentre que de normal no és que aquest romanguí tancat sinó que per la geometria interna no té llum.

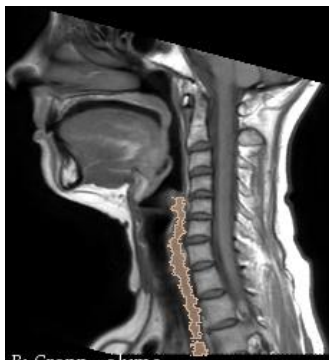
Es troba immediatament posterior a la tràquea, però tot i que no s'aprecii en la Figura 18 (a) en descendir pel coll es va posicionant en una zona més lateral al mateix temps que va arrodonint la seva secció. Aquesta geometria és la que es veuria amb una vista coronal o axial.

La tonalitat de gris que adopta aquesta estructura en alguns punts és pràcticament idèntica als teixits que l'envolten; a més, en ser un conducte recargolat varia la seva amplada i profunditat constantment. Per tot això s'ha hagut de segmentar combinant els mètodes semi-automàtic i manual, ja que ha estat la única forma d'assegurar la definició acurada de la geometria real.

Identificació



Segmentació



Model

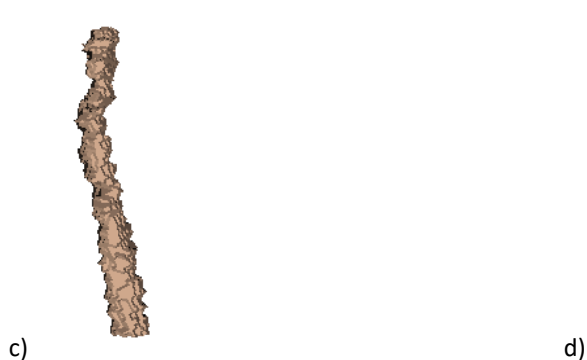


Figura 18: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 4

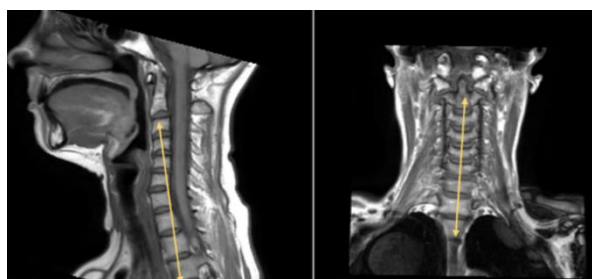
Estructura anatòmica 5. Columna vertebral

La columna és la única de les estructures d'interès de densitat òssia, cosa que fa que la seva visualització en un CT sigui molt clara però en una MRI les fronteres no estiguin perfectament definides. Està formada pel cos vertebral i per la part posterior encerclant i protegint la medul·la per l'arc vertebral.

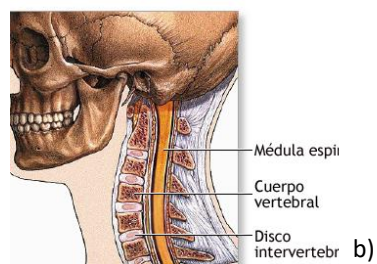
A conseqüència de la complexitat geomètrica que aporten les apòfisis de la part posterior de les vertebres i la insignificant informació que aportarien al cas únicament s'ha segmentat el que seria el cos vertebral, ja que també és la part més pròxima a la patologia.

Tal com es pot observar en el model tridimensional de la Figura 19 (d) aquesta sola estructura anatòmica per a la seva geometria constituïda per diferents elements independents requereix de nombrosos suports per mantenir-se unida. Per aquest motiu, es decideix segmentar també els discos vertebrals que es troben entre cada un dels cossos vertebrals i aporten estabilitat al conjunt i ajudarien a fer que aquest sigui més robust.

Identificació

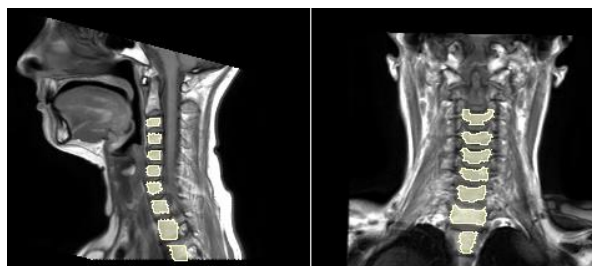


a)



b)

Segmentació



c)

Model



d)

Figura 19: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 5

Els discos vertebrals s'han identificat amb molta facilitat ja que es troben enmig de dues vertebres i al tenir una textura cartilaginosa estan representats amb una tonalitat de gris diferent. Per a segmentar ambdues estructures s'ha utilitzat únicament el mètode semi-automàtic, ja que la simplicitat geomètrica i la bona

definició de les fronteres afavoria que s'identifiquessin amb més facilitat les illes de píxels. En la Figura 20 (b) es mostra el conjunt entre les vertebres i els discos, com es pot veure aquests darrers omplen pràcticament la totalitat de l'espai intervertebral. A causa de limitacions de distància entre capes de les imatges en algun punt existeix una distància entre el disc i la vèrtebra que no es correspondria amb la real, ja que anatòmicament aquestes estructures estan en contacte entre si.

Segmentació

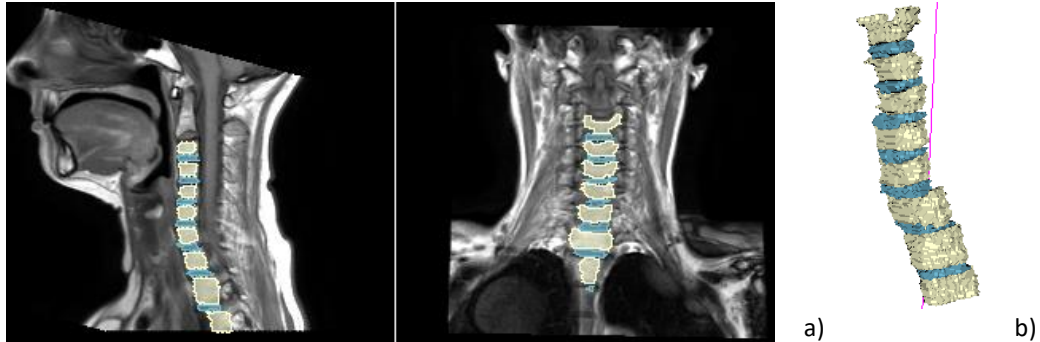


Figura 20: Segmentació i creació de model estructura anatòmica 5 versió 2

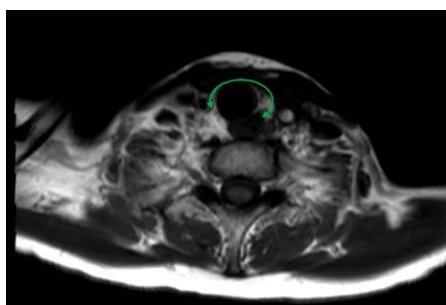
Estructura anatòmica 6. Tiroides

La glàndula tiroides està situada al voltant de la tràquea, rodejant-la parcialment per la part davantera del coll. És una estructura amb una geometria asimètrica i molt complexa perquè s'eixampla amb forma de dos lòbuls per la part lateral que s'uneixen amb un pont del qual en surt una protuberància cap a la part superior.

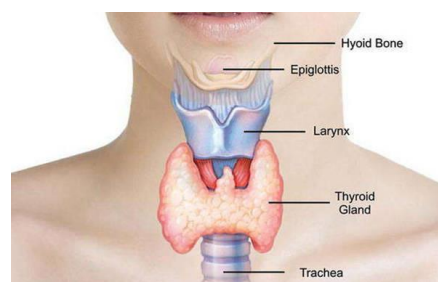
Al tractar-se d'un pacient que ja havia estat intervingut de la glàndula tiroides la geometria d'aquesta s'havia vist altament alterada.

S'ha identificat ja que s'insinuava la seva geometria amb una tonalitat de gris més clara (Figura 21 (a)) comparada amb la resta de teixit que l'envolta. La segmentació alguna de les parts s'ha pogut fer de forma semi-automàtica mentre que la resta s'ha hagut de definir i delimitar la geometria de forma manual, fet que rallenteix molt el procés de segmentació. Tal com es pot veure a la Figura 21 (d) el lòbul esquerra de la glàndula és pràcticament inexistent. És per això que el model final resultant d'aquesta estructura (Figura 21 (d)) difereixi bastant del d'una glàndula tiroides no patològica com la de la làmina anatòmica de la Figura 21 (b).

Identificació

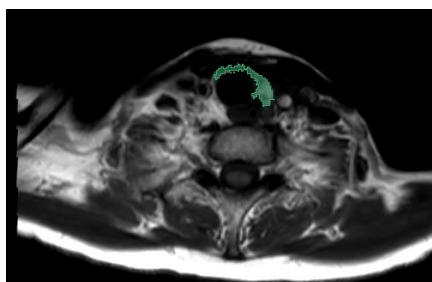


a)



b)

Segmentació



c)

Model



d)

Figura 21: Identificació, segmentació i creació de model estructura anatòmica 6

Estructura anatòmica 7. Adenoma

Es tracta de l'estructura o element anatòmic més complex i difícil d'identificar degut al fet que podria adoptar diverses geometries, mides i estar ubicat en gairebé qualsevol punt.

Mitjançant les imatges de l'escàner SPECT/CT s'ha pogut delimitar la ubicació en un volum molt menor comparat amb la totalitat del coll. La identificació definitiva de la patologia s'ha fet mitjançant les imatges MRI.

Dins la zona delimitada per l'escàner SPECT/CT s'ha observat que hi ha un petit element que només té continuïtat al llarg de 11 talls axials, tenint en compte que la distància entre capes és de 0,859375 mm resultaria que l'estructura tindria una longitud aproximada d'uns 9,125 mm. En la ubicació on es troba aquesta estructura és un punt del coll on no s'hi espera trobar cap estructura amb característiques similars. S'ha validat la identificació de l'adenoma per part d'un especialista abans de procedir a la seva segmentació.

Tal com es pot veure en la Figura 22 (a) i (b) l'adenoma es troba ubicat entre l'esòfag, la caròtida i la glàndula tiroide. Aquest té una geometria irregular pròxima a un prisma de dos costats iguals però amb protuberàncies en diverses direccions (Figura 22 (c)).

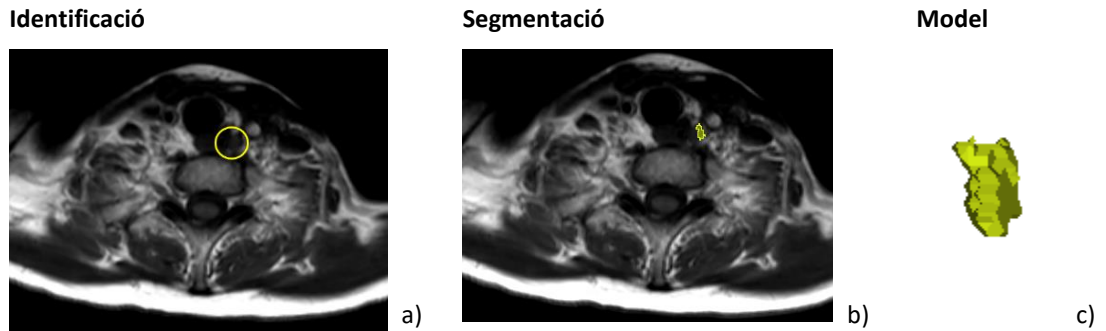


Figura 22: Identificació, segmentació i creació del model estructura anatòmica 7

Les dimensions màximes en cada un dels eixos de mesura amb les eines del programa 3D Slicer són: 9,37 x 5,28 x 9,45 mm (altura x amplada x profunditat) vist des de la part davantera del coll (Figura 23). El volum de l'adenoma calculat pel mateix programa és de 123,126 mm³.

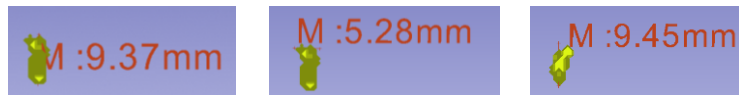


Figura 23: Dimensions model adenoma mesurades amb 3D Slicer

Per corroborar les dimensions obtingudes s'ha mesurat el mateix volum amb el programa Meshmixer que s'utilitza en l'etapa següent. Els valors de la Figura 24 corresponen al prisma quadrangular de dimensions mínimes per encabir el volum:



Figura 24: Dimensions model adenoma mesurades amb Meshmixer

Tenint en compte que l'eix X correspon a l'amplada, l'eix Y a l'altura i el Z a la profunditat els errors relatius de mesurament són: 2,40%, 0,88% i 9,97%, respectivament. Així doncs, s'ha pogut veure com el mesurament amb el programa 3D Slicer deixa molt a desitjar, ja que un error del 10% per la sensibilitat del cas no es pot acceptar. Aquest error és pel fet que es mesura sobre la vista tridimensional amb un regle però no es poden definir punts amb exactitud sinó que s'ha fet a simple vista, de forma que les mesures resultants són totalment aproximades.

Conjunt d'estructures anatòmiques

Finalment, un cop cada un dels models obtinguts ha estat validat per un especialista i rectificat en cas que fos necessari s'han unit tots per tal de crear un únic conjunt que es pot veure a la Figura 25.

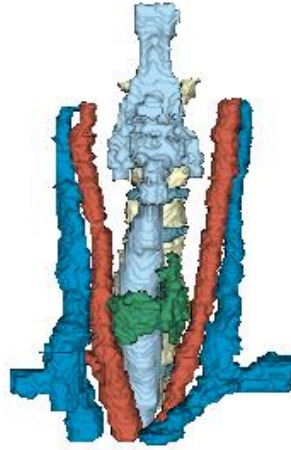


Figura 25: Conjunt de models

5.3 Etapa 3: Obtenció del model STL

E3.1. Refinament de les estructures anatòmiques tridimensionals

Primerament, s'ha fet un anàlisi de la malla per detectar possibles errors que hagin pogut sorgir de la segmentació.

Es pot veure a la Figura 26 que amb l'anàlisi només s'ha detectat errors del tipus magenta, és a dir que tenen una àrea petita en relació amb la total del conjunt.

S'ha partit d'1% per considerar com a menyspreables els volums petits, però com es pot veure a la Figura 26 amb aquest valor el programa detecta l'adenoma com un error del model. S'ha disminuït el paràmetre fins el 0,3% per tal que en reparar els errors no es descartés la patologia. Aquesta disminució únicament ha afectat el volum de l'adenoma, de forma que tota la resta que s'havien detectat s'han continuat considerant com a errors.

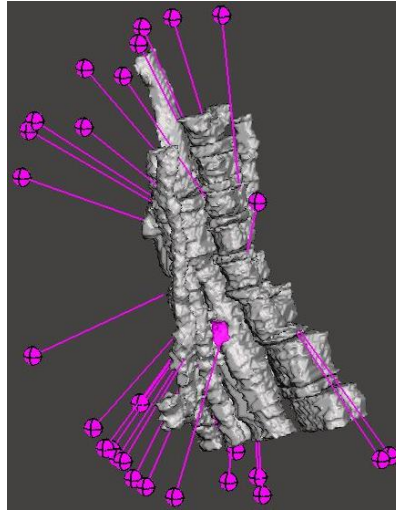


Figura 26: Anàlisi de la malla del model

Feta la correcció dels errors generats s'ha fet un refinament de la superfície del model definint com a paràmetres: Intensitat: 50 i Mida: 50.

S'ha partit del model i malla (a) per obtenir-ne el model i la malla (b) de la Figura 27, on es pot veure que en suavitzar la superfície no es modifica la geometria del conjunt sinó que aquesta queda refinada gràcies a l'augment de la triangulació de la malla.

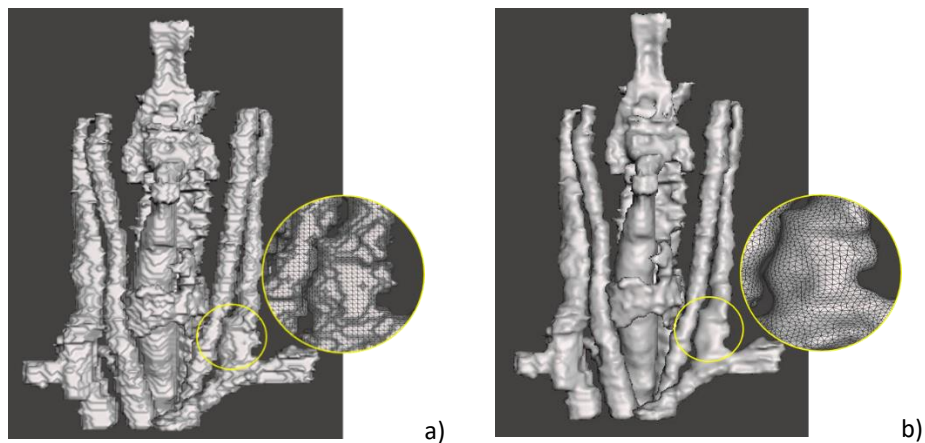


Figura 27: Refinament de la superfície del model

A més, s'ha volgut comprovar si amb el refinament no es comprometria la geometria, per això s'ha tornat a mesurar les dimensions de l'adenoma per avaluar si aquestes s'havien vist alterades un cop el refinament.



Figura 28: Dimensions model adenoma refinat mesurades amb Meshmixer

Comparant amb les dimensions anteriors (Figura 24) la reducció en cada una de les direccions en percentatge és, respectivament: 3,35%, 1,73% i 2,51%.

E3.2. Disseny estructura de suport

Finalment s'ha segmentat 8 estructures envers a les 7 que es plantejava fer inicialment. Aquestes formen un conjunt de 23 elements, que si no s'uneixen d'alguna forma, un cop impresos quedarà com un conjunt de peces independents divisibles. S'ha plantejat dues opcions d'unions A i B de la Figura 29.

L'opció A consisteix en connectors de forma cilíndrica que uneixen les estructures entre si per diferents punts, fent així que quedi un sol sòlid. Com es pot veure a la Figura 29 s'ha retallat la part superior del model deixant totes les estructures al mateix nivell. Les estructures que s'han vist modificades són la laringe, que ja no formava part de les estructures d'interès a segmentar i part de la columna i discos vertebrals. Això s'ha fet perquè no formaven part de la zona d'interès i tampoc aportaven informació al cas.

Per l'opció B s'ha reduït el model fent-lo més compacte i s'ha optat per unir els elements en una base de 2mm de gruix que sosté totes les estructures que comencen per la part inferior del conjunt. Ara bé, per aquesta opció s'ha d'afegit igualment connectors tubulars per les estructures que es trobin per sobre de la base, com serien la glàndula tiroides i l'adenoma.

Per a les dues opcions entre les vèrtebres i els discos intervertebrals s'agreguen unions ja que entre si el contacte és pràcticament nul o directament no n'hi ha. En ambdues opcions s'ha procurat, en la mesura del possible, que les unions entre els elements estiguessin el més inclinats possible i, a poder ser, que partissin d'una superfície horitzontal per procurar no incrementar el nombre suports i temps necessaris per la impressió.

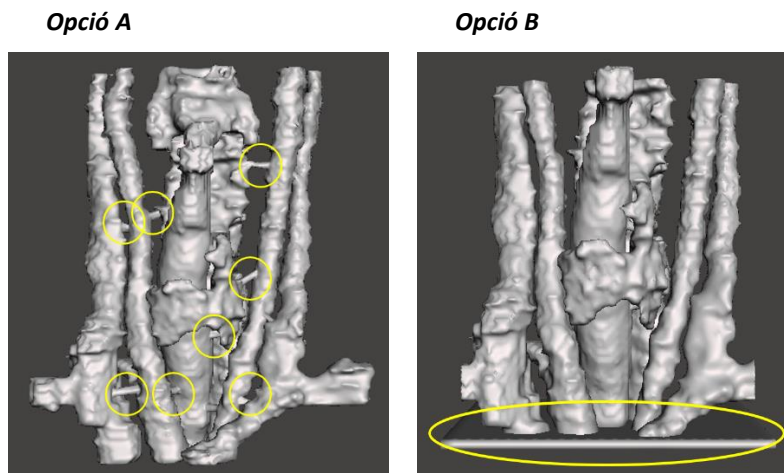


Figura 29: Opcions d'estructures de suport

5.4 Etapa 4: Impressió 3D

E4.1. Impressió 3D del conjunt

S'ha començat fent una prova d'impressió de dues de les vèrtebres superiors del model i el disc espinal ja que la simplicitat geomètrica d'aquest conjunt de models el fa idoni per fer-ne proves d'impressió. La prova s'ha fet amb una impressora diferent la BCN3D Sigma però que ofereix les mateixes prestacions que la Ultimaker 3.

Com es pot veure en la Figura 30, el resultat de la prova no és gens satisfactori, això és així perquè en el moment de fer la prova la impressora tenia un dels capçals espatllats de forma que no s'ha pogut fer suports amb material soluble i s'ha optat per provar de imprimir-ho sense suport. A més de no estar la capa superior i inferior tancada, com hauria d'estar, es pot veure que en alguna de les capes hi ha hagut alguna fallada de l'extrusor.

La prova ha servit per validar el correcte comportament del material utilitzat que és un PLA de color blanc, i també per comprovar que amb un 17% de densitat d'emplenament els resultats obtinguts són bons en aquest aspecte. S'ha volgut repetir la prova però afegint suports del mateix material d'impressió per comprovar si els resultats milloraven però per avaries de la impressora no ha estat possible. Per a la impressió de les dues opcions de models s'han mantingut tots els paràmetres que venien predeterminats amb la impressora, únicament s'ha modificat l'alçada de capa passant de 0,1 mm a 0,2 mm per estalviar temps d'impressió. A més, pel material d'impressió s'ha definit una densitat d'emplenament del 15% envers al 20% pel material de suport.



Figura 30: Primera prova impressió columna vertebral

De la prova realitzada s'ha considerat que la definició de la geometria del model és correcte tot i els problemes i defectes d'impressió. A més, la selecció del material, la densitat d'emplenament i l'alçada de capa han donat resultats satisfactoris, de forma que s'ha decidit llençar els models finals a la impressora Ultimaker 3. S'ha tingut en compte que proves amb altres models fets en la mateixa impressora havien donat resultats satisfactoris sense ni un defecte.

Opció A

Temps d'impressió: 20h 28min

A la Figura 31 es pot veure l'evolució de la impressió 3D del model, la (a) correspon al model visualitzat amb el software que utilitza l'equip d'impressió, les zones marcades en representen les àrees que necessitaran suports. La següent imatge Figura 31 (b) és el model un cop imprès amb tots els suports del material PVA que posant en remull finalment s'ha obtingut el model final que correspon a la Figura 31 (c). Es pot veure que el material utilitzat és platejat i no blanc com el de la prova, però continua sent PLA.

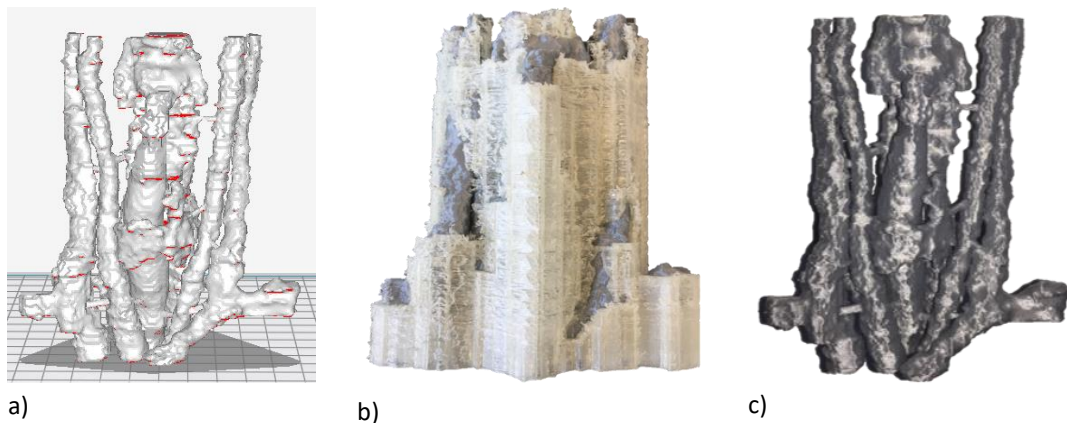


Figura 31: Impressió de la opció A del model

Opció B

Temps d'impressió: 15h 02min

Evidentment reduint el model (opció B) s'ha reduït el temps d'impressió en 5h i 26min, però per contra s'ha perdut part del model que aportava informació. Caldria estudiar si amb un model més compacte podria ser útil, per a planificar una cirurgia, per formació o per estudiar el cas.

D'altra banda amb l'opció B de la base com a suport i unió dels elements s'ha aconseguit reduir lleugerament l'ús de material de suport (Figura 32 (b)); ara bé, la base suposa una unió entre els elements molt intrusiva i limita les visions del model final. Tenint en compte que és molt més senzill i ràpid unir els element per una sola peça i no pas amb connectors tubulars entre tots ells es podria buscar un balanç entre una base senzilla i funcional però de superfície reduïda per facilitar la visualització i manipulació del model. En ambdues opcions el temps necessari per eliminar el suport ha estat pràcticament igual i aproximadament d'unes 20h, s'ha deixat en excés per assegurar que no quedés suport entre les petites cavitats entre vèrtebres i discos i entre la glàndula tiroides i la tràquea.

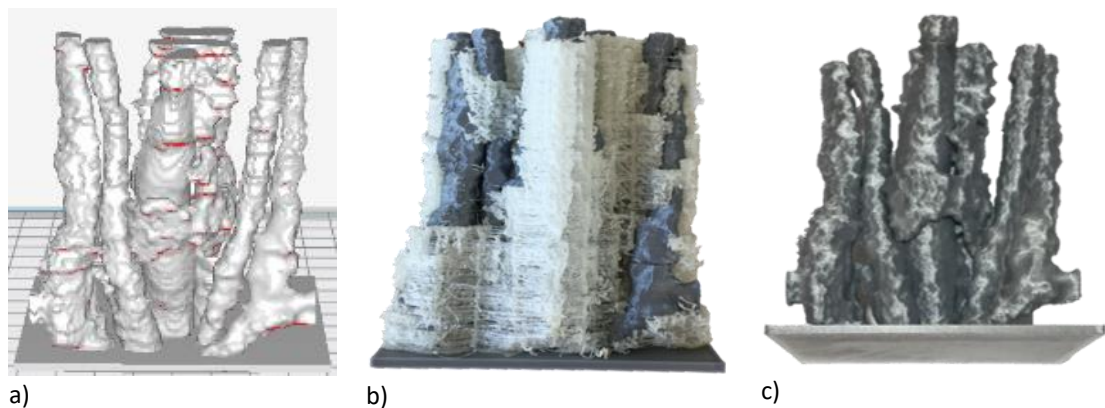


Figura 32: Impressió de la opció B del model

Pels dos modes el resultat sense el suport s'ha considerat correcte ja que l'acabat de les estructures és adequat, sense molts esglaons però amb la geometria perfectament definida i acurada respecte els models virtuals. A més, es distingeixen perfectament les diferents estructures anatòmiques segmentades, que es poden veure identificades a la Figura 33.

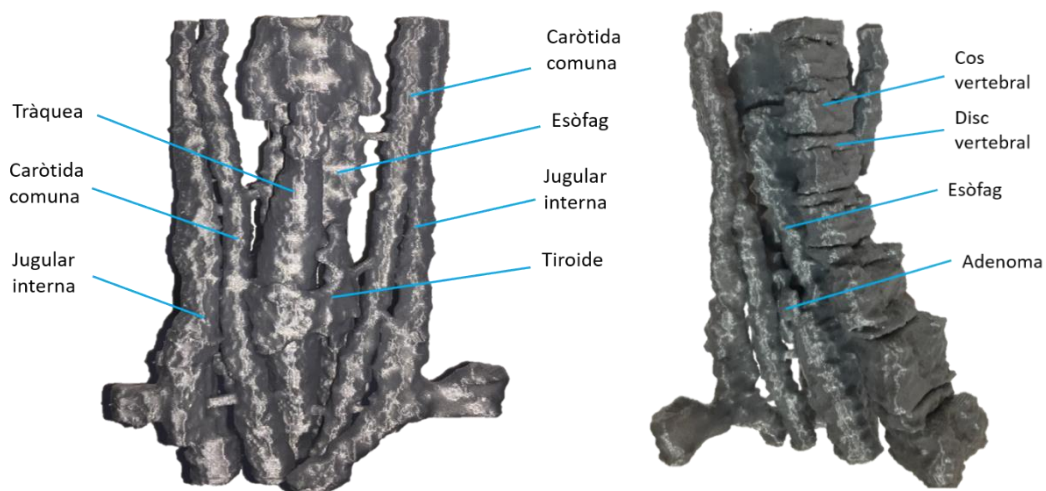


Figura 33: Identificació de les estructures anatòmiques sobre el model imprès

E4.2. Pintar estructures

Finalment, s'ha pintat únicament la patologia ja que la resta de les estructures anatòmiques s'identifiquen fàcilment, Figura 34. El color escollit per identificar-la és el groc, ja que és el mateix que es va utilitzar per segmentar-lo amb el programa 3D Slicer.

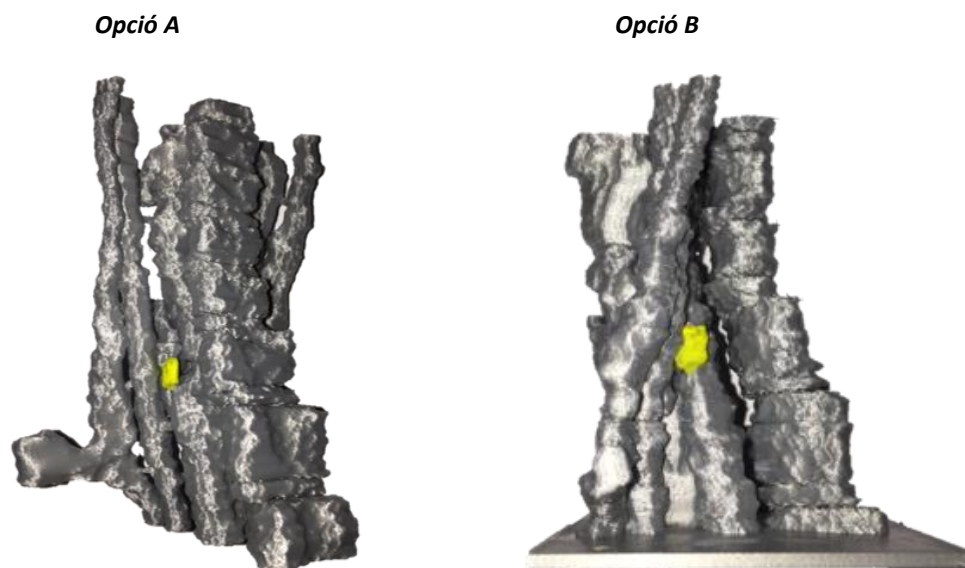


Figura 34: Models A i B amb adenoma pintat

6 GUIDELINES 3D SLICER

El programa s'obre per defecte amb el mòdul de benvinguda que permet carregar fitxers DICOM, exemples propis, accedir al menú de configuració o el mòdul d'instal·lació d'extensions, a més de desplegable on trobar més informació. Per descriure el manual d'usuari s'ha utilitzat fonamentalment l'experiència d'ús, la pàgina web de suport del mateix programa i els projectes: (Almonacid Corral, 2015), (Rioja Calvo, 2015) i (Pujol, n.d.).

La pantalla es divideix en tres zones A, B i C :

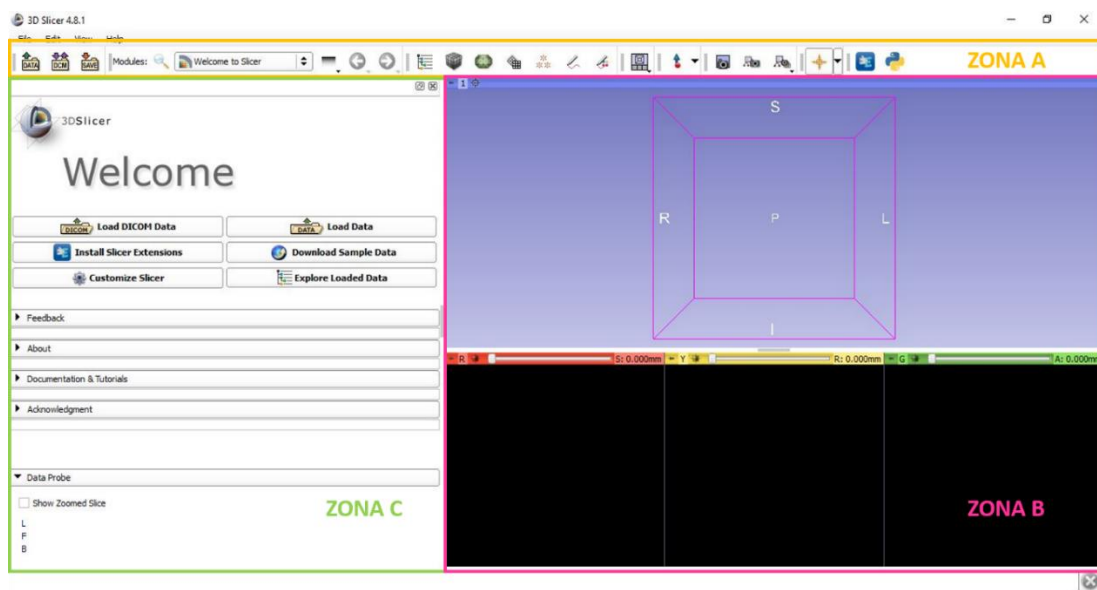


Figura 35: Zones de divisió de la pantalla 3D Slicer












A la zona A, a la part superior, hi ha la barra d'eines, amb accessos ràpids als mòduls més utilitzats, desplegable i buscador dels 125 mòduls de què disposa el software i d'altres eines d'utilitat. La resta de la pantalla està dividida entre la zona C, la interfase de l'usuari amb els mòduls i la zona B que és on es troben els visors bidimensionals i tridimensional.

El petit requadre que queda en blanc a la part superior de la pantalla informa amb missatges d'errors o perills i la zona per sobre la zona A conté els desplegable típics de qualsevol programa: Fitxer, Editar, Veure i Ajuda.

A continuació s'expliquen les diferents zones i les seves funcions i utilitats.

Zona A: Barra d'eines superior

En la barra d'eines superior hi ha diferents eines que són d'utilitat en el desenvolupament pel programa, de dreta a esquerra les seves funcions són:

Icona	Funció
	Carregar fitxers o DICOM o guardar el fitxer que s'estigui treballant sense necessitat de canviar al mòdul <i>Welcome to Slicer</i> .
	Cercador de mòduls per nom.
	Guarda els darrers mòduls que s'hagin usat per tal de recuperar-los ràpidament, a més de disposar de 7 mòduls predeterminats pel programa com els més usats en la part central de la barra d'eines.
	Canviar al mòdul anterior o posterior.
 	Alguns dels mòduls més utilitzats, aquests es poden modificar a configuració segons l'interès de l'usuari.
	Es dona opcions per canviar el mode de visualització de les finestres.
	Serveix per marcar i mesurar.
	Per capturar imatges del que es veu únicament en la part dreta de la pantalla.
	L'opció <i>slice interseccion</i> serveix com a suport per incidir sobre un punt específic en els tres plans simultàniament; també és en tot moment un indicador sobre l'alçada del tall que es veu representat en les altres vistes. Es pot fer la mateixa funció amb una combinació de teclat i ratolí que s'explica a continuació.
	La primera dona accés a la llibreria d'extensions i l'altre a una pantalla d'interacció amb Python.

Taula 1: Funció icones barra d'eines 3D Slicer

Zona B: Visors

En aquesta part de la pantalla es visualitza el que s'està fent; hi ha gran varietat de combinacions de pantalles segons si es treballa amb més d'una vista bidimensional, amb la tridimensional, amb taula d'estadístics, o fins i tot comparant fitxers entre d'altres. Per l'ús que s'ha n'ha fet s'explica només les possibilitats que ofereixen les vistes en secció i la 3D. A cada una de les vistes se li assigna un color, vermell per l'axial, groc pel sagital, verd pel coronal i blau pel 3D.

Per a cada vista bidimensional les opcions possibles es mostren en el desplegable de la cantonada esquerra -superior. A la part superior de la(Figura 36) es pot veure un regulador que és el que permet moure's pels diferents talls de la vista, just al seu costat la icona quadrada té com a funció centrar la vista del visor amb la visualització del tall central.

Dins el mateix visor es poden visualitzar dues imatges de dos fitxers alhora amb els desplegable de B (Background) i F (Foreground); si es volen solapar les dues imatges es posiciona el regulador enmig de les dues fent que els valors de transparència de F sigui 0.5 o el que permeti veure la superposició.

La lletra L (LabelMap) correspon al mapa d'etiquetes, que es pot escollir visualitzar-la o no, canviar-ne la transparència o que només es vegin els contorns marcats i no tota la superfície.

Quan es crea una segmentació s'afegeix també en el desplegable, del qual se'n pot escollir quina segmentació visualitzar, què (contorn o superfície) i com (opacitat), a més de poder seleccionar quins segments visualitzar.

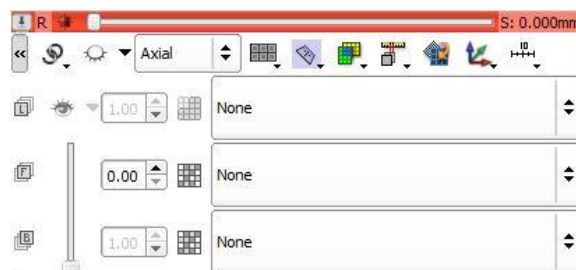










Figura 36: Configuració visor 2D

Les icones de la part superior tenen com a funcions:

Icona	Funció
	Enllaça els controls de totes les vistes.
	Visualització del pla en la vista 3D.
	Configuració de la visualització de la pantalla, per veure un o més talls en el mateix visor.
	Configuració de la composició dels colors de la imatge amb el fons.
	Distància entre capes escollida automàticament o manualment per l'usuari.
	Rotació de la imatge.
	Configuració de la visualització de l'orientació, amb eixos, cub o cos humà.
	Visualització d'un regle orientatiu a la zona inferior del visor.

Taula 2: Funció icones configuració visor 2D

Per a la vista 3D les opcions són molt més limitades, aquestes es poden veure a la Figura 37. La meitat del desplegable esta destinat a la representació dels eixos designats amb les lletres S (superior), I (inferior), R (right), L (left), P (Posterior) i A (anterior). Clicant sobre cada un dels eixos es canvia ràpidament la vista.

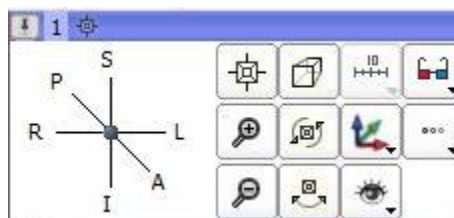












Figura 37: Configuració visor 3D

La funció de les icones per a la configuració d'aquest visor són:

Icona	Funció
	Centra la vista 3D al visor.
	Per canviar entre la vista ortogràfica i la representació en perspectiva.

	Visualització d'un regle orientatiu a la zona inferior del visor, només per a la vista ortogràfica.
	Formes de visualització estèreo.
	Zoom.
	Gira 360º automàticament la vista 3D.
	Configuració de la visualització de l'orientació, amb eixos, cub o cos humà.
	Múltiples opcions
	Gira 180º alternativa i automàticament la vista 3D.
	Selecció d'elements visibles i color del fons del visor.

Taula 3: Funció icones configuració visor 3D

Zona C: Mòduls de funcions

EL programa disposa de 125 mòduls amb múltiples funcions i extensions, pel cas que s'ha desenvolupat s'ha treballat únicament amb 12 mòduls que són els que s'explicaran.

a) *Welcome Slicer*

És el mòdul de benvinguda amb el qual s'obre el programa per defecte, permet carregar fitxers DICOM, exemples propis del programa, accedir al menú de configuració o al mòdul d'instal·lació d'extensions a més de desplegable amb més informació del software (Figura 38).

Si es vol començar a treballar amb un fitxer nou s'ha d'escollir la primera opció de carregar fitxers DICOM on s'obre directament el mòdul *DICOM Browser* que s'explica a continuació. En l'opció de carregar dades es pot triar entre un directori o un fitxer per continuar treballant amb un arxiu amb el format del programa.



Figura 38: Mòdul Welcome Slicer

b) DICOM Browser

Es tracta d'un navegador on s'hi poden emmagatzemar múltiples casos i fitxers DICOM per després carregar-los al programa.

Inicialment el mòdul es troba buit com es veu a la Figura 39, però per començar s'ha d'importar un fitxer DICOM, el qual consta de múltiples carpetes amb varis fitxers en cada una d'elles amb la informació de les imatges, del pacient i de l'escàner. En exportar un directori d'aquests el mòdul s'encarrega de llegir la informació i classificar-la segons el que sigui.

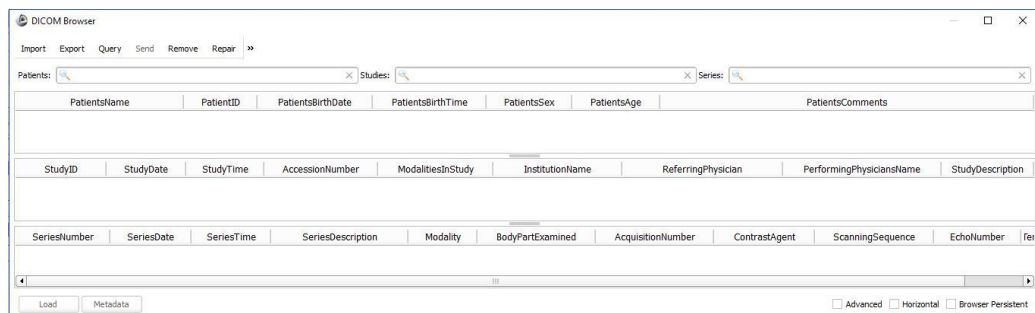


Figura 39: Mòdul DICOM Browser

c) Volume Rendering

Aquest mòdul serveix per a fer representacions tridimensionals de les imatges, per fer-ho tan sols cal escollir el fitxer a representar al desplegable superior i activar-ne la

visualització (Figura 40). Cal tenir en compte que la visualització que es genera és un núvol de punts format pels píxels de les vistes bidimensionals.

El desplegable *preset* aplica un conjunt predeterminat de funcions d'opacitat, color i transferència de degradat segons el tipus d'estructures anatòmiques que es vulgui visualitzar, es pot escollir entre 20 tipus de CT, 4 tipus de MRI i 1 DTI. Automàticament només serà vàlida la representació de l'esquelet ja que són fàcils d'identificar, mentre per altres opcions s'haurà d'ajustar els paràmetres a l'apartat de *Volum properties* del desplegable *Advanced* ja que sinó només es visualitza un núvol de punts.

En el mateix mòdul s'ofereix l'opció de crear un ROI (Region of Interest); únicament s'ha d'activar la opció per la icona de visualització de *Display ROI* i ajustar la secció que es vulgui retallar visualment a les finestres de visualització 2D i 3D o per l'apartat ROI del desplegable *Advanced*.

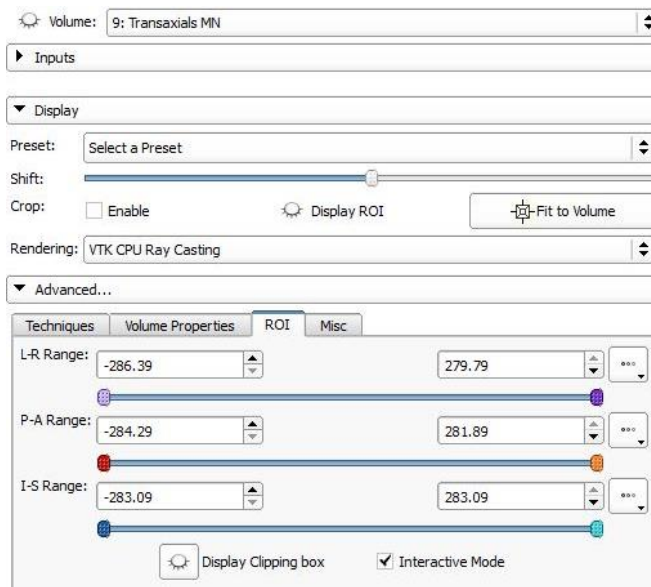


Figura 40: Mòdul Volume Rendering

d) Crop Volume

En aquest mòdul es poden crear nous ROI's o bé utilitzar els que ja es tinguin creats, tenint en compte, però, que no es pot ajustar numèricament les seves dimensions.

En cas que sigui necessari disminuir la distància entre capes per augmentar la resolució de les segmentacions s'ha de seleccionar l'opció *Interpolated cropping* de la Figura 41. A més si les imatges tenen diferents distàncies entre capes per als diferents eixos s'escollirà també l'opció *Isotropic spacing* per tan que el ROI resultant tingui píxels cúbics prenent de

dimensions les mínimes segons el volum inicial. Per triar el mètode d'interpolació es tindrà en compte:

- Nearest Neighbor: Qualitat baixa, el més ràpid. Pensat per a sub-volums de mapes d'etiquetes.
- Linear: Qualitat i velocitat mitjana. Pensat per sub-volums de grans dimensions.
- Windowed Sinc: Qualitat alta però lent.
- B-Spline: Qualitat alta però lent.

De forma predeterminada es té seleccionada l'opció Linear.

En el desplegable *Volume Information* es visualitza la distància entre capes i les dimensions tant del volum d'entrada com del sub-volum ROI.

Finalment, per retallar la regió compresa dins el prisma quadrangular ROI s'ha de seleccionar *Apply*.

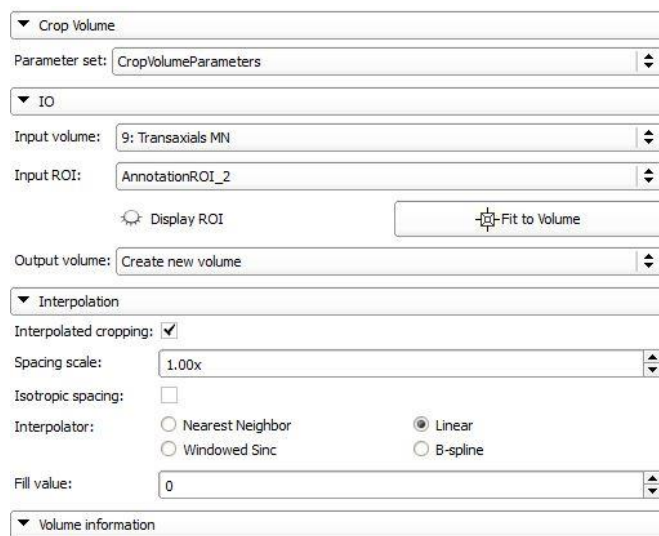


Figura 41: Mòdul Crop Volume

e) Volumes

Mitjançant aquest mòdul es modifica la gama de colors i l'escala que aquests agafen per tal de millorar-ne la visualització dels elements d'interès, ja que la tonalitat ve determinada per la densitat del teixit.

Al desplegable de la part superior se selecciona el fitxer al que se li vol canviar els paràmetres de visualització; aquest ha de coincidir amb algun dels fitxers que es tinguin definits en els visors 2D.

El software ofereix una recomanació de gamma de colors i valor de paràmetres segons el tipus d'imatge i els teixits que es vulguin emfatitzar. Els que es veuen a la Figura 42 en escala de grisos són per CT i accentuen per ordre d'esquerra a dreta: ossos, aire, abdomen, cervell i pulmons, els altres dos són per imatges de PET i DTI respectivament.

Si cap de les opcions disponibles ofereix una bona visualització de les imatges amb els reguladors de la Figura 42 es poden modificar els paràmetres manualment fins obtenir-ne la visualització desitjada.

Per defecte, tots els fitxers es carreguen en gama de grisos però si es tenen imatges obtingudes per medicina nuclear, DTI o fMRI o altres és adient canviar la gamma de colors per escollir una que s'adapti a les imatges.

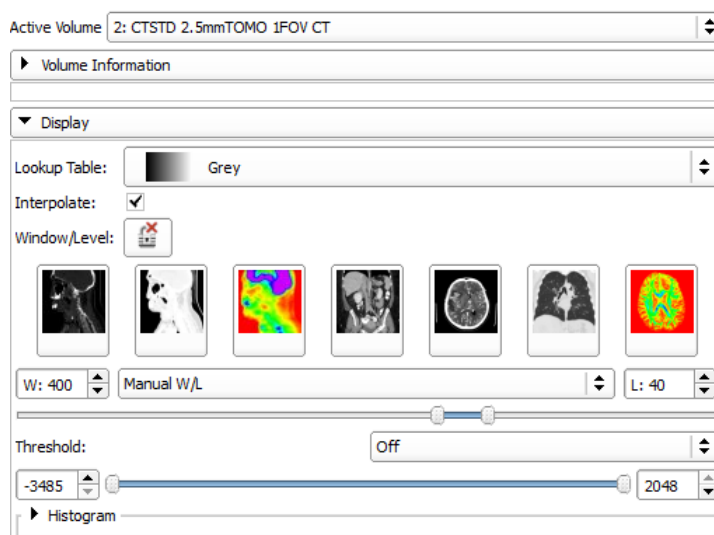


Figura 42: Mòdul Volumes

f) Editor

La funció d'aquest mòdul és crear mapes d'etiquetes. Només d'obrir-lo demana quina carta de colors es vol utilitzar, per defecte hi ha seleccionada la carta de colors anatòmics genèrics.

En la zona superior de la Figura 43 s'indica la imatge que es pren de referència per crear les etiquetes i immediatament a sota el nom de la capa d'etiquetes.

Mitjançant el desplegable superior de *Per-Structure Volumes* es pot crear diferents etiquetes per així treballar-les individualment amb les eines explicades, ja que sinó es treballarà amb el conjunt d'etiquetes. Això és molt útil per utilitzar algunes eines que s'apliquen sobre la totalitat del mapa d'etiquetes.

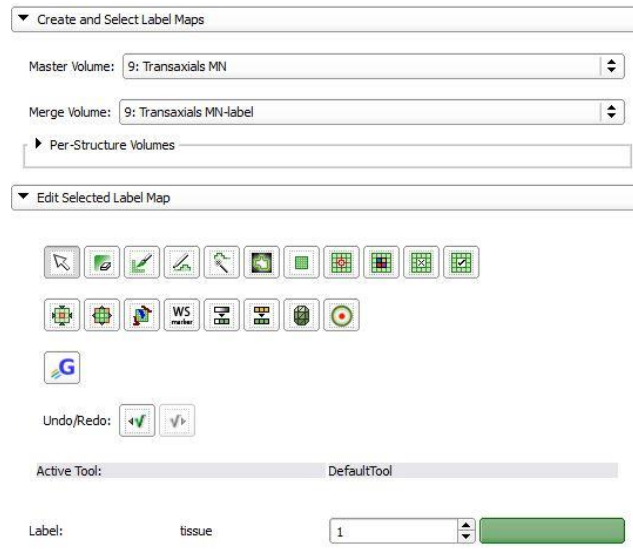














Figura 43: Mòdul Editor

Les eines que s'utilitzen per aquest mòdul tenen com a funció:

Icona	Funció
	Per tornar al cursor normal
	Eines bàsiques per eliminar o marcar manualment cada un dels píxels. S'utilitza per millorar la precisió de les etiquetes aplicades amb les altres eines.
	Completa regions amb intensitats similars connectades, fent varis clics fa créixer la regió.
	Apuntant amb el cursor sobre un punt detecta i marca tots els píxels contigus de mateixa densitat d'on es trobi, així que detecta fronteres d'estructures per canvi en l'escala de grisos. Cal destacar que s'han de marcar els elements en cada un dels talls d'un mateix pla. S'utilitza per estructures que tinguin una frontera ben delimitada però densitat igual a altres elements, com serien els vasos sanguinis.

	Dibuixa rectangles de dimensions escollides per l'usuari
	Cada una de les eines respectivament identifica, canvia, elimina o guarda l'etiqueta aplicada a una illa de píxels en tota la seva continuïtat en els talls, de manera que en cas d'error en marcar un element ràpidament es pot rectificar l'etiqueta o suprimir-la.
	Expandeix o contrau respectivament un segment determinat per l'usuari.
	Crea una segmentació completa d'un volum a partir d'una altra segmentació d'exemple. Pot usar diversos colors d'etiquetes per representar diferents estructures anatòmiques. Primerament s'ha de definir almenys dues estructures anatòmiques diferents que serà les que usará de referència.
	Eina de segmentació multi-etiqueta que en aplicar l'algorisme, les etiquetes es creen àvidament amb el valor de gradient mínim.
	<p>Aplica l'etiqueta seleccionada sobre tots els píxels que estiguin dins el rang de grisos determinat per l'usuari en tots els talls del fitxer escollit.</p> <p>La segona eina únicament canvia d'etiqueta elements ja marcats segons el mateix criteri.</p> <p>Molt útil per elements de densitat cartilaginosa o òssia o per contra de molt baixa densitat com ara pulmons.</p>
	Eina que té com a funció compilar un model tridimensional de l'etiqueta seleccionada, a la finestra de visualització 3D es mostrarà el model generat.
	És un algorisme de segmentació 3D que fa créixer una regió basada en estadístiques. S'ha de pintar la zona que es vol fer créixer amb una sola etiqueta.

Taula 4: Funció icones mòdul Editor

g) *Segment Editor*

Amb aquest mòdul es creen les segmentacions de les estructures o elements anatòmics d'interès per d'exportar-los com a mapa d'etiquetes o models tridimensionals.

Amb el mòdul present es pot crear directament una segmentació o bé es pot importar un mapa d'etiquetes. En crear una segmentació de nou s'escull un color, que amb la carta de colors anatòmica genèrica, ve determinat per l'element del que es. En cas d'importar un mapa d'etiquetes creat al mòdul *editor* es pot modificar les segmentacions fetes amb les eines de què es disposa.

Amb el desplegable que hi ha al costat de la icona de visualització 3D de la Figura 44 es pot definir el valor del refinament de la visualització tridimensional indicant 0 per a un refinament nul o 1 com a valor màxim. En el moment de generar els models i la seva malla es farà tal qual es visualitzin en el visor 3D.

Per importar i exportar es fa amb el mòdul *Segmentations*, que s'explica a continuació, al qual s'accedeix directament des del desplegable de la icona *Segmentations* (Figura 44).

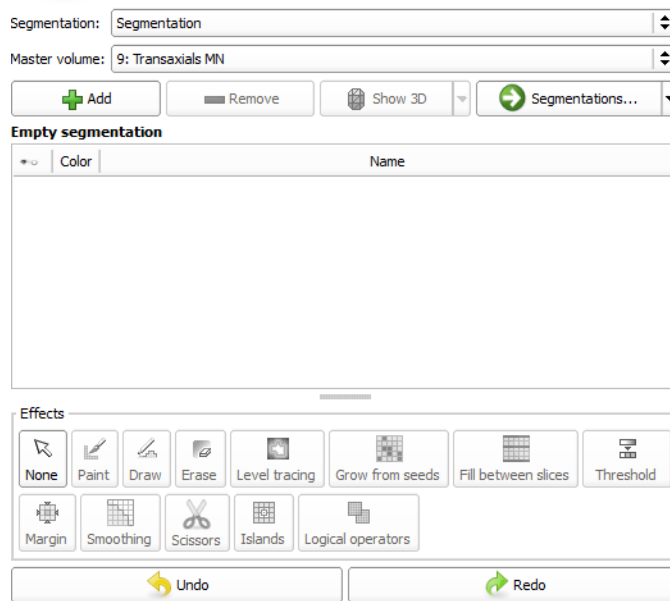

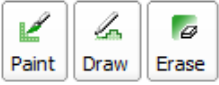
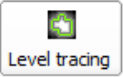
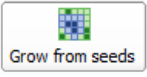
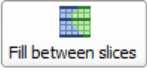





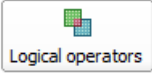


Figura 44: Mòdul Segment Editor

Algunes de les eines per crear i definir segments en aquests mòdul són i funcionen igual que les del mòdul *Editor*; totes les eines de què disposa són:

Icona	Funció
	Per tornar al cursor normal
	Eines bàsiques per eliminar o marcar manualment cada un dels píxels. S'utilitza per millorar la precisió de les etiquetes aplicades amb les altres eines.
	Apuntant amb el cursor sobre un punt detecta i marca tots els píxels contigus de mateixa densitat d'on es trobi, així que detecta fronteres d'estructures per canvi en l'escala de grisos. Cal destacar que s'han de marcar els elements en cada un dels talls d'un mateix pla. S'utilitza per estructures que tinguin una frontera ben delimitada però densitat igual a altres elements, com serien els vasos sanguinis.
	Fa créixer la segmentació partint d'un mínim de dos segments inicial, dels quals se'n tenen en compte la ubicació, la grandària, la forma i el contingut. Els límits del segment final vindran determinats per un canvi de brillantor respecte els segments inicials de referència.
	Interpola la segmentació entre talls, cal que ja hi hagi segments segmentats i que cap dels veïns directes estigui segmentat, per tant, s'ha de deixar sempre almenys un tall buit entre els talls segmentats.
	Aplica l'etiqueta seleccionada sobre tots els píxels que estiguin dins el rang de grisos determinat per l'usuari en tots els talls del fitxer escollit. Molt útil per elements de densitat cartilaginosa o òssia o per contra de molt baixa densitat com ara pulmons.
	Expandeix o contrau segons especifiqui l'usuari un segment determinat.
	Suavitza els límits dels segments eliminant extrusions i omplint petits buits, hi ha diverses opcions: Mitjana: elimina petits detalls mentre manté els contorns gairebé sense canvis. Obertura: elimina extrusions més petites que la grandària especificada. Tancament: omple cantonades i forats menors que la grandària especificada. Gaussià: suavitzava tots els contorns, tendeix a reduir la grandària del segment. Suavitzat de juntes: suavitza múltiples segments alhora, en cas que algun d'ells es superposi es prioritza el més alt a la taula superior de segments.

	Talla tot el segment des del punt que es visualitza o es marca en la vista tridimensional. Es pot seleccionar el tipus d'operació, la forma i el tall tallat.
	Edita components connectats d'un segment: mantenint, eliminant, afegint o dividint illes.
	Aplica operadors lògics o combina segments.

Taula 5: Funció icones mòdul Segment Editor

h) Segmentations

Es tracta d'un mòdul que serveix per gestionar les segmentacions creades.

Per la part superior (Figura 45) es selecciona la segmentació que pot contenir múltiples segments corresponents a estructures o ROI's.

Es poden crear o esborrar segments amb les icones superiors, mentre que clicant *Edit selected* amb un segment seleccionat es redirigeix al mòdul *Segment Editor* que és específic per editar les segmentacions.

Mitjançant el desplegable *Display* es poden modificar les configuracions de visualització de tota la segmentació com serien: visibilitat i opacitat del contorn dels segments, l'interior i la vista 3D. Així mateix, amb la configuració avançada es poden modificar altres paràmetres com les vistes, la distància entre capes i la representació de les vistes 2D i 3D, a més de la configuració per segments.

Dins el següent desplegable es mostra una llista de representacions admeses i operacions relacionades de les quals se'n poden fer conversions.

Amb els següents desplegables, tal com s'indica, es poden moure o copiar segments de la segmentació actual a una altra, i amb el darrer importar o exportar models i mapes d'etiquetes.

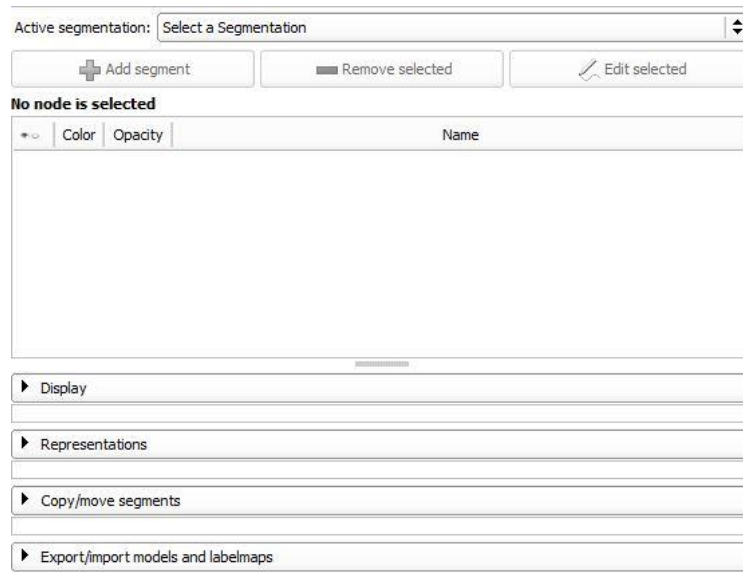


Figura 45: Mòdul Segmentations

i) Segment Statistics

S'utilitza aquest mòdul per calcular recomptes i volums dels segments, només cal entrar una segmentació i la imatge a la que correspon. Els paràmetres que s'escullen per calcular variaran segons si es tracta de:

- Mapa d'etiquetes



Figura 46: Paràmetres per estadístiques de mapa d'etiquetes

- Volums escalars

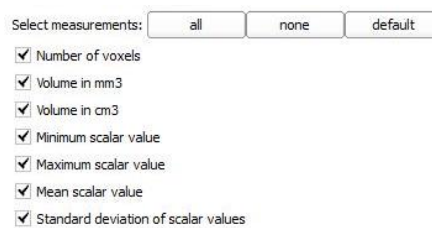


Figura 47: Paràmetres per estadístiques de volums escalars

- Superfície tancada



Figura 48: Paràmetres per estadístiques de superfície tancada

Un cop seleccionats els paràmetres que interessa fer-ne estadístics, clicant *Apply* (Figura 49), es genera una taula amb tota la informació dels paràmetres definits.

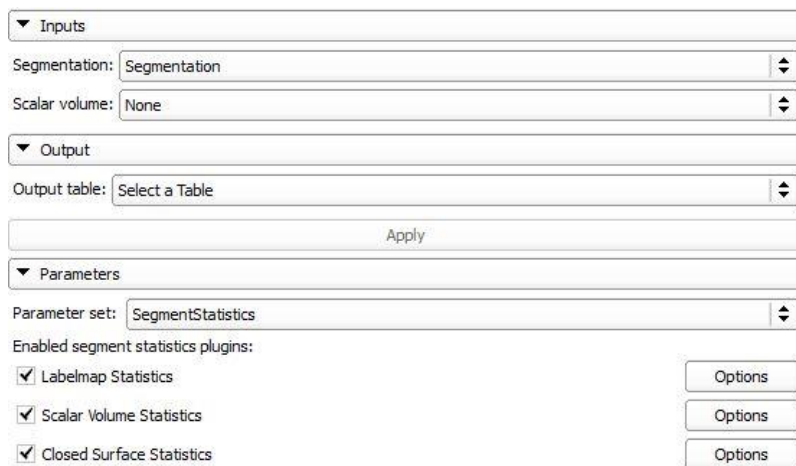


Figura 49: Mòdul Segment Statistics

A més, hi ha l'opció de modificar la taula afegint o esborrant files/columnes; també es pot generar una representació gràfica dels valors seleccionats clicant sobre la icona *Plot* (Figura 50).

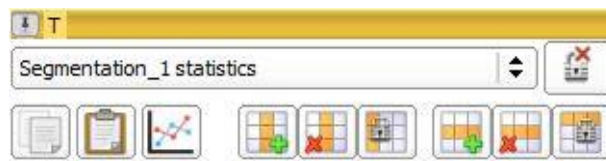


Figura 50: Configuració visor taula

De la representació gràfica se'n poden modificar algunes característiques (Figura 51) com la visualització de la graella o la llegenda i també escollir d'entre tots els valors seleccionats els que es vol visualitzar. També hi ha l'opció d'afegir títol al gràfic i nom als eixos, però per contra no es poden definir els valors dels eixos.

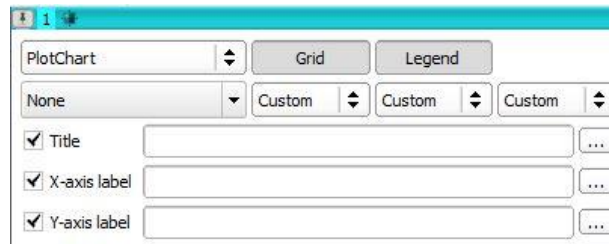


Figura 51: Configuració visor gràfics

j) Models

S'utilitza aquest mòdul per editar paràmetres dels models 3D com color (etiqueta), transparència, plans de tall, etc.

En el panell superior (Figura 52) es pot buscar un model en concret, amagar o visualitzar tots els models, els quals surten llistats per jerarquies al panell immediatament inferior. De cada un dels models que hi ha es poden modificar el color (etiqueta), la opacitat, el nom i escollir visualitzar-los o no.

Amb el desplegable inferior es mostra informació del model que es tingui seleccionat, com ara l'àrea superficial, el volum, el nombre de vèrtex o cel·les que té el model.

El desplegable *Display*, es pot modificar informació del model selecciona, aquest es divideix en quatre blocs:

- **Visibilitat:** Es pot escollir la seva visibilitat i on, és a dir en quins visors serà visible, a més també es pot canviar el color per qualsevol d'una taula de colors o entat amb RGB o HSV.
- **Visor 3D:** Es pot variar l'opacitat, el tipus de representació (a escollir entre: punts, *wireframe*, superfície o malla de superfície), les zones visibles, que poden ser totes, part davantera o posterior, a més de molts altres paràmetres avançats com la mida del punt o altres per simular diferents propietats de materials (brillants, opacs, etc.).
- **Visor per talls (2D):** Visualització del model a les vistes bidimensionals, que pot ser d'intersecció (visualitzat igual que les segmentacions), una projecció del model sobre la vista o bé una projecció amb dos colors, on un d'ells representa la distància entre el tall i la projecció del model. A més de poder-ne variar la seva opacitat i gruix de la línia exterior del model en el cas de seleccionar l'opció d'intersecció. Es poden observar les diferències entre el segment i el model activant o desactivant la seva visualització.

- Escalar: Serveix per modificar propietats de superposició escalar.

L'últim desplegable del mòdul s'utilitza per retallar el model segons els plans de les vistes 2D, es pot escollir que el tall sigui segons la unió dels plans o la intersecció d'aquests, prenent doncs la part que queda dins o fora de la delimitació dels talls i l'altre es descarta.

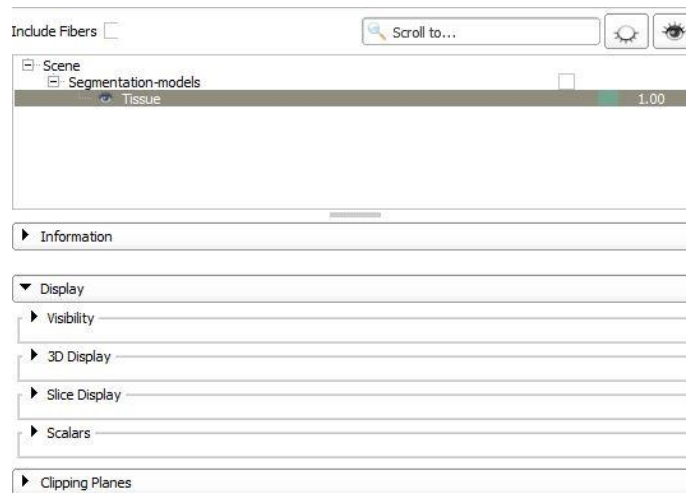


Figura 52: Mòdul Models

k) Merge Models

Es tracta d'un mòdul que com bé diu el nom serveix per unir diferents models per formar-ne un de nou. El funcionament és tant senzill com escollir els dos models a unir i crear un nou model i clicar sobre *Apply* tal com es pot veure a la Figura 53.

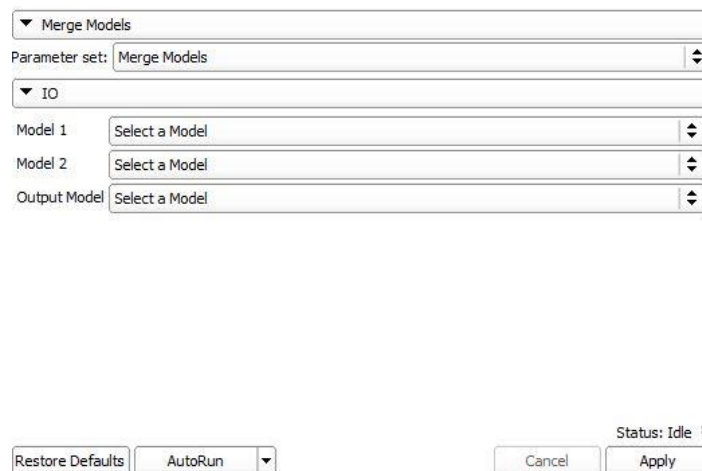


Figura 53: Mòdul Merge Models

Té com a desavantatge destacable la limitació d'unir només parelles de models, ja que per conjunts d'estructures anatòmiques s'han d'acabar unint d'un a un amb models nous.

1) Data

Aquest mòdul serveix com a punt central d'organitzador de dades del programa i permet fer-ne operacions bàsiques com buscar, renommar, eliminar o moure. Es mostren les dades de diferents formes (Figura 54):

- Jerarquia de subjectes: Les dades DICOM s'organitzen automàticament amb un arbre jeràrquic de sèrie, pacient o estudi. Mentre que les dades que no són DICOM es poden organitzar manualment en estructura d'arbre creant una jerarquia o carpetes similars a DICOM. Clicant amb el botó dret es pot crear noves carpetes i arrastrant-les s'ubiquen al nivell desitjat.
- Jerarquia de transformacions: Enumera tots els objectes gràfics transformables com volums o models de l'escena organitzats en forma d'un arbre jeràrquic que descriu les relacions entre ells.
- Tots els nodes: Vista no estructurada de tots els elements gràfics de l'escena. Admet editar propietats, renommar i eliminar.

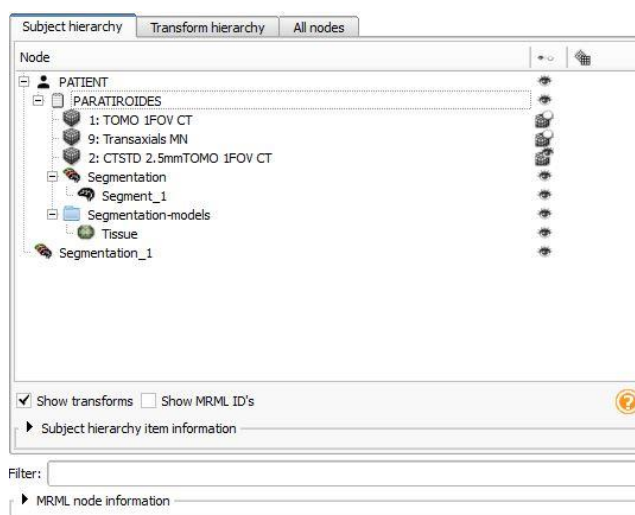


Figura 54: Mòdul Data

Per moure's ràpidament pel programa es disposa de multitud de Hotkeys (dreceres de combinacions de tecles i ratolí) que algunes d'elles varien segons el mòdul que s'estigui

utilitzant, a continuació es llisten algunes de les que són generals per a tots els mòduls i la seva funció.

Dreces	Funció
Clic + desplaçament vertical	Variació de la lluentor
Clic + desplaçament horitzontal	Variació de contrast
Clic roda + desplaçament / shift + clic	Translació de la imatge
Clic dret + desplaçament vertical / Crtl + roda	Zoom
Roda / Amunt o avall / dreta o esquerra	Desplaçament per les seccions dels plans
Shift + desplaçament	Situa totes les vistes en els talls d'intersecció del punt on es troba el cursor, fa la funció de l' <i>slice interseccion</i> sense indicar els plans en les tres vistes.

Taula 6: Dreces visors

Finalment, en guardar tots els fitxers generats s'obra una pestanya (Figura 55) on es pot seleccionar quins es vol guardar i en quin format. El primer fitxer és el que engloba tota la informació, mentre que la resta es troben per sota de l'arbre jeràrquic que es veia al mòdul *Data*. Per continuar treballant amb un mateix fitxer només serà necessari carregar al programa el fitxer amb format .MRML.

Per guardar models es disposa de 5 formats:

- Poly Data (.vtk)
- XML Poly Data (.vtp)
- STL (.stl)
- PLY (.ply)
- Wavefront OBJ (.obj)

Si l'objectiu del model és imprimir-lo en 3D s'haurà de guardar en format STL, ja que és el que utilitzen les impressores 3D.

Aplicació de la impressió 3D en estructures anatòmiques

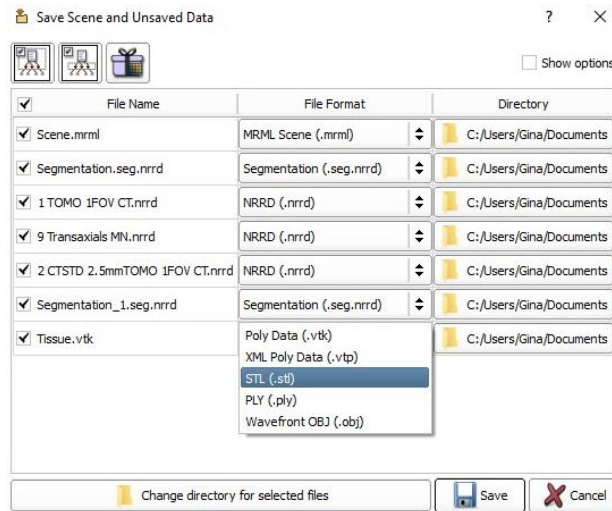


Figura 55: Guardar fitxers 3D Slicer

Si s'utilitza el programa 3D Slicer per reproduir únicament l'objectiu principal desenvolupat en el present estudi, és a dir, partint d'imatges DICOM tractar-les per imprimir-ne estructures anatòmiques, la seqüència de mòduls que s'ha d'utilitzar és la definida a la Figura 56:

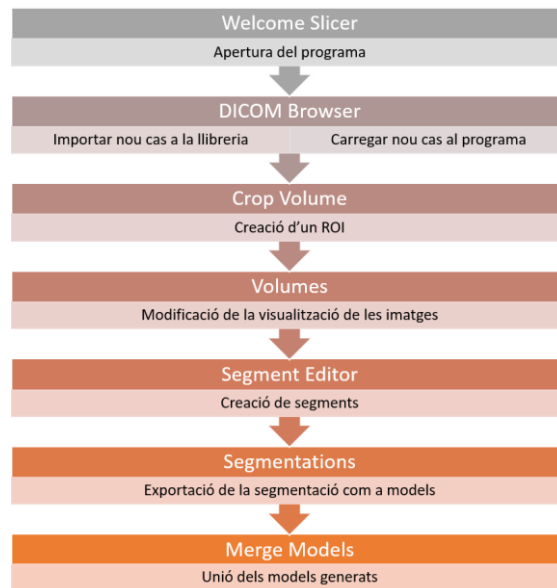


Figura 56: Seqüència de mòduls del 3D Slicer

Evidentment, s'ha definit una possible fulla de ruta, però que hi ha múltiples opcions que també dependran de les característiques de les imatges; per exemple, pot ser que no sigui necessari crear-ne un ROI. Així mateix, s'ha definit els mòduls mínims necessaris per assolir l'objectiu, però segons les necessitats se'n poden afegir d'altres com ara *Editor* o *Segment Statistics*.

7 PRESSUPOST

El pressupost que en resulta de la realització del present estudi és:

Descripció	Quantitat	Preu unitari	Preu
Hores tècnic			
Adquisició de coneixements	250 h	0 €/h	0 €
Realització experiments, modelització i redacció	125 h	35 €/h	4375 €
Equipament			
Ordinador	125 h	1 €/h	125 €
Impressora 3D	35h 30'	1 €/h	35,50 €
Material			
Bobina de PLA	121 g	0,044 €/g	5,32 €
Bobina de PVA	106 g	0,113 €/g	11,98 €
Total costos directes			4552,80 €
Costos indirectes		14 %	637,39 €
Total			5190,19 €
Benefici		9 %	467,12 €
Total sense impostos			5657,31 €
IVA		21 %	1188,04 €
Total a facturar			6845,35 €

Taula 7: Pressupost

8 CONCLUSIONS

En el present estudi per al desenvolupament de l'objectiu principal s'han dut a terme les tasques d'estudi per a l'adquisició de coneixements previs, seguides dels passos d'identificació, segmentació i creació de models tridimensionals d'estructures anatòmiques, per finalment adaptar i imprimir els models finals, del que se'n poden treure diverses conclusions i observacions.

Com a conclusió de les etapes prèvies d'adquisició de coneixements sobre l'aplicació d'impressores 3D en medicina es pot afirmar que tot i que la societat hagi trigat un temps considerable a veure'n el rendiment que es pot treure d'aquests equips, actualment s'està exprimint a fons les seves possibles aplicacions en diverses branques del món sanitari. Cal remarcar els importants beneficis que aporta en l'estudi d'un cas clínic el fet de visualitzar mitjançant un model tangible la situació real del pacient.

En tot moment, en l'etapa de definició de la metodologia utilitzada s'ha procurat que la descripció del procediment i les recomanacions fos clara, àmplia i generalista per tal de permetre la reproducció per a altres casos d'estudi. Ara bé, les directrius que s'ha definit han estat basades en els obstacles i característiques del cas desenvolupat i dels programes utilitzats. El tipus d'imatges i la fi que se'n volia fer han estat trets determinatius per la descripció d'aquest apartat, així doncs per a altres casos/aplicacions poden variar considerablement algunes parts d'aquesta etapa.

De les etapes de desenvolupament del cas realitzat es pot concloure primordialment que segons el tipus i les característiques de les imatges mèdiques de què es disposa, el resultat obtingut en quedarà absolutament determinat per diversos motius que afecten durant l'evolució del cas.

Primerament, segons l'anatomia de la zona i el tipus de teixit d'interès caldrà sotmetre el pacient a l'escàner mèdic pel qual s'obtinguin les imatges més adequades. Per a casos de traumatologia el millor seran les imatges CT, mentre que per observar teixits tous les MRI donen més bons resultats.

A més, s'haurà de procurar obtenir imatges amb escàners que ofereixin molt bona qualitat ja que si les estructures són fàcilment identificables i estan ben definides, la segmentació amb les eines que disposa el software utilitzat es pot fer de forma automàtica. Aquest fet farà que el temps i la resolució de les estructures finals variï considerablement. Això no només dependrà de les imatges sinó que també canviarà segons el tipus de teixits que interressi

segmentar. En el desenvolupament d'un cas on interressi segmentar estructures de teixits molt fàcilment identificables com seria el cas de teixits ossis o cartilaginosa amb imatges CT la dificultat, un cop dominats els conceptes bàsics necessaris, seria pràcticament nul·la. En el cas que s'ha desenvolupat en el present estudi pràcticament totes les estructures anatòmiques que s'ha segmentat eren de teixit tou, fet que ha fet que la identificació i segmentació fos considerablement més complexa.

Una de les característiques més importants de les imatges mèdiques obtingudes és la distància entre capes, ja que aquest tret determina molt el resultat de la segmentació. En el cas que s'ha realitzat en el present estudi, per les seves característiques, s'ha pogut reduir la distància creant una interpolació entre les capes, millorant així l'aproximació del model a la geometria real de les estructures anatòmiques. D'altra banda, s'ha comprovat que amb el refinament de la superfície final es millora l'esglaonament del model tridimensional, però sense modificar-ne la geometria, de manera que si aquest és molt exagerat, amb un refinament no s'aconseguirà millorar-lo. Així doncs, per a possibles reproduccions aquest paràmetre s'ha de controlar en el moment de la captació de les imatges procurant que sigui la menor possible.

En l'etapa de resultats s'ha demostrat que s'ha assolit satisfactòriament l'objectiu principal d'obtenir un model tangible d'estructures anatòmiques. S'ha de tenir en compte que aquest èxit no seria possible sense l'assessorament i validació de les etapes per part d'un metge especialista, ja que l'estudi previ de l'anatomia i la patologia eren necessaris però no suficients. Es pot assegurar que el desenvolupament d'un cas mèdic s'ha de fer sempre per part d'una persona especialitzada o amb la seva assistència.

A més de l'objectiu principal, també s'ha realitzat un manual d'usuari del programa 3D Slicer que ha estat el software principal que s'ha utilitzat per a l'obtenció dels models, amb la particularitat que s'ha fet específicament i limitat a l'ús que s'ha n'ha fet, ja que es tracta d'un programa molt extens per a moltes aplicacions i usos específics. Així, igual que l'etapa de metodologia es podria veure modificada segons variacions d'un nou cas d'estudi, el mateix passaria amb aquesta etapa.

Un cop desenvolupat l'objectiu principal i per consegüent els altres objectius que es pretenia assolir, es pot plantejar com a millora i aprofundiment en l'estudi realitzat la creació de models amb totes les estructures anatòmiques incloent les més petites i difícils de segmentar. Com realment s'aconseguiria una millora considerable seria aconseguint un model desmuntable que mantingués la posició de les estructures anatòmiques o bé connectar-les de

forma que s'imités la mobilitat real que tenen. A més, també es podria aconseguir models amb característiques més semblants a la realitat imprimint les estructures anatòmiques amb materials semblants als teixits reals d'aquestes.

BIBLIOGRAFIA

- Almonacid Corral, J. (2015). Estudio teórico y propuesta de desarrollo d un amiquí antropomórfico dinámico para la simulación del ciclo respiratorio en radioterapia. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25336867>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4189697>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4189697&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Bofill, J. A. i, Casassas, O., Coris, J. R. i, Miret, E. L. i, & Pallejà, J. F. i. (2000). Diccionari Enciclopèdic de Medicina.
- Bücking, T. M., Hill, E. R., Robertson, J. L., Maneas, E., Plumb, A. A., & Nikitichev, D. I. (2017). From medical imaging data to 3D printed anatomical models. *PLoS ONE*, 12(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178540>
- Chao, I., Young, J., Coles-Black, J., Chuen, J., Weinberg, L., & Rachbuch, C. (2017). The application of three-dimensional printing technology in anaesthesia: a systematic review. *Anaesthesia*, 72(5), 641–650. <https://doi.org/10.1111/anae.13812>
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalphaty-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robbin, J.-C., Pujol, S., ... Kikinis, R. (2012). 3D slicers as an image computing platform for thw quantitative imaging network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>
- Fedorov, A., Mercea, P., & Kikinis, R. (2017). 3D Slicer - Documentation/4.8/Modules/Crop Volume. Retrieved from https://www.slicer.org/wiki/Documentation/4.8/Modules/Crop_Volume
- Harnsberger, H. R. (1995). *Handbook of head and neck imaging*.
- Krauel, L., Fenollosa, F., Riaza, L., Pérez, M., Tarrado, X., Morales, A., ... Mora, J. (2016). Use of 3D Prototypes for Complex Surgical Oncologic Cases. *World Journal of Surgery*, 40(4), 889–894. <https://doi.org/10.1007/s00268-015-3295-y>
- Mitsouras, D., Liacouras, P., Imanzadeh, A., Giannopoulos, A. A., Cai, T., Kumamaru, K. K., ... Rybicki, F. J. (2015). Medical 3D Printing for the Radiologist. *RadioGraphics*, 35(7), 1965–

1988. <https://doi.org/10.1148/rg.2015140320>
- Murphy, S. V, & Atala, A. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, 32, 773.
- Olías Sánchez, F. J. (2014). Segmentación en 3D de huesos en imágenes TAC.
- Ortiz Chimbo, K. M., Luna Aveiga, H., Medina Moreira, J., & Tumbaco Soledispa, R. L. (2016). Los beneficios de las impresoras 3d como herramienta de innovación en la medicina. *Revista Caribeña de Ciencias Sociales*, 15.
- Pujol, S. (n.d.). Data Loading and 3D Visualization 3D Visualization of the Anatomy. *Computing*.
- Rengier, F., Mehndiratta, A., Von Tengg-Kobligh, H., Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H. U., & Giesel, F. L. (2010). 3D printing based on imaging data: Review of medical applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(4), 335–341. <https://doi.org/10.1007/s11548-010-0476-x>
- Restrepo, A. (1999). Procesamiento de imágenes médicas, 12, 12–18.
- Rioja Calvo, Á. (2015). Comparativa de software libre para tratamiento de archivos DICOM. Retrieved from <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/16755>
- Schreibmann, E., Chen, G. T. Y., & Xing, L. (2006). Image interpolation in 4D CT using a BSpline deformable registration model. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*, 64(5), 1537–1550. <https://doi.org/10.1016/J.IJROBP.2005.11.018>
- Sitges-Serra, A., & Sancho Insenser, J. (2009). *Cirugía Endocrina*.
- Ventola, C. L. (2014). Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *P & T: A Peer-Reviewed Journal for Formulary Management*, 39(10), 704–711. <https://doi.org/10.1016/j.infsof.2008.09.005>
- Zhang, Y. S., Yue, K., Aleman, J., Mollazadeh-Moghaddam, K., Bakht, S. M., Yang, J., ... Khademhosseini, A. (2017). 3D Bioprinting for Tissue and Organ Fabrication. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(1), 148–163. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1612-8>

ANNEX A

A.1. Anatomia

El coll es divideix en dos respecte l'os hioides situat a la part central davantera.

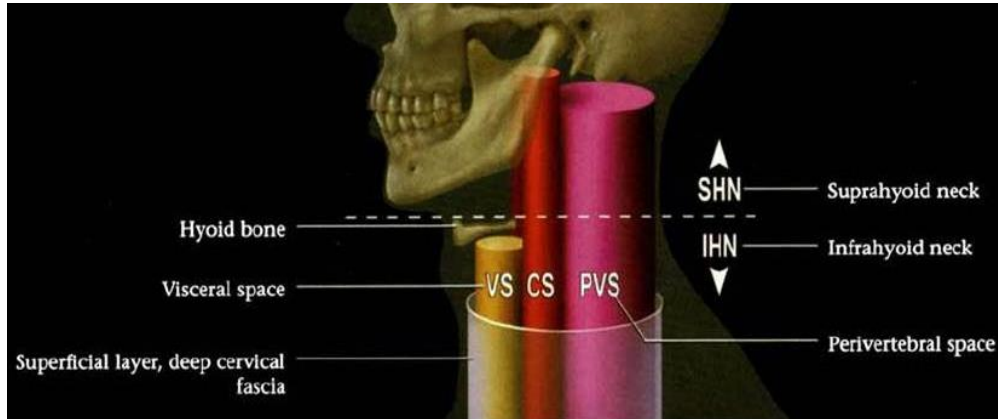


Figura 57: Divisió anatòmica del coll respecte l'os hioides

El coll és una zona que tot i ser pràcticament simètric, anatòmicament és molt complexa. S'hi poden distingir elements dels aparells digestiu, respiratori, locomotor i circulatori, així com també dels sistemes nerviós i endocrí, a més de part de l'esquelet.

La glàndula paratiroide, afectada per l'adenoma, forma part del sistema endocrí, encarregat de segregar hormones per mitjà d'òrgans i teixits.

De l'esquelet des de les clavícules o inici de la caixa toràcica fins a la base del crani només hi ha part de la columna cervical, cada vèrtebra està formada pel cos vertebral i les apòfisis transversa i posterior. Per la part davantera del coll hi ha l'os hioides que és l'element de referència per dividir la zona segons si els elements es troben per sobre o per sota d'aquest.

El múscul trapezi està situat a la part posterior, surt de la base del crani eixamplant-se en tot el llarg de l'espatlla i estrenyent-se arriba fins a la meitat de l'esquena. A la regió anterior del coll, entre molts d'altres, hi ha el múscul omohioides, rellevant sobretot degut que és una referència en la divisió per triangles explicada a continuació.

Pel lateral del coll, des de darrera l'orella fins la unió central de les clavícules a l'extern hi ha l'esternocleidomastoideu (ECOM com a forma abreujada), múscul que permet la rotació i flexió del coll, així com també serveix per protegir els vasos sanguinis que circulen per darrere. Aquests vasos són l'artèria caròtida comuna i la jugular interna, la jugular externa està cavalcada per la part exterior del múscul ECOM. Ambdós vasos

descendeixen del cap fins a juntar-se a l'alçada de les clavícules amb les respectives artèria i vena subclàvia (provinents dels braços), en el cas de l'artèria s'ajunten en el que s'anomena crossa aòrtica, mentre que la unió de les venes dona pas a la vena cava ambdues acaben al cor. Generalment la jugular situada a la part esquerra té un diàmetre major que la del costat oposat.

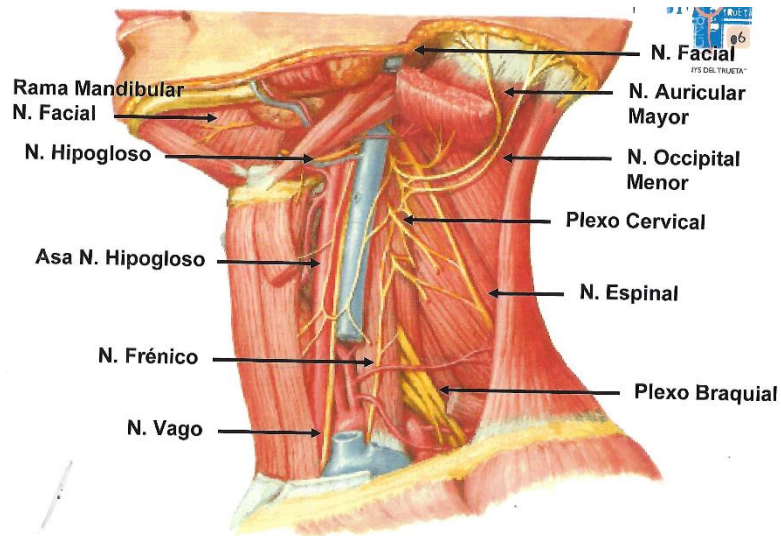


Figura 58: Làmina anatòmica dels músculs i nervis del coll

Enmig dels vasos sanguinis s'hi troba l'esòfag, conducte que transporta el bol alimentari des de la faringe fins al coll de l'estómac, té una forma recargolada però s'eixampla el seu diàmetre per deixar pas del material ingerit. En el seu inici té una forma aplanada i està situat totalment darrera de la tràquea, aquest es va arrodonint i situant al lateral dret d'aquesta a mesura que descendeix.

Per sobre de l'os hioide hi ha la faringe, conducte únic que comparteixen l'aparell digestiu i respiratori, en baixar es separa en el que és l'esòfag i la laringe que continua en la tràquea. Aquest és un conducte cilíndric format per anells cartilaginosis per la part davantera i per una membrana per la part posterior per tal d'assegurar sempre l'obertura de la cavitat.

Abraçant la tràquea hi ha ubicada la glàndula tiroide formada per dos lòbuls a cada un dels costats de la tràquea i units per un pont transversal del que en surt una ramificació que s'encavalla al cartílag tiroides. La tiroide també forma part del sistema endocrí ja que és l'encarregada de secretar les hormones tiroides que regulen el metabolisme.

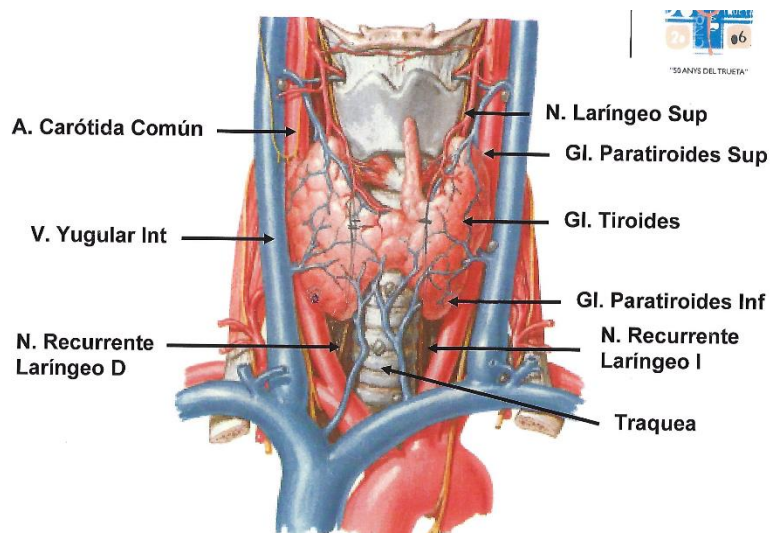


Figura 59: Làmina anatòmica de vasos sanguinis, nervis i glàndules del coll

Finalment, com a macroestructura que destacaria pel cas d'estudi hi hauria les quatre glàndules paratiroides, dues situades en els pols superiors dels lòbuls de la glàndula tiroide i dues en els inferiors.

Es pot dividir la zona en triangles o en espais, segons una visió cirurgiana o de visualització de CT i escàners RM.

Triangles

Divisió per relacions anatòmiques, utilitzada per clínics i cirurgians.

Es divideix el coll en dos grans triangles: l'anterior i el posterior segons el múscul esternocleidomastoïdal, que alhora estan subdividits en sis triangles inferiors.

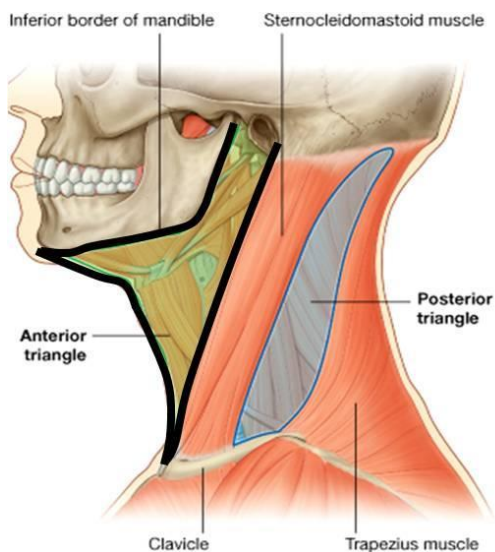


Figura 60: Divisió anatòmica del coll pels triangles posterior i anterior

Triangle anterior

Engloba tot allò comprès a la part davantera de l'esternocleidomastoïdal. Està format per quatre triangles inferiors, dos de la part suprahioïdal (per sobre de l'os hioide): submental i submandibular, ambdós funcionalment relacionats amb la cavitat oral. Els triangles caròtide i muscular que constitueixen la part infrahioïdal estan dividits per la panxa superior del múscul omohioïdal.

El muscular es troba a la part davantera del coll rodejant la glàndula tiroide i la tràquea. S'eixampla a la part central, de manera que des d'una vista coronal pren una forma de rombe.

El triangle caròtide, s'anomena així pel fet que engloba els vasos sanguinis: caròtida comuna i jugular interna, situats respecte el triangle muscular més externs des d'una vista frontal.

Triangle posterior

Aquest triangle comprèn la regió cervical del coll, és a dir, la zona posterior de l'esternocleidomastoïdal. Està subdividit pels triangles occipital i subclàvia.

El triangle occipital està format bàsicament per nervis, vasos sanguinis i nodes limfàtics. Ubicat en la part cervical del coll, entre els músculs esternocleidomastoïdal i el trapezi.

El triangle subclàvia comparteix fronteres amb l'occipital, però aquest es troba per sota del múscul omohioïdal.

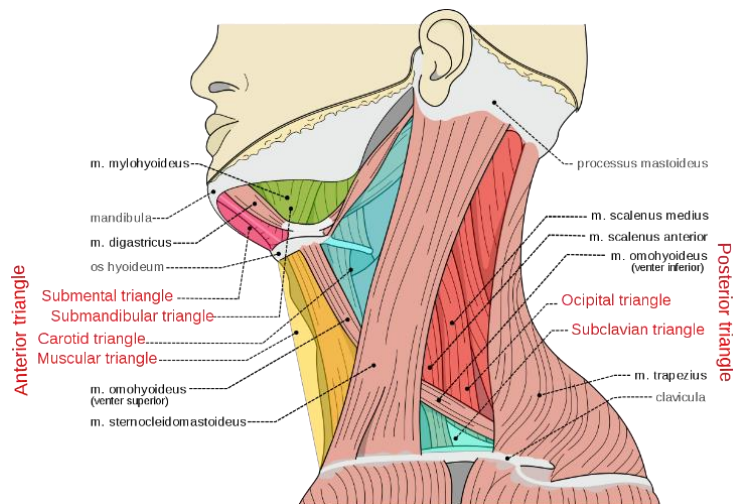


Figura 61: Divisió anatòmica del coll per triangles

Espais

Es divideix el coll en cinc espais delimitats per la fàscia cervical profunda formada per tres capes: superficial, mitja o pretraqueal i la profunda o prevertebral. Aquest tipus de divisió és la que s'usa en radiologia en la visualització de talls axials de CT i RM.

Tres dels espais tenen continuïtat en tot el llarg del coll mentre que l'espai visceral i l'espai cervical apareixen per sota de l'os hioide.

L'espai carotidi consisteix en una beina que s'estén des de la base del crani fins la crossa aòrtica circumdant l'artèria caròtida comuna i la vena jugular interna.

Enmig del espai carotidis es troba l'espai visceral que conté entre d'altres, les glàndules tiroides i paratiroides, laringe, tràquea i esòfag.

La zona cervical és ocupada majoritàriament per l'espai perivertebral. La part anterior integra les estructures més importants com són el cos vertebral, la medulla espinal i el nervi frènic (encarregat de l'acció motora del diafragma). La part posterior de l'apòfisi transversa està formada per músculs paraespinals i elements a l'espina vertebral.

El contingut, que és bàsicament grassa, de l'espai posterior cervical envolta el perivertebral per la part més externa.

L'espai que queda rodejat pels espais visceral, carotidi i perivertebral és l'anomenat retrofaringe, que únicament conté grassa, la part posterior es coneix com a espai perillós perquè connecta directament des de la base del crani al diafragma i serveix com via de propagació d'infeccions.

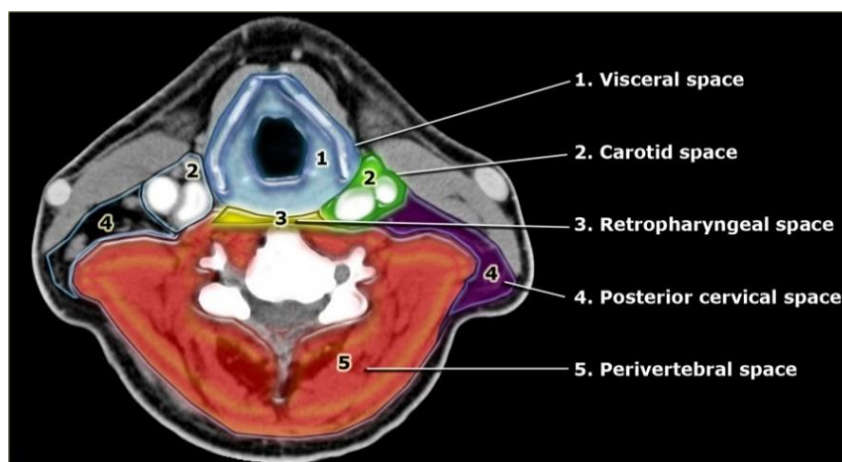


Figura 62: Divisió anatòmica del coll per espais

Relació entre triangles i espais

Triangle muscular	Espai visceral
Triangle caròtide	Espai caròtide
Triangle occipital	Major part de l'espai cervical posterior
Triangle subclàvia	Resta inferior de l'espai cervical posterior

A.2. Descripció de la patologia

La patologia és la branca de la biologia que estudia els trastorns anatòmics i fisiològics que constitueixen les malalties, els símptomes i signes pels quals es manifesten i les causes que les produeixen (Bofill et al., 2000).

Així doncs, s'anomena patològic a l'alteració de la salut que s'aparta de la normalitat i que està provocada per una malaltia.

El cas en qüestió és un adenoma de paratiroides, és a dir un tumor que majoritàriament és benigne però en alguns casos pot esdevenir maligne, (Sitges-Serra & Sancho Insenser, 2009).

Les quatre glàndules paratiroides que formen part del sistema endocrí estan situades al coll, concretament darrera de la glàndula tiroide. Una exposició a un nivell anormalment elevat de calci en sang a llarg període podria comportar la destrucció d'alguns teixits fins.

Un creixement exagerat d'aquesta glàndula, que es coneix com a adenoma de paratiroides, constitueix entre un 80 i un 85% dels casos d'hipertiroidisme primari, hiperactivitat d'una o més de les paratiroides que provoquen un desequilibri del nivell de calci.

ANNEX B

B.1. Materials

Rang de materials i les seves característiques dividits segons el tipus de capçal amb els que treballa la impressora:

Capçal	Material	Característiques
AA	Nylon	Poliàmida amb un elevat rati pes-resistència. Flexible, baixa fricció, durable i resistent a la corrosió.
	PLA	Àcid polilàctic, tot i està fabricat per fonts orgàniques i renovables ofereix alta fiabilitat i bon acabat superficial de la peça final.
	Though PLA	Combina la duresa de l'ABS amb la facilitat d'us del PLA.
	ABS	Acrilonitril butadiè estirè, té excel·lents propietats mecàniques que el fan ideal per a prototipus i elements complexos de producte finals. Pot suportar temperatures de fins a 85°C.
	CPE	Copolièster resistent a productes químics i a la temperatura i amb estabilitat dimensional. Dissenyat per la fabricació de model complexos.
	CPE+	Copolièster per a treballs d'impressió més durs que requereixen alta resistència a la temperatura i bona estabilitat dimensional.
	TPU 95A	Poliuretà termoplàstic amb una duresa Shore-A de 95 i un allargament de fins a 580% en el trencament. És semiflexible, durador i resistent als productes químics.
	PC	Policarbonat, ofereix una alta resistència a la temperatura, bona resistència mecànica i resistència, la qual cosa la converteix en una gran opció per a motlles, eines i prototips

		funcionals.
	PP	Polipropilè, ofereix una excel·lent resistència tèrmica i química. La seva resistència, baixa densitat i resistència a la fatiga excepcionals fan que sigui una elecció perfecta per crear peces d'ús final lleugeres i duradores.
BB	PVA	Material de suport soluble en aigua ideal per a la impressió de models complexos en PLA o Nylon que requereixen suports per a grans volutes, cavitats internes profundes i geometries complexes.
	Breakaway	Material de suport que es pot treure ràpidament a mà sense la necessitat d'un posterior processament per donar un bon acabat suau a la peça final.

Taula 8: Materials aptes per imprimir segons el capçal

B.2. Combinacions de materials

Les combinacions possibles entre els material venen determinades per la Figura 63:

	PLA	Tough PLA	ABS	Nylon	CPE	CPE+	PC	TPU 95A	PP	PVA	Breakaway
PLA	✓	ⓘ	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓
Tough PLA		✓	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓
ABS			✓	✗	✗	✗	✗	ⓘ	✗	ⓘ	✓
Nylon				ⓘ	✗	✗	✗	ⓘ	✗	✓	✓
CPE					✓	✗	✗	✗	✗	✓	✓
CPE+						ⓘ	✗	✗	✗	ⓘ	✓
PC							ⓘ	ⓘ	✗	✗	ⓘ
TPU 95A								ⓘ	✗	ⓘ	ⓘ
PP									ⓘ	✗	✗
PVA										N/A	N/A
Breakaway											N/A

✓ Officially supported ⓘ Experimental ✗ Not supported

Figura 63: Matriu de combinacions de materials impressora 3D

Gina Mearelli

Autora

Girona, 4 de setembre del 2018