EPS
Escola Politècnica
UdG Superior

Projecte/Treball Fi de Carrera

Estudi: Eng. Tècn. Informàtica de Sistemes. Pla 2001

Títol: Interfície gràfica per a la valoració d'operadors de preprocessat d'imatge en imatges d'ultrasò.

Document: Memòria

Alumne: Raül Clemente i Ayats

Director/Tutor: Dr. Joan Martí i Bonmatí
Departament: Arquitectura i Tecnologia de Computadors
Àrea: ATC

Convocatòria (mes/any): Juliol 2012

Projecte Final de Carrera

Universitat de Girona

Interfície gràfica per a la valoració d'operadors de preprocessat d'imatge en imatges d'ultrasò

Autor:
Raül Clemente i Ayats

Director:
Dr. Joan Martí i Bonmatí

Juny de 2012

Abstract

El càncer de mama és una de les causes de més mortalitat entre les dones dels països desenvolupats. Aquest és tractat d'una manera més eficient quan es fa una detecció precoç, on les tècniques d'imatge són molt importants.

Una de les tècniques d'imatge més utilitzades després dels raigs-X són els ultrasons. A l'hora de fer un processat d'imatges d'ultrasò, els experts en aquest camp es troben amb una sèrie de limitacions en el moment d'utilitzar uns filtrats per les imatges, quan es fa ús de determinades eines. Una d'aquestes limitacions consisteix en la falta d'interactivitat que aquestes ens ofereixen.

Per tal de solventar aquestes limitacions, s'ha desenvolupat una eina interactiva que permet explorar el mapa de paràmetres visualitzant el resultat del filtrat en temps real, d'una manera dinàmica i intuïtiva. Aquesta eina s'ha desenvolupat dins l'entorn de visualització d'imatge mèdica MeVisLab. El MeVisLab és un entorn molt potent i modular pel desenvolupament d'algorismes de processat d'imatges, visualització i mètodes d'interacció, especialment enfocats a la imatge mèdica. A més del processament bàsic d'imatges i de mòduls de visualització, inclou algorismes avançats de segmentació, registre i moltes anàlisis morfològiques i funcionals de les imatges.

S'ha dut a terme un experiment amb quatre experts que, utilitzant l'eina desenvolupada, han escollit els paràmetres que creien adients per al filtrat d'una sèrie d'imatges d'ultrasò. En aquest experiment s'han utilitzat uns filtres que l'entorn MeVisLab ja té implementats: el Bilateral Filter, l'Anisotropic Diffusion i una combinació d'un filtre de Mediana i un de Mitjana.

Amb l'experiment realitzat, s'ha fet un estudi dels paràmetres capturats i s'han proposat una sèrie d'estimadors que seran favorables en la majoria dels casos per dur a terme el preprocessat d'imatges d'ultrasò.

Índex

1 Introducció **6**
1.1 Definició del problema 6
1.2 Objectius 10

2 Antecedents: Imatges d'ultrasò **12**
2.1 Els Ultrasons 12
2.2 Modalitats d'imatge d'ultrasò 12
2.2.1 Mode-A 13
2.2.2 Mode-B 14
2.2.3 Mode-M 15
2.3 Artefactes en els ultrasons 15
2.3.1 Speckle 16
2.3.2 Ombres 17
2.3.3 Refracció i camins múltiples 18

3 Desenvolupament de la interfície gràfica al MeVisLab **20**
3.1 Què és el MeVisLab? 20
3.2 Per què triem MeVisLab? 20
3.3 Estructura de la interfície 21
3.4 Elements adjunts a la interfície 22
3.5 Construcció de la interfície 23
3.5.1 Creació d'un Macro Module 23
3.5.2 Implementant el codi del Macro Module 27
3.5.3 Connexió de la interfície amb el filtre 30
3.6 Funcionament de la interfície 32

4 Validació experimental **34**
4.1 Disseny de l'experiment i procediment 36
4.2 Dataset d'imatges 37
4.3 L'experiment 39
4.4 Resultats 44

5 Conclusions i treball futur **51**
5.1 Conclusions 51
5.2 Treball futur i millores 52
5.2.1 Indicadors per a la posició del mouse a l'àrea de captura 52

A Pràctica guiada: Desenvolupament d'un Macro Module dins l'entorn MeVisLab **53**
A.1 Què és el MeVisLab? 53
A.2 Objectius de la pràctica 53
A.3 Desenvolupament del mòdul 54
A.3.1 Passos previs 54
A.3.2 Creació d'un Macro Module 55
A.4 Implementant el codi del Macro Module 58

Referències **62**

Índex de figures

1 Mamografia digital d'una mama amb una lesió 7
2 Sonografia d'una mama amb un quist 8
3 Expert utilitzant un sistema CAD 9
4 Una imatge de mama mitjançant una MRI 10
5 Imatge d'ultrasò en mode-A d'un ecoencefalograma 13
6 Imatge d'ultrasò en mode-B d'un fetge que mostra diferents efectes de reflexió 14
7 Imatge d'ultrasò en mode-M d'un cor 15
8 Comparativa entre una imatge amb speckle i una altra tractada amb tal de reduirlo 17
9 (a) Gran ombra sota la lesió que no permet distingir on aquesta acaba. (b) Ombres als extrems de la lesió a causa de l'atenuació que provoca el tipus de teixit. (c) i (d) Quists que no formen ombres. 18
10 Imatge d'un fetge on la diferència de velocitat dels feixos d'ultrasons al canviar de teixit, fa que es produeixi la refracció . . 19
11 Imatge de la interfície gràfica on s'observa la imatge que s'està processant i l'àrea de captura de paràmetres 22
12 Estructura dels blocs dins l'entorn de treball MeVisLab 23
13 Quadre de diàleg on es demana el nom del mòdul 24
14 Quadre de diàleg on definirem el paquet i el nom del projecte . 25
15 Finestra on veiem els fitxers generats relacionats amb el mòdul 25
16 Macro Module un cop creat 26
17 Paràmetres interns de la interfície 31
18 Vincle establert entre el mòdul de la interfície i el filtre 32
19 Pestanya Paràmetres on podem modificar els valors de sortida de la interfície i especificar si l'entrada és una imatge en escala de grisos 33
20 Exemple dels punts que l'usuari expert ha clicat 36
21 Exemples de teixits amb diferents ACR: (a) teixit greixós (ACR = 1), (b) teixit greixòs glandular (ACR = 2), (c) teixit glandular greixòs (ACR = 3) i (d) teixit glandular (ACR = 4). 38
22 Exemples de teixits amb diferent ecogenicitat: (a) teixit anecoic, (b) teixit hipoecoic, (c) teixit isoecoic i (d) texiti hiperecoic. 39
23 (a) Kernel del Bilateral Filter, (b) Input i Output. 40
24 Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat el filtre bilateral 41

25 Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat el filtre anisotropic diffusion 42
26 Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat un filtre de mitjana seguit d'un filtre de mediana 43
27 Espais de paràmetres ϕ utilitzats en cadascun dels tres experiments 44
28 Estudi freqüencial dels clics efectuats en l'experiment dels filtres de Mediana i Mitjana on s'observa la mediana calculada amb un quadrat blanc 45
29 Mostra de la distància mínima entre la mediana calculada i els valors seleccionats 47
30 Estudi freqüencial dels clics efectuats en l'experiment del filtre Anisotropic Diffusion on s'observa la mediana calculada amb un quadrat negre 48
31 Estudi de dispersió dels clics efectuats en l'experiment del Bilateral Filter on s'observa la mediana calculada amb un quadrat vermell 49
32 Interfície amb els indicadors de posició a l'àrea de captura de paràmetres 52
33 Assistent de projectes 54
34 Assistent de creació del paquet 55
35 Quadre de diàleg on es demana el nom del mòdul 56
36 Quadre de diàleg on definirem el paquet i el nom del projecte . 57
37 Finestra on veiem els fitxers generats relacionats amb el mòdul 58
38 Macro Module un cop creat 58

1 Introducció

1.1 Definició del problema

El càncer de mama és una de les causes de més mortalitat entre les dones dels països desenvolupats. Tal i com diu Sivaramakrishna [11], el càncer de mama és tractat d'una manera més eficient quan es fa una detecció precoç, on les tècniques d'imatge són molt importants.

Hi ha moltes tècniques utilitzades a l'hora d'analitzar una mama, esforços per millorar els resultats perfeccionant les tecnologies, millorant la qualitat de les imatges, desenvolupant tècniques per la interpretació de les imatges mitjançant computadors, habilitant la tecnologia de transmissió d'imatges (telemamografía o teleradiologia) per a consultes clíniques, i millorant les tècniques per ajudar a les biopsies mamàries.

La Mamografia Digital (Digital Mammography, DM) és una tècnica que guarda imatges de raigs-X en un ordinador en comptes de fer-ho sobre una pel·lícula de raigs-X, com es fa en una mamografia convencional. Les imatges obtingudes es mostren en un monitor on poden ser millorades (aclarades o enfosquides) abans no s'imprimeixen. La mamografia digital té alguns avantatges respecte les convencionals, ja que poden ser emmagatzemades i enviades electrònicament, cosa que fa que les consultes a llarga distància per part d'altres especialistes sigui més senzilla. Com que les imatges poden ser ajustades pels radiòlegs, es poden trobar diferències subtils entre els teixits. L'eficàcia millorada de la mamografia digital redueix el nombre de mamografies a realitzar al pacient, i tal com mostra el treball dut a terme per Moskowitz [10], la mamografia digital és el mètode més efectiu per la detecció precoç del càncer de mama. A la figura 1 s'observa una mamografia digital d'una mama amb una lesió.

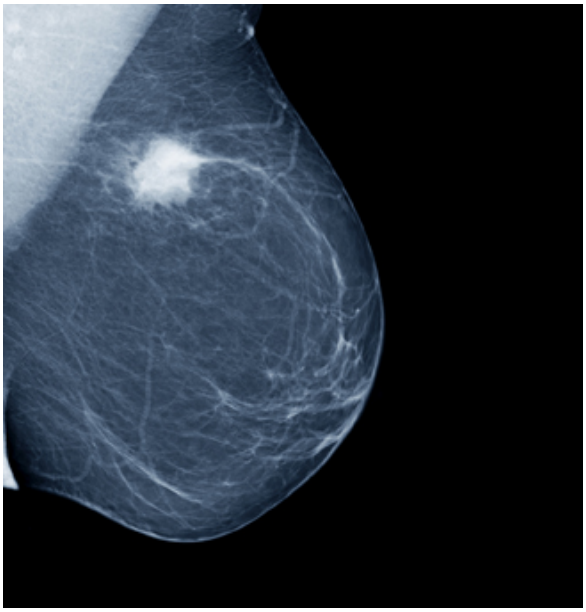

Figura 1: Mamografia digital d'una mama amb una lesió (imatge obtinguda de Verde Valley Medical Center [7])

La Imatge d'Ultrasò (Ultra-Sound Imaging, US) també anomenada sonografia, es tracta d'una tècnica on ones sonores d'alta freqüència reboten en teixits i òrgans interns. Les ones sonores són variacions de pressió que formen una ona longitudinal que els seus ecos generen una imatge que s'anomena sonograma. Les imatges d'ultrasò de mama s'utilitzen per distingir entre els quists plens de liquids i els tumors sòlids. Les imatges d'ultrasò també s'utilitzen per analitzar grumolls que són dificils de veure en una mamografia. A vegades, els ultrasons s'utilitzen com una part d'altres mètodes de diagnosi, com ara les biopsies (també anomenades Fine Needle Aspiration, FNA). Una biopsia consisteix en l'extracció d'un fluid o un teixit mitjançant una agulla per examinar-lo amb un microscopi i comprovar símptomes d'alguna malaltia.

Els ultrasons no s'utilitzen rutinàriament en la detecció de càncer de mama ja que no sol detectar precoçment els símptomes de càncer com ara les microcalcificacions, però s'utilitza per avaluar les anomalies de la mama que es detecten en una mamografia o en una exploració física. Les imatges d'ultrasò també s'utilitzen en l'anàlisi de mames més denses on les mamografies

digitals no ofereixen bons resultats. Com indiquen Stavros [12] i Taylor [14], les sonografies poden diagnosticar quists tal i com s'observa a la figura 2 amb una eficàcia d'entre un 96% i un 100% i això redueix el nombre de biopsies innecessàries.

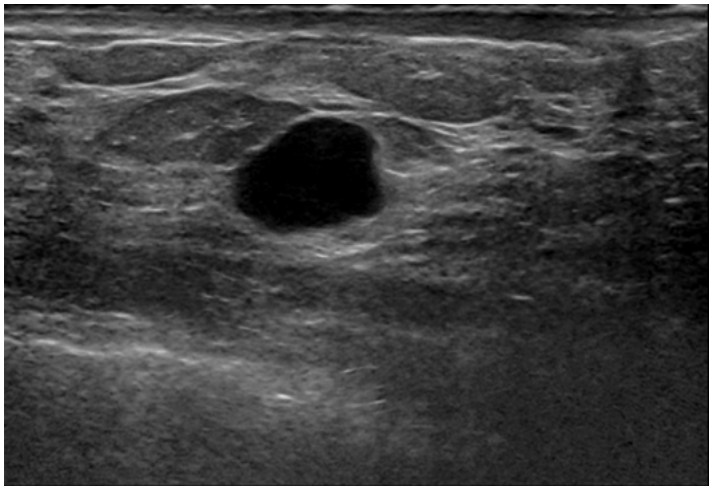

Figura 2: Sonografia d'una mama amb un quist (imatge obtinguda del dataset)

Resumint, Drukker [8] indica que els ultrasons són capaços de detectar lesions malignes ocultes, petites o en estadis precoços, de la mateixa mida i estadi en què es detecten en les mamografies, i fins i tot més petites i més precoçment dels que es podrien detectar en mames denses. Per tant, afegint les sonografies de mama als sistemes de Diagnosi Assistida per Ordinador del càncer de mama, comportarà una reducció de la mortalitat de la població femenina.

La Diagnosi Assistida per Ordinador (Computer Aided Diagnosis, CAD) implica l'ús d'ordinadors per ajudar als radiòlegs a analitzar àrees sospitoses de les mamografies. Giger [8] estima que aproximadament dos terços dels càncer no trobats posteriorment són detectats pels radiòlegs. Encara que els sistems CAD s'utilitzen després de que el radiòleg faci una inspecció inicial de la mamografia, aquests són una eina molt potent. La figura 3 mostra una escena de CAD.

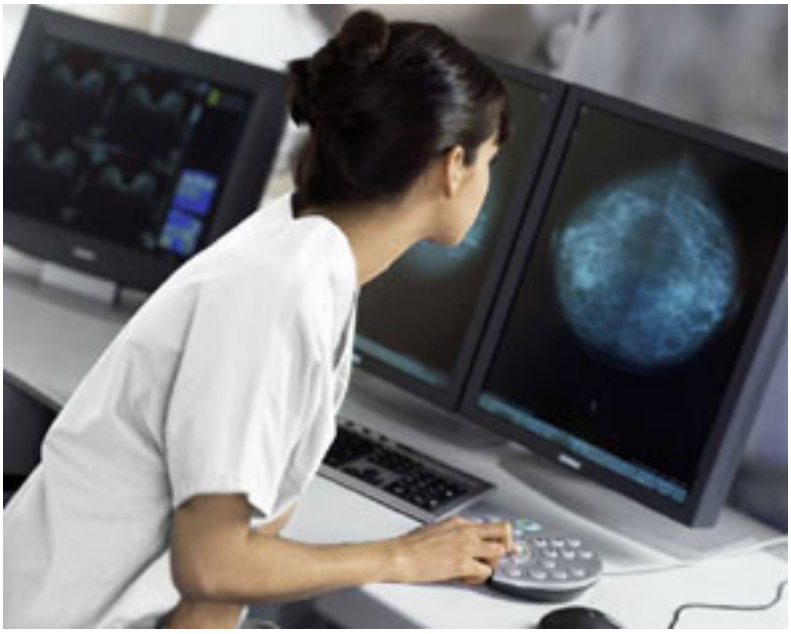

Figura 3: Expert utilitzant un sistema CAD (imatge obtinguda de MammoImage [2])

La Imatge de Ressonància Magnètica (Magnetic Resonance Imatge, MRI) consisteix en un imant enllaçat a un ordinador que mostra les diferents àrees de dins el cos sense fer ús de radiacions. Cada MRI genera centenars d'imatges de la mama des dels costats, de dalt a baix i de davant al darrera. Seguidament, un radiòleg interpreta aquestes imatges. L'MRI de mama no es sol utilitzar de forma habitual per analitzar càncer de mama, però s'estan duent a terme algunes proves clíniques per comprovar si l'MRI és vàlid en casos molt concrets, com ara dones joves amb un alt risc de patir càncer de mama. No obstant, l'MRI no sempre permet distingir entre càncer i tumors benignes. De la mateixa manera que els ultrasons, l'MRI no pot detectar microcalcificacions.

Principalment l'MRI s'utilitza per analitzar implants mamaris per comprovar si tenen trencaments o fuites, o bé per avaluar les àrees anormals que es veuen a les mamografies o que es noten després d'una cirurgia mamària o radioteràpia. Pot ser utilitzada després de detectar el càncer de mama per comprovar si el tumor s'ha estès. Com es pot apreciar a la figura 4, l'MRI a vegades és molt útil a l'hora d'analitzar teixits de mames denses, normal-

ment trobats en dones joves, i trobar anomalies de les mames que poden ser palpades, però no visibles en una mamografia o sonografia.

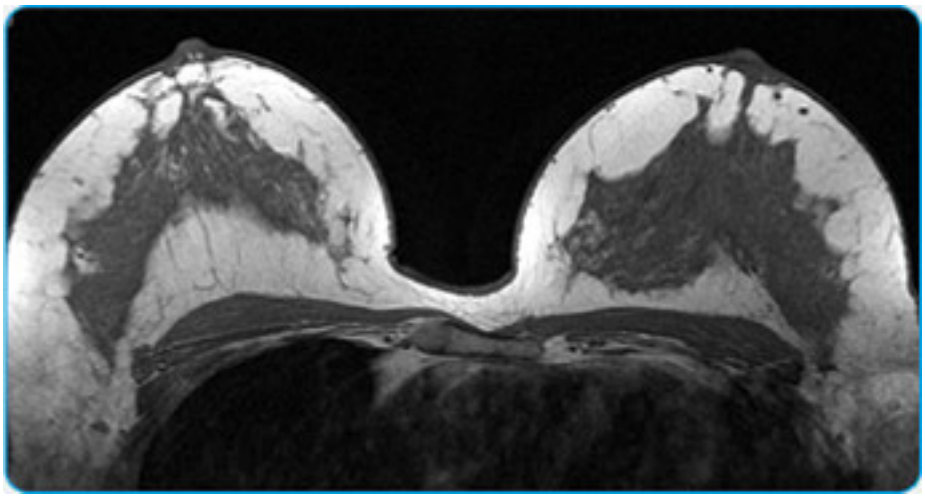

Figura 4: Una imatge de mama mitjançant una MRI (imatge obtinguda d'NRAD [5])

1.2 Objectius

A l'hora de fer una diagnosi utilitzant alguns dels mètodes explicats, apareix la necessitat de fer un preprocessament de les imatges com ara la reducció del soroll, augment de contrast, determinació de contorns, etc, per a facilitar aquesta diagnosi.

Quan es desenvolupa una aplicació de visió per computador, una de les principals tasques a dur a terme és la selecció dels filtres i els valors dels seus paràmetres per tal d'aconseguir els resultats desitjats. Aquestes seleccions moltes vegades són arbitràries tot i que també es pot escollir un tipus de filtre en funció de les restriccions computacionals.

Quant als paràmetres, habitualment es comproven tots els valors possibles i després, s'avalua el resultat més adient de forma subjectiva, però també es pot escollir la imatge que minimitza la funció de bondat del resultat. Aquest mètode és més inusual ja que definir aquesta funció és tan complicat com escollir el millor paràmetre. Així doncs, en el primer procediment, en el cas de tenir tres variables, amb quatre valors possibles cadascuna, es generen 3^4

(un total de 81) imatges i es decideix quina és la millor. Com podem intuir, si tenim molts paràmetres amb molts valors possibles, el nombre d'imatges generades creix exponencialment i és més dificultós dur a terme la tria del millor resultat.

A l'hora de fer un processat d'imatges d'ultrasò, els experts en aquest camp es troben amb una sèrie de limitacions a l'hora d'utilitzar uns filtrats per les imatges quan utilitzen determinades eines. Una d'aquestes limitacions consisteix en la falta d'interactivitat que aquestes ens ofereixen.

Es proposa desenvolupar una eina interactiva que permeti explorar el mapa de paràmetres visualitzant el resultat del filtrat en temps real, ja que serà més intuïtiu que no fer-ho de l'anterior manera analitzant vàries imatges.

En segon lloc, també es proposa guardar els valors dels paràmetres que els usuaris considerin adients i posteriorment es farà un estudi per determinar quins són els paràmetres ideals per obtenir els millors resultats.

Aquest projecte es realitzarà mitjançant l'entorn de visualització d'imatge mèdica MeVisLab. S'ha escollit aquest entorn perquè proporciona un codi ràpid que serà ideal per implementar la interfície de l'eina.

A part de l'estudi de les dades obtingudes, també se n'extraurà l'elaboració d'una pràctica que il·lustra com construir un mòdul de MeVisLab implementat des de zero mitjançant el llenguatge de programació Python, i així poder construir una interfície gràfica pròpia o bé afegir-hi altres funcionalitats.

2 Antecedents: Imatges d'ultrasò

2.1 Els Ultrasons

La diagnosi mitjançant ultrasons no és invasiva. És segura perquè no té cap mena d'efecte secundari. L'avantatge principal d'aquesta tècnica és el reduït temps d'adquisició, la portabilitat i el seu baix cost. Aquesta última característica permet fer diagnosis guiades per les imatges obtingudes i fa que es puguin utilitzar en Cirurgies Assistides per Ordinador (Computer Aided Surgery, CAS). Encara que les imatges d'ultrasò necessiten una certa experiència per obtenir resultats útils, tal i com diu Szabo les sonografies encapçalen les tècniques d'imatge arreu del món després dels Raigs-X convencionals. D'altra banda, un bon coneixement de la interacció dels ultrasons amb els teixits i l'ús d'algoritmes de processament de la senyal més sofisticats fa que s'incrementi el potencial de diagnosi mitjançant els ultrasons. Així doncs, actualment els sonogrames són molt útils per la detecció precoç d'alguns càncers de mama. Tant Madabhushi com Metaxas [9] conclouen que les imatges d'ultrasò mostren una eficàcia d'entre el 96% i el 100% a l'hora de detectar la presència de quists.

2.2 Modalitats d'imatge d'ultrasò

Les imatges d'ultrasò es formen mitjançant ones d'ultrasò longitudinals que poden ser des d'1Mhz fins a 20Mhz. Aquestes imatges es formen com una mesura de la reflexió de les ones sobre un teixit, on la seva resolució espacial depèn tant dels paràmetres del transductor com de l'obertura activa i l'ample de banda. També depèn dels paràmetres d'adquisició com la profunditat focal i la freqüència central. Tot i que en l'ús de tècniques de focus dinàmic la resolució lateral és pobre i les estructures solen ser borroses en la direcció perpendicular a la propagació de les ones ultrasòniques. D'altra banda, paral·lelament a la propagació dels ultrasons, la resolució del rang dinàmic es redueix mentre els feixos d'ultrasons penetren el teixit. Per això, es fa difícil obtenir un bon contrast a molta profunditat a causa de l'atenuació per la disminució d'energia. Aquest problema s'accentua quan la freqüència

central s'incrementa. Un sonograma mostra les estructures del cos en funció de les propietats acústiques dels teixits, que depenen de la seva densitat i de la seva rigidesa o elasticitat. Tot i que hi ha molts modes de sonografia, la majoria d'ells són combinacions de tres modes principals: el mode d'amplitud (amplitude mode) o mode-A, el mode de lluminositat (brightness mode) o mode-B i el mode de moviment (motion mode) o mode-M.

2.2.1 Mode-A

El mode-A és el mode més basic d'imatge. S'observa en la figura 5 que l'amplitud rebuda és mostrada en funció del temps. Assumint una velocitat constant en la propagació del so, l'amplitud es mostra en funció de la distància, on la relació entre el temps i la distància és la meitat de la velocitat de propagació, ja que les ones s'han de propagar cap enrera i cap endavant. El mode-A s'utilitza per visualitzar millor les interfícies. El mode-A s'utilitza normalment en tests i sistemes de recerca per l'estudi de la propagació de les ones en materials i estructures.

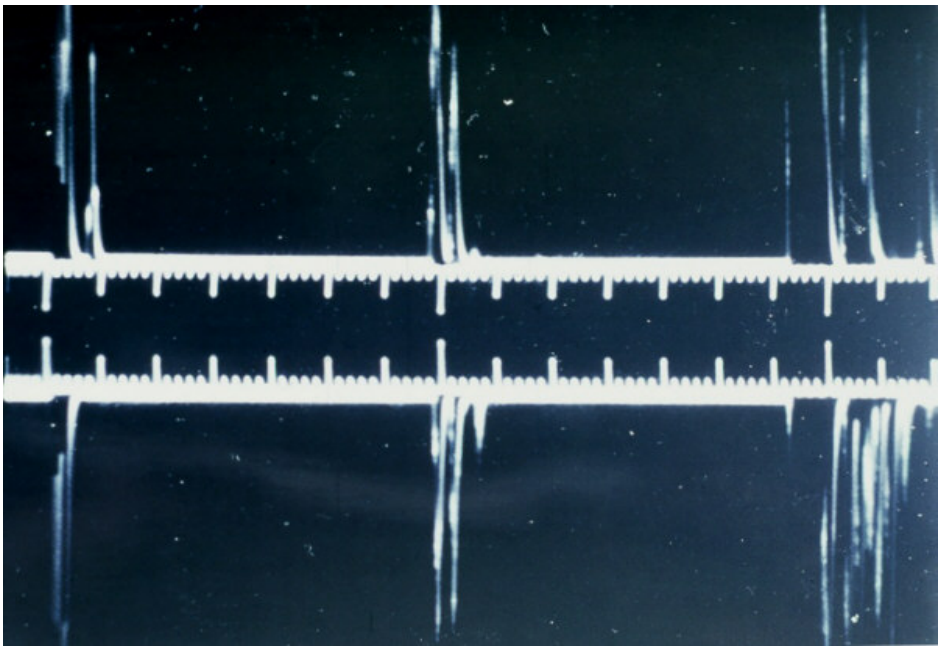

Figura 5: Imatge d'ultrasò en mode-A d'un ecoencefalograma (imatge obtinguda d'OBGYN [6])

2.2.2 Mode-B

El mode-B o B-scan s'utilitza per mostrar una imatge 2D. L'amplitud rebuda es representa com una lluminositat d'una posició, on la seva posició en 2D representa la seva posició en el cos. Les interfícies entre teixits amb impedàncies molt diferents es mostren amb una lluminositat molt elevada. Quan les impedàncies són iguals o similars, la zona és fosca. La figura 6 mostra una sonografia en mode-B d'un fetge. En aquesta figura s'observen diferents fenòmens de reflexió: es produeix una alta resposta de reflexió aprop dels extrems del fetge a causa de les diferents impedàncies dels teixits. En un sistema ideal, tot teixit diferent del fetge hauria d'aparèixer completament fosc. Un segon fenomen apareix com una textura granulada (speckle), que cobreix tota la imatge. Aquest fenomen es forma a causa d'una alta concentració de cèl·lules respecte la resolució. Aquestes cèl·lules vives tenen algun tipus de marge entre elles que fa que es mostrin brillants. Les zones hipoecoiques corresponen als teixits on la concentració de cèl·lules és menor, i per tant l'eco que rebota és més dèbil.

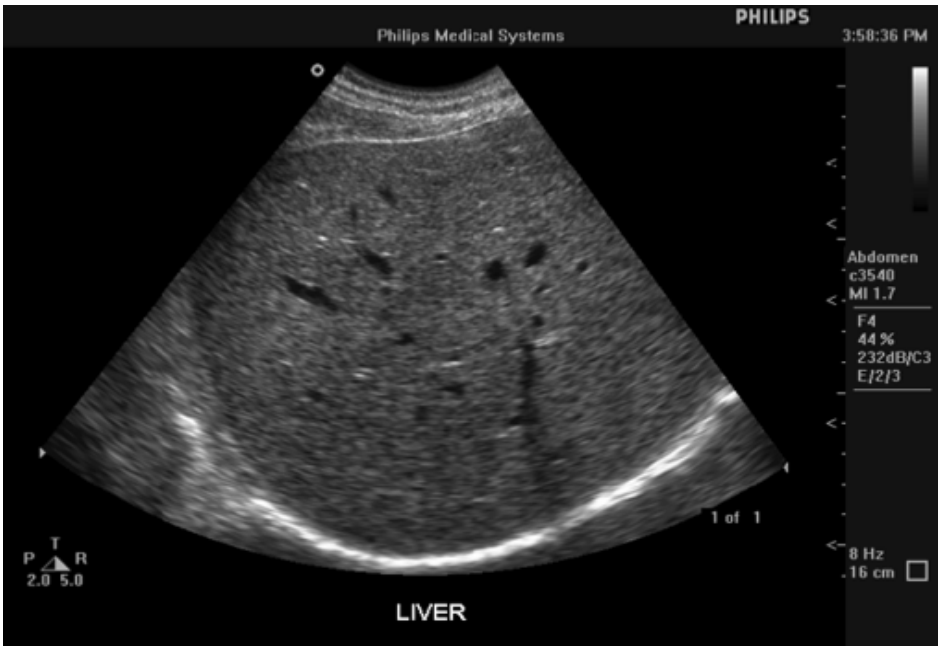

Figura 6: Imatge d'ultrasò en mode-B d'un fetge que mostra diferents efectes de reflexió (imatge obtinguda d'Szabo [13])

2.2.3 Mode-M

El mode-M detecta estructures en moviment, de les quals n'hi ha dos tipus. En primer lloc aquelles on la posició de cada eco es presenta en funció del temps. En segon lloc aquelles on es mesura la freqüència de la senyal que retorna, també s'anomenen imatges Doppler-shift. L'aplicació més freqüent del primer tipus és en les ecocardiografies on els bategs del cor es registren, tal i com mostra la figura 7. Les imatges Doppler-shift s'utilitzen principalment per vizualitzar el flux de sang del cor i de les artèries. Les dades del mode-M normalment es mostren sobreposantles en color a sobre d'un mode-B, que permet al metge evaluar si el reg sanguini entra o surt de l'estructura d'interès.

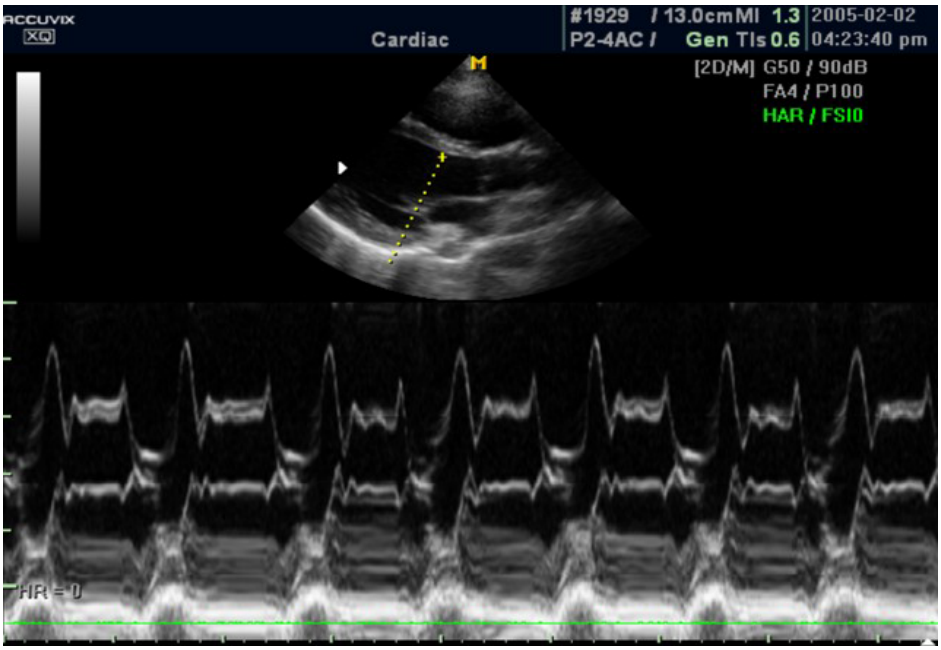

Figura 7: Imatge d'ultrasò en mode-M d'un cor (imatge obtinguda de Medison [3])

2.3 Artefactes en els ultrasons

Tot i que les altres modalitats d'imatge mèdica com l'MRI mostra propietats específiques del teixit, o com els raigs-X on els seus valors estan associats

a coeficients d'atenuació, en les sonografies no passa el mateix. Les imatges d'ultrasò són generades per propietats fonamentals com la impedància acústica i la densitat física. No obstant, a causa del seu comportament no lineal, la lluminositat de cada zona fosca no només depèn d'aquestes propietats físiques, sinò també de les propietats físiques dels teixits que l'envolten. Per tant, la complexa formació de la imatge evita que es desenvolupi quantitativament. A causa del seu procés de formació, les imatges en mode-B tenen alguns artefactes. Alguns d'ells són útils i desitjables, mentre que d'altres són una molèstia. Entre d'altres, es mencionen els speckle (granulat), ombres, refraccions i camins múltiples degut a la seva importància en les imatges de mode-B.

2.3.1 Speckle

Els speckles són un fenomen habitual en els sistemes d'imatge d'ultrasò. Provenen de les reflexions que es produeixen al llarg de tot el teixit, així doncs fins i tot en el propi teixit, apareix una estructura granulada sobreposada a la imatge. Com s'aprecia a la figura 8, l'speckle és perjudicial perquè redueix el contrast de la imatge i dificulta la distinció de diferències subtils de gradient i els límits de l'estructura del teixit. Encara que sembli que l'speckle forma un patró de textura acústica, aquest és intrínsicament dependent del sistema d'imatge i no representa cap característica del teixit.

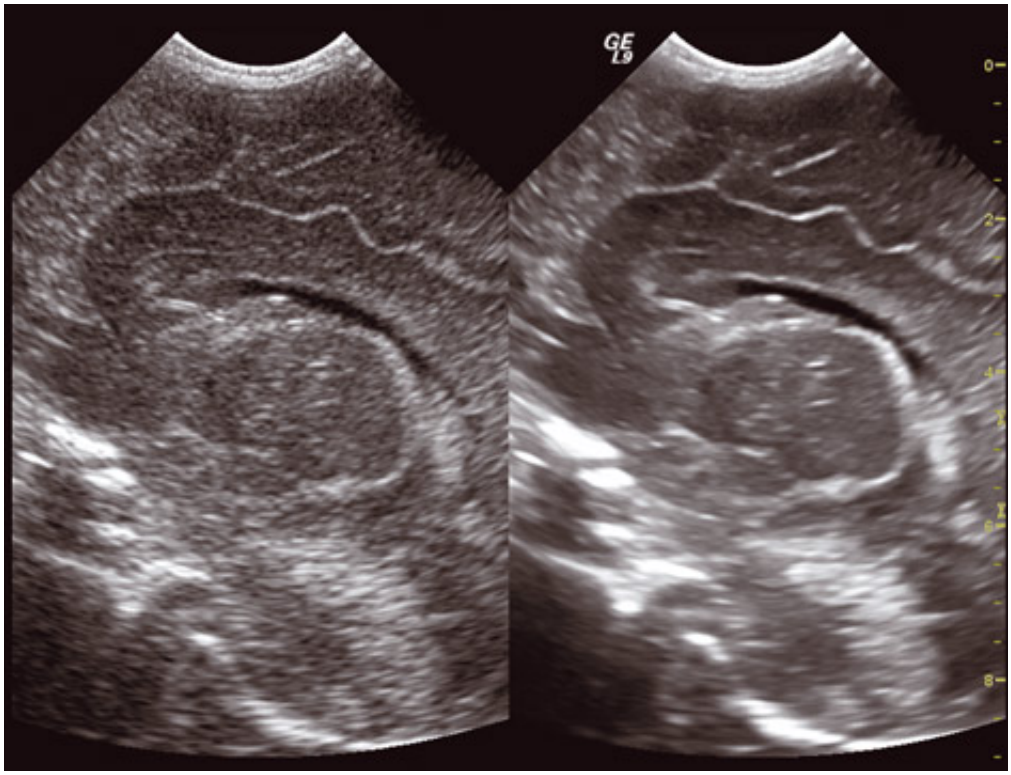

Figura 8: Comparativa entre una imatge amb speckle (esquerra) i una altra tractada amb tal de reduirlo (dreta) (imatge obtinguda de GE Healthcare [1])

2.3.2 Ombres

Les ombres apareixen quan tot el feix d'ultrasons és atenuat per una estructura dins el rang del mode-B. Aquest fenomen es pot observar en els ultrasons de mode-B com una ombra fosca (les zones fosques s'anomenen zones hipoecoiques) on no hi ha speckle. Però si hi ha una zona hipoecoica envoltada per hiperecogenicitat (nom que reben les zones brillants), l'ombra és com un quist líquid que no té components estructurals per generar speckles. La figura mostra la diferència entre una imatge mode-B amb ombres i una altra sense ombres amb un quist líquid. A més, cal tenir en compte que a mesura que el feix d'ultrasons es propaga a través del medi pateix una atenuació, per això, la imatge en mode-B es torna més fosca sense significar que hi hagin ombres. A la figura 9 es mostra la diferència entre una imatge amb ombres

i una altra sense.

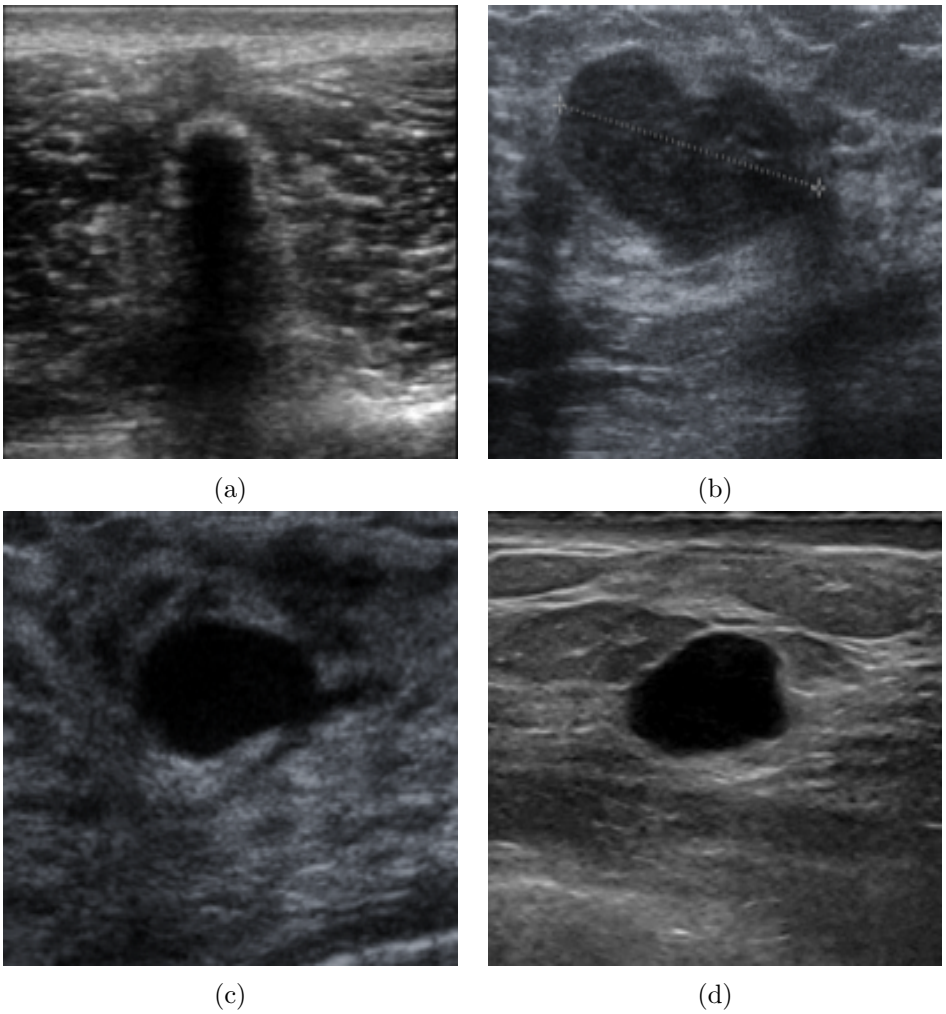

Figura 9: (a) Gran ombra sota la lesió que no permet distingir on aquesta acaba. (b) Ombres als extrems de la lesió a causa de l'atenuació que provoca el tipus de teixit. (c) i (d) Quists que no formen ombres.

2.3.3 Refracció i camins múltiples

Els artefactes de la refracció i les camins múltiples afecten la precisió espacial de les imatges mode-B. La refracció pot desviar el feix d'ultrassons quan aquest travessa els límits del teixit. Durant la formació de la imatge mode-B, s'assumeix que els ultrasons viatgen en línia recta, però aquestes refraccions generen errors de desplaçament i generen reflexes errònis en la imatge. També

a causa de l'assumpció del fet que el feix viatgi en línia recta, els artefactes de camins múltiples poden desplaçar l'objectiu cap a una profunditat major en la imatge a causa de les diferències del 'temps de vol' dels diferents camins. La figura 10 mostra com la refracció fa que s'observi una zona més lluminosa inexistent.

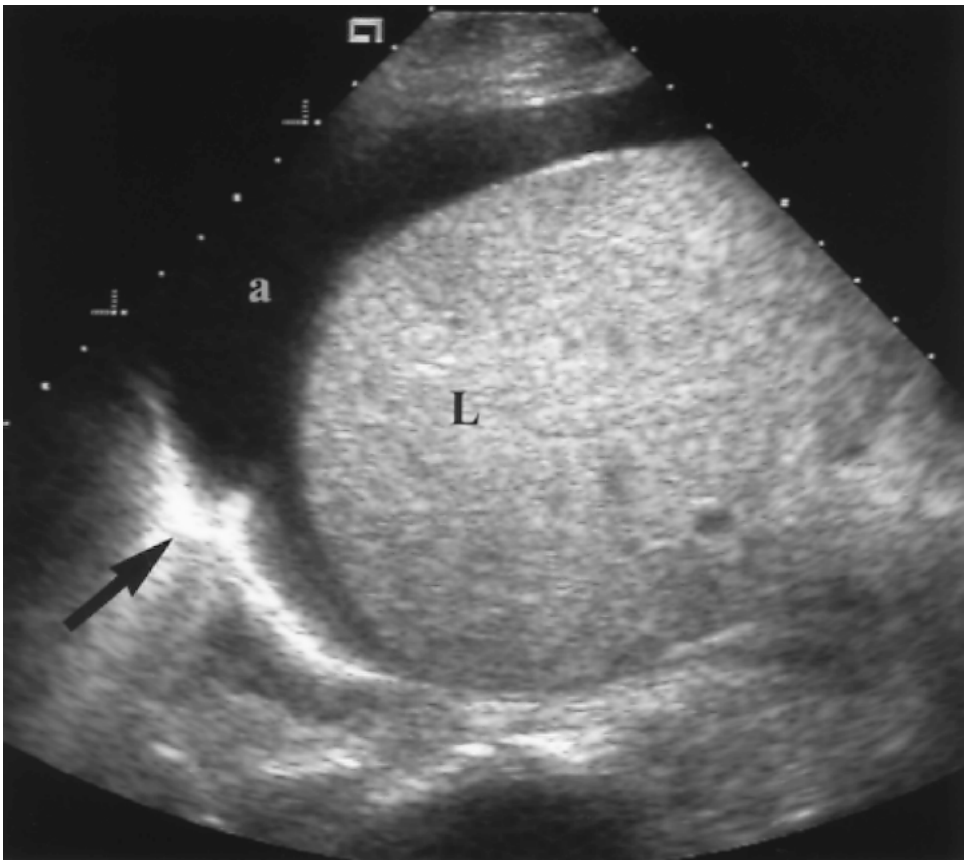

Figura 10: Imatge d'un fetge on la diferència de velocitat dels feixos d'ultrasons al canviar de teixit, fa que es produeixi la refracció (imatge obtinguda d'MSD Latin America [4])

3 Desenvolupament de la interfície gràfica al MeVisLab

3.1 Què és el MeVisLab?

El desenvolupament del MeVisLab (www.mevislab.de) va començar l'any 1993 amb el software ILAB1 del CeVis Institute, que estava escrit en C++. Permetia connectar interactivament algorismes de la Image Vision Library (IL) de Silicon Graphics (SGI) per crear xarxes de processament d'imatges. El 1995, la recent fundada MeVis Research GmbH (que el 2009 va passar a ser Fraunhofer MEVIS) es va fer càrrec del desenvolupament de ILAB i va treure ILAB2 i ILAB3. L'any 2000 va sortir l'ILAB4 amb el core reescrit en Objective-C per Windows. Per poder-se 'alliberar' de la plataforma SGI, la Image Vision Library es va substituir per la MeVis Image Processing Library (ML) que era multi plataforma i de desenvolupament propi. El 2002 el codi es va adaptar per poder funcionar amb el framework Qt. L'any 2004 va sortir el software que portava el nom de MeVisLab. Tenia una interfície millorada i era compatible tant amb Windows com amb Linux. El 2007, MeVis Medical Solutions AG va adquirir MeVisLab. Des d'aleshores, el MeVisLab ha continuat com un projecte de col·laboració entre MeVis Medical Solutions i Fraunhofer MEVIS. El MeVisLab és un entorn molt potent i modular pel desenvolupament d'algorismes de processat d'imatges, visualització i mètodes d'interacció, especialment enfocats a la imatge mèdica. A més del processament bàsic d'imatges i de mòduls de visualització, el MeVisLab inclou algorismes avançats de segmentació, registre i moltes anàlisis morfològiques i funcionals de les imatges.

3.2 Per què triem MeVisLab?

A més de disposar de molts filtres i visualitzadors, MeVisLab permet la creació de mòduls propis que facilita la integració de diferents tipus d'operacions o interfícies dins d'aquests. Podem crear tant un mòdul que apliqui un filtre a una imatge, com implementar nosaltres mateixos aquest filtre, o bé crear

un mòdul que construeixi una interfície que ens permeti interactuar d'alguna manera amb les opcions del MeVisLab.

MeVisLab consta d'unes llibreries que s'ha demostrat que són realment útils per al tractament i visualització d'imatges: en primer lloc es troben les **ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit)**. Aquestes llibreries són de codi obert i multi plataforma que proporcionen una àmplia gamma d'eines per dur a terme l'anàlisi i tractament de les imatges. En segon lloc, hi ha les **VTK (Visualization Toolkit)**. Aquestes són útils a l'hora de visualitzar imatges, i de fer reconstruccions en tres dimensions.

A part d'utilitzar aquestes llibreries, el MeVisLab és útil perquè és un entorn molt utilitzat entre els grups de recerca d'imatge mèdica arreu del món. Això permet una gran intercanviabilitat de codis, operacions i algorismes entre aquests grups. També hi ha la possibilitat de comparar els resultats obtinguts pels diferents grups de recerca. A més disposa d'una comunitat online pel desenvolupament d'aplicacions dins aquest entorn.

3.3 Estructura de la interfície

Com que es busca aconseguir una interfície fàcil d'utilitzar i intuïtiva, la solució adoptada es basa en unes àrees gràfiques que ocupen la major part de la finestra, i que corresponen a la imatge a processar i a l'àrea de captura de paràmetres.

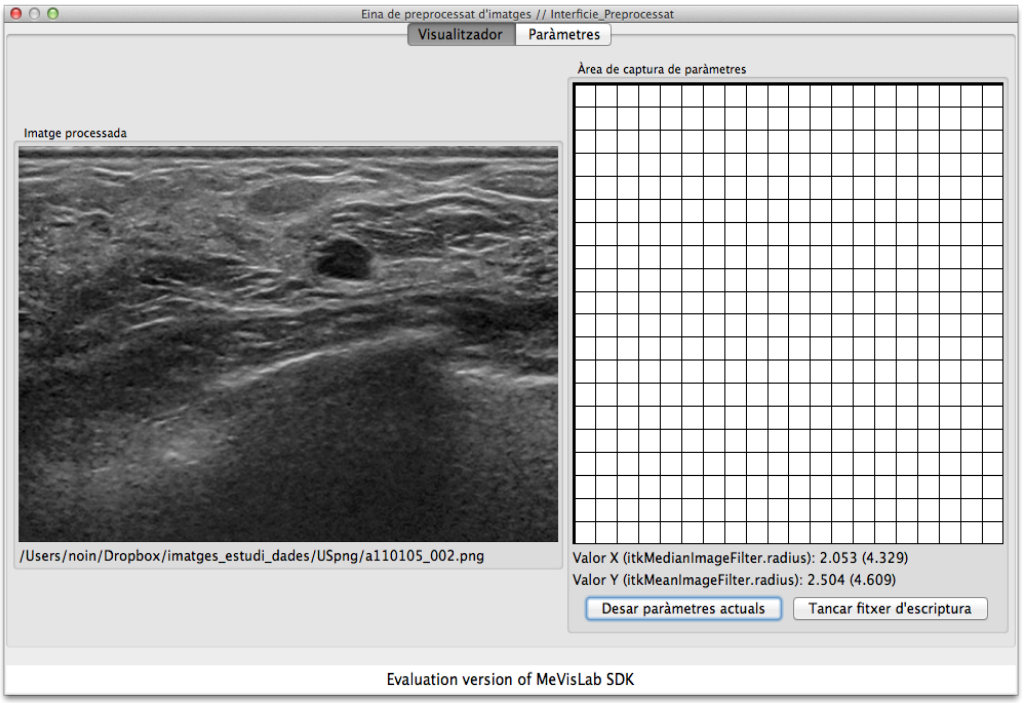

Figura 11: Imatge de la interfície gràfica on s'observa la imatge que s'està processant i l'àrea de captura de paràmetres

Un exemple de la interfície es mostra a la figura 11 on apareix la imatge mèdica que es vol processar (en aquest cas una sonografia) i l'àrea de captura de paràmetres que servirà per orientar a l'usuari a l'hora de modificar els diferents paràmetres dels filtres. L'únic que haurà de fer l'usuari que vulgui modificar la imatge mèdica serà moure el punter del ratolí per sobre l'eix de coordenades. Això farà que la imatge es vagi actualitzant amb els nous valors. Quan l'usuari trobi uns valors del seu interès, fent click amb el botó esquerre del ratolí es guardarà la posició. Una vegada hagi finalitzat, fent doble click es tancarà l'escriptura del fitxer on es guarden les posicions desitjades.

3.4 Elements adjunts a la interfície

Dins l'entorn de treball del MeVisLab, la nostra interfície es mostra com un bloc de color marró. Però perquè aquesta funcioni l'hem d'unir a uns altres blocs. En el nostre cas en necessitarem dos: en primer lloc, un mòdul 'Image

Load'. Aquest permet carregar una imatge i extreure-la pel seu pipeline. En segon lloc necessitarem el filtre que volguem utilitzar per dur a terme el filtrat de la imatge mèdica en qüestió. Una vegada tinguem llestos tots els mòduls, els haurem d'unir com s'observa a la figura 12.

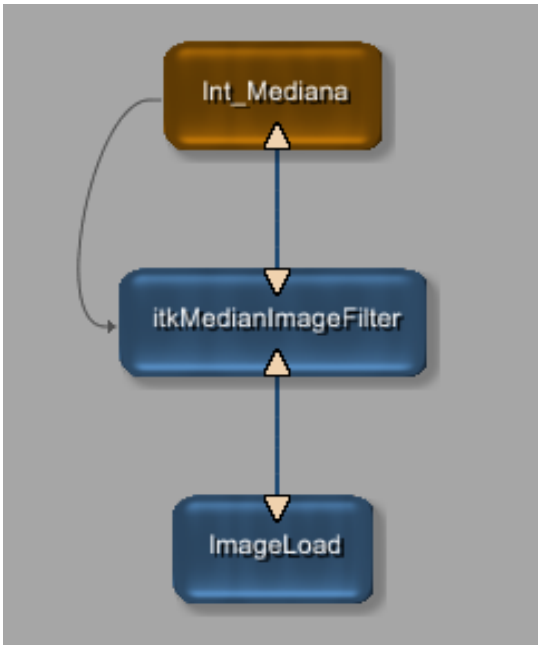

Figura 12: Estructura dels blocs dins l'entorn de treball MeVisLab

3.5 Construcció de la interfície

3.5.1 Creació d'un Macro Module

Per poder construir la nostra interfície dins l'entorn del MeVisLab necessitarem un contenidor. En aquest cas, el que ens servirà de contenidor serà un Macro Module. Aquest tipus de mòdul ens permet utilitzar el llenguatge MDL, que és el que pròpiament s'utilitzarà per construir la interfície i també el llenguatge Python, que utilitzarem per definir una sèrie de funcions internes que faran que la interfície funcioni correctament.

Per crear el Macro Module, en primer lloc hem d'anar al menú File/Create Local Macro. Ens apareixerà una finestra com podem observar a la figura 13 on ens demana que posem el nom al mòdul que estem creant.

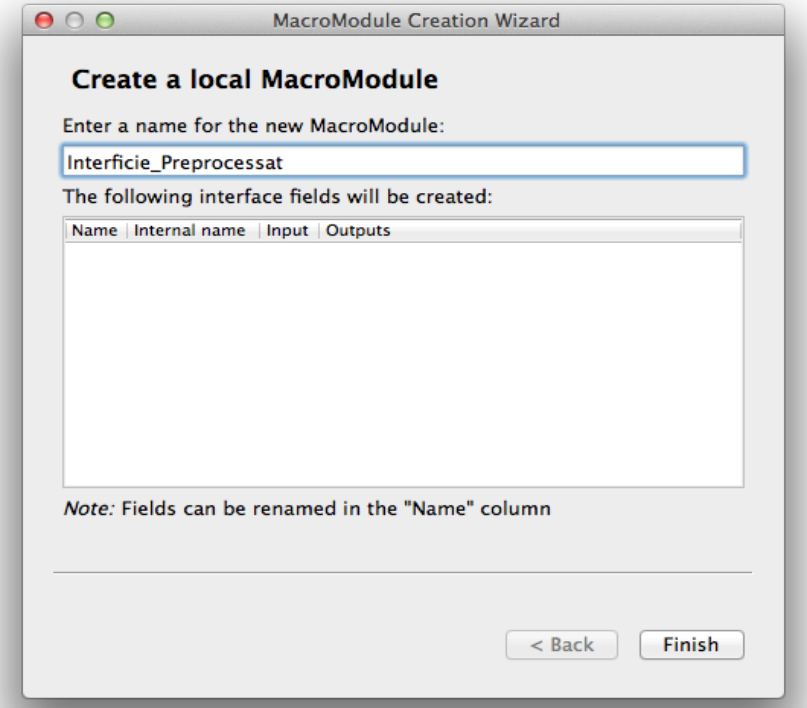

Figura 13: Quadre de diàleg on es demana el nom del mòdul

Seguidament ens preguntarà si volem convertir el nostre mòdul en una macro global, acceptem i continuem. La figura 14 mostra el següent pas on haurem d'escollir el paquet que anteriorment s'haurà d'haver creat i escollir un nom pel projecte del qual formarà part el nostre mòdul. Cliquem el botó Create i escollim que esborri els fitxers antics. Un cop fet això, tanquem l'assistent i com es veu a la figura 15 se'ns obrirà una carpeta amb tots els fitxers generats relacionats amb el Macro Module.

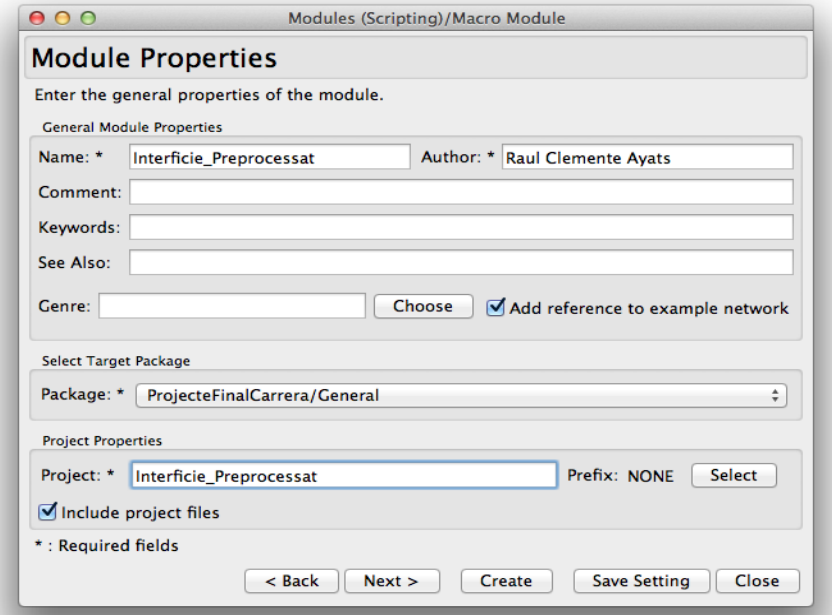

Figura 14: Quadre de diàleg on definirem el paquet i el nom del projecte

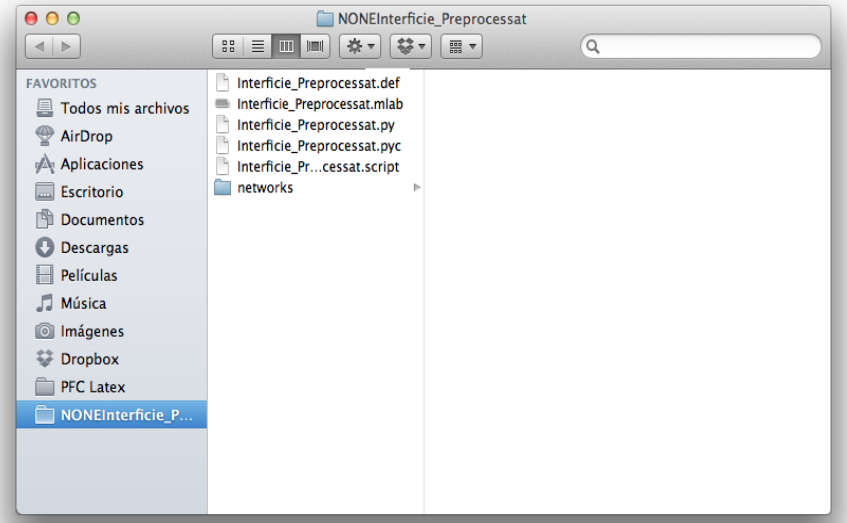

Figura 15: Finestra on veiem els fitxers generats relacionats amb el mòdul

En aquest moment ja tenim el nostre mòdul creat, a la figura 16 veiem com es mostra. No obstant, ara mateix aquest mòdul no disposa de cap funcionalitat, per tant, és hora d'afegir-hi el codi necessari.

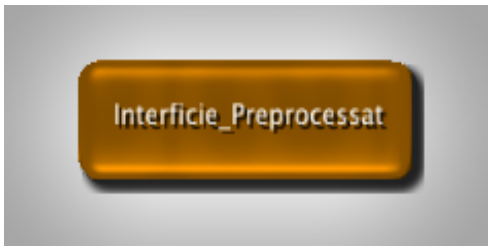

Figura 16: Macro Module un cop creat

3.5.2 Implementant el codi del Macro Module

Per dotar de funcionalitat el nostre Macro Module s'haurà d'implementar codi en dos fitxers diferents. En primer lloc, el fitxer **.script**, on s'especificaran les entrades i sortides, construirà la pròpia interfície i escollirà quins elements d'aquesta han d'interactuar amb l'usuari. En segon lloc s'implementarà el fitxer **.py**, on s'especificarà el comportament de l'interfície a l'hora d'interactuar amb l'usuari.

Fitxer .script, aquest fitxer està dividit en tres apartats: Interface, Commands i Window.

A l'apartat **Interface** és on es defineixen les entrades i sortides del mòdul. En aquest cas, es definirà una sola entrada que anirà conectada a un mòdul intern del macro module. A continuació s'observa una porció de codi que inidica com fer-ho:

```
Inputs {
    Field imageInput {
        internalName = Replicate.input0
        deprecatedName = input0
        }
}
```

El mòdul intern afegit és un mòdul **Replicate**. El que fa aquest mòdul és rebre una imatge, i replicar el seu contingut a les diferents dimensions que li indiquem. Ha de ser d'aquesta forma donat que la majoria d'algorismes només són funcionals per a imatges de tres o més capes; així, les imatges en escala de grisos (una sola capa) han de passar pel mòdul Replicate prèviament. En aquest apartat també es defineixen els atributs interns que tindrà el mòdul de la interfície. Donat que apart de la pantalla principal, la interfície també disposa d'una pantalla secundaria per la selecció del tipus de sortida, es necessiten diferents paràmetres per fer-la funcionar correctament. Necessitarem els següents paràmetres:

rangMinX i rangMaxX: Defineixen el rang de valors de sortida dels

valors X de la interfície

rangMinY i rangMaxY: Defineixen el rang de valors de sortida dels valors Y de la interfície

checkEnters: Comprova si la sortida ha de ser entera

checkInput: Comprova si l'entrada és una imatge en escala de grisos

stringOut: Sortida si aquesta ha de ser un String

stringXOut: Sortida si aquesta ha de ser un String només amb els valors X

stringYOut: Sortida si aquesta ha de ser un String només amb els valors Y

valorXOut i valorYOut: Sortides si aquestes han de ser Doubles

intXOut i intYOut: Sortides si aquestes han de ser enteres

imageName Camp que serveix per obtenir el nom de la imatge que s'està processant

A continuació es mostra la definició del paràmetre RangMinX:

```
Parameters {
    Field rangMinX {
        type = Double
        value = 0.0
        min = 0
        max = 255
    }
```

Seguidament es troba l'apartat **Commands** que serveix per establir la relació entre el fitxer **.script** i el fitxer **.py**. Una vegada relacionats, quan cridem algun mètode el MeVisLab automàticament ja l'anirà a buscar al fitxer de Python. La relació entre fitxers es duu a terme de la següent manera:

```
Commands {
    source = ruta/.../Interficie_Preprocessat.py
}
```

Finalment hi ha l'apartat **Window.** Aquí es defineix l'estructura de la interfície i els seus elements. El paràmetre title defineix el títol de la finestra de la interfície. Mitjançant les seccions 'Category' es poden definir diferents pestanyes per a la interfície. En aquesta interfície n'hi haurà dues, la pestanya Visualitzador i la pestanya Paràmetres. Dins de cada pestanya es pot escollir com organitzar cadascun dels elements que contindrà. Es poden organitzar tant vertical com horitzontalment, simplement escrivint 'Horizontal ' i tots els elements que es col·loquin dins, es distribuiran horitzonalment. Es poden organitzar els elements en diferents caixes mitjançant estructures 'Box '. Dins aquestes caixes, es pot fer la crida d'una comanda d'inicialització mitjançant el paràmetre 'initCommand'. També es pot executar un fragment de codi Python amb el paràmetre 'Execute' seguit d'un String amb el codi Python precedit per 'py: '. Per definir etiquetes, simplement es fa escrivint 'Label ' i els seus corresponents atribut al seu interior. Finalment, per poder captura els events del mouse s'ha de crear una estructura EventFilter. Dins aquesta estructura hi ha tres paràmetres importants: En primer lloc el paràmetre filter, que és el que li indiquem quin tipus d'event es vol capturar. En segon lloc el paràmetre control, que relaciona l'EventFilter amb l'element que es vol que el contingui. Finalment, el paràmetre command, on s'hi indicarà el mètode a cridar quan l'event anterior sigui capturat.

Fitxer .py, en aquest fitxer es troben els mètodes que fan funcionar la interfície. A continuació, es descriu la funció de cadascun dels mètodes:

inicialitzaCaptura: Carrega la imatge de l'eix de coordenades i obre el fitxer d'escriptura per poder-hi guardar els valors desitjats.

inicialitzaImatge: Actualitza la imatge que rep per l'input del Macro Module.

capturaEvent: Obté les posicions X i Y del mouse i assigna uns valors normalitzats al paràmetre corresponent en funció del que s'hagi escollit a la pestanya Paràmetres.

capturaClick: Quan s'ha capturat un event de click, aquest mètode crida un altre mètode anomenat converteixEscriu passant-li les posicions X i Y d'aquell instant.

tancaFitxer: Quan s'ha capturat un event de doble click, tanca el fitxer d'escriptura on s'han escrit les posicions desitjades.

converteixEscriu: Mitjançant les posicions que se li passen, les normalitza i en funció del rang de valors que se li ha especificat a la pestanya Paràmetres, els guarda al fitxer d'escriptura.

3.5.3 Connexió de la interfície amb el filtre

Una vegada s'ha implementat la interfície gràfica, perquè aquesta pugui funcionar correctament s'ha de connectar al filtre desitjat. Com es mostra a la figura 18, hi ha el bloc de la interfície i el del filtre. S'han d'enllaçar aquests dos de manera que quan es modifiquin els valors de sortida de la interfície, aquests automàticament passin a ser els nous valors del filtre escollit.

En primer lloc s'ha d'escollir el paràmetre que es vol enllaçar amb el filtre. Anteriorment, a la interfície s'hi han afegit diferents paràmetres que poder servir (no són outputs) per connectar-los amb el filtre.

Per poder comprovar els paràmetres disponibles, s'ha de clicar botó dret sobre el mòdul de la interfície i escollir Show Window / Automatic Panel, o bé mantenint la tecla Alt premuda, fer doble click sobre el mòdul. La figura 17 mostra la finestra que s'obre on es poden veure els paràmetres dels que disposa el mòdul de la interfície.

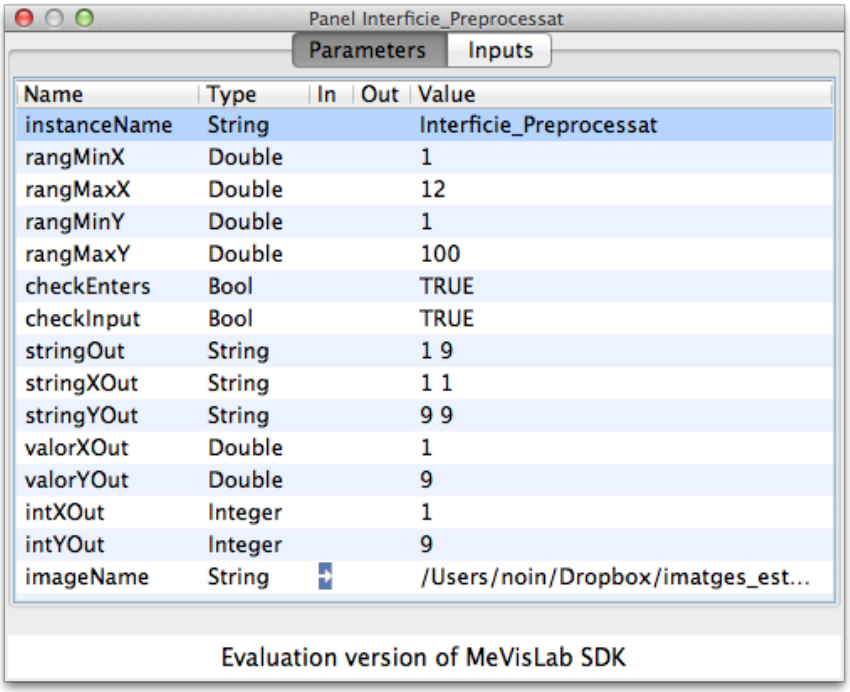

Figura 17: Paràmetres interns de la interfície

En aquest cas, es necessita el paràmetre de sortida en forma d'String, per tant s'escollirà el paràmetre anomenat stringOut del mòdul de la interfície. Per connectar-lo s'ha de clicar el botó dret sobre aquest paràmetre i escollir 'Select Field for Connection'. Una vegada fet això, s'ha d'obrir la mateixa finestra de paràmetres però en aquest cas del filtre. Com que s'ha d'associar l'anterior paràmetre amb el paràmetre radius del filtre de mediana, s'haurà de clicar botó dret sobre el paràmetre i escollir 'Connect From Interficie_Preprocessat.stringOut'. Com es mostra a la figura 18, una vegada fet això ja s'haura establert el vincle entre els dos mòduls.

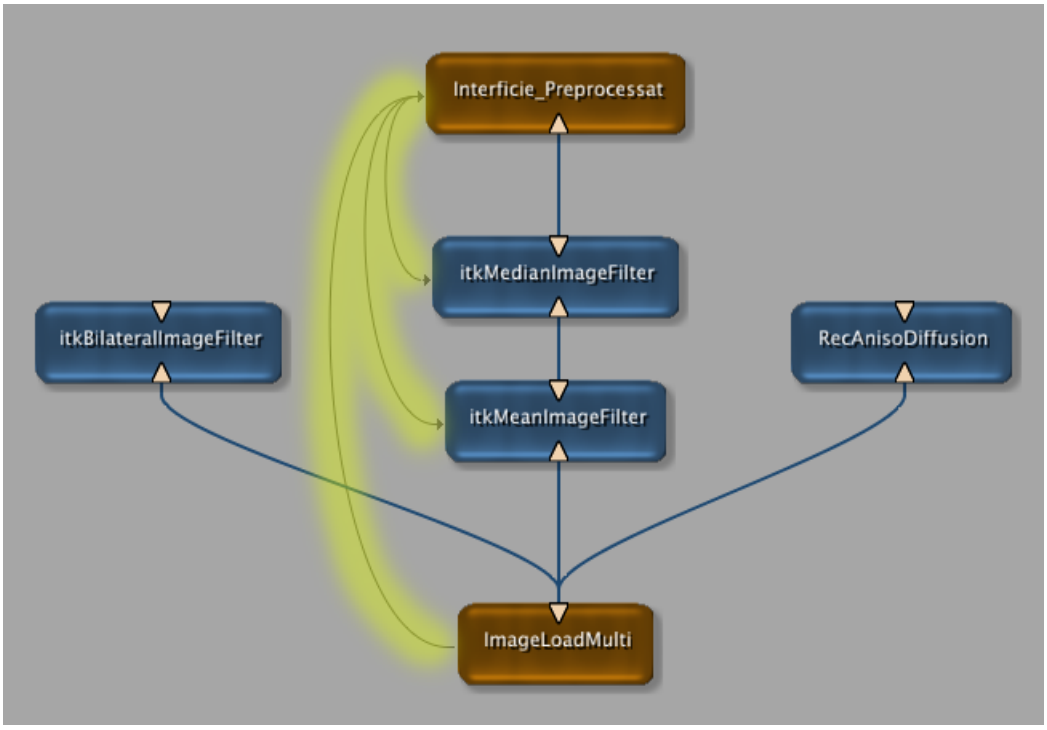

Figura 18: Vincle establert entre el mòdul de la interfície i el filtre

Un cop realitzats aquests passos, la interfície serà completament funcional.

3.6 Funcionament de la interfície

Com s'ha mostrat a la figura 11, la pantalla principal de la interfície consta de dues imatges, la imatge que s'està processant i una àrea de captura de paràmetres. Per utilitzar la interfície, un cop enllaçada amb el filtre, l'usuari simplement ha de moure el mouse per sobre l'eix de coordenades per anar modificant els paràmetres de sortida que rebrà el filtre seleccionat. A la part superior esquerra de l'àrea de captura els valors x i y són mínims. Per anar augmentant-los, s'haurà d'anar desplaçant el punter del mouse cap a la dreta i avall respectivament.

Quan l'usuari trobi uns valors d'interès per la imatge, fent click amb el botó esquerre del mouse guardarà els valors temporalment. Aquests valors desats es mostraran entre parèntesis a les etiquetes que ens indiquen en tot

moment els valors actuals que se li proporcionen al filtre. Quan l'usuari estigui segur de voler desar aquests valors, prement el botó 'Desar paràmetres actuals' els escriurà al fitxer.L'usuari pot guardar tants valors com vulgui. Una vegada hagi finalitzat, per tancar l'escriptura del fitxer on s'està escrivint els resultats, cal prémer el botó 'Tancar fitxer d'escriptura'.

D'altra banda, la interfície gràfica disposa d'una pantalla secundària a la qual s'hi accedeix des de la pestanya superior anomenada Paràmetres. Aquesta pantalla que veiem a la figura 19 ens permet modificar el rang de valors que es volen utilitzar pel filtre i també el tipus de dada de sortida que s'utilitzarà i comprovar si la imatge d'entrada és en escala de grisos o amb més capes.

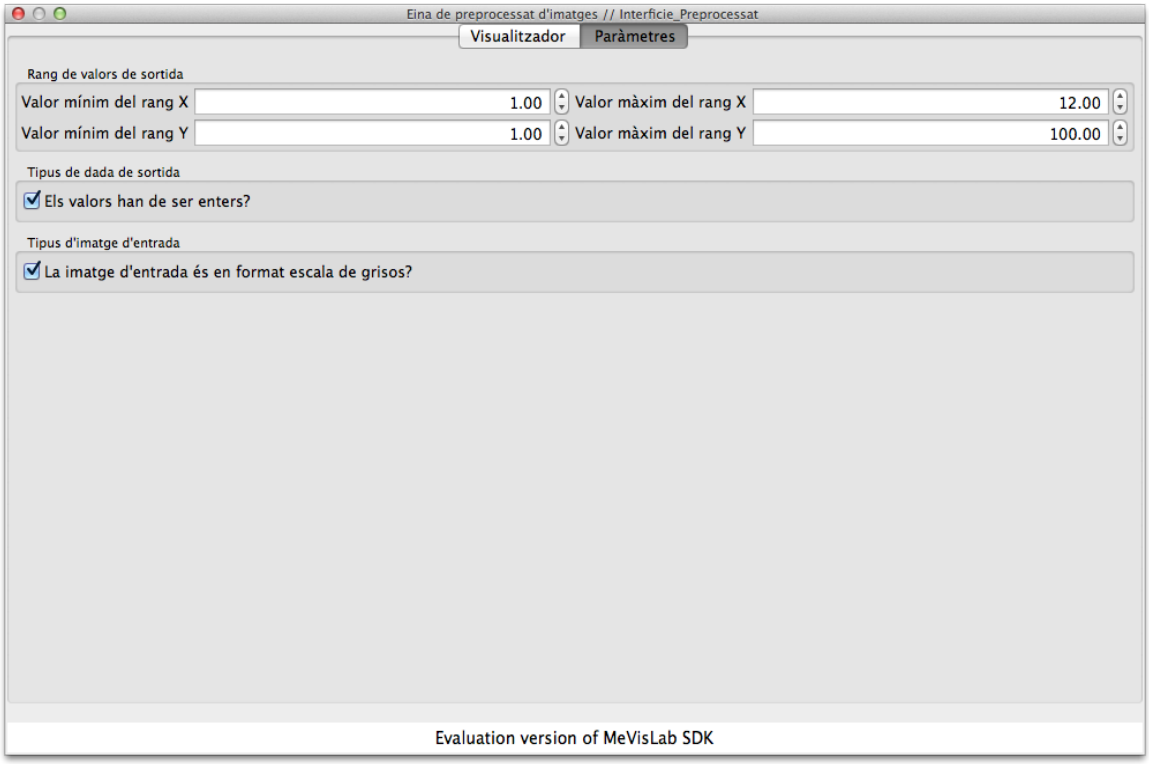

Figura 19: Pestanya Paràmetres on podem modificar els valors de sortida de la interfície i especificar si l'entrada és una imatge en escala de grisos

4 Validació experimental

Com s'ha comentat al capítol 2, les imatges d'ultrasò són imatges amb molt de soroll i amb poc contrast i en definitiva, difícils de treballar i/o interpretar a causa de les mancances durant el seu procés de formació.

És per aquesta raó que un filtrat apropiat de les imatges, per tal de reduir-ne el soroll i emfatitzar-ne les estructures, és crucial tant si es volen utilitzar per un posterior processat automàtic o bé si es vol facilitar la comprensió per part d'un radiòleg expert.

Existeixen quatre tipus bàsics de filtrat: passa altes, passa baixes, passa banda i para banda. Quan parlem d'imatge, els filtres passa altes emfatitzen els contorns, els passa baixes suavitzen les regions i els passa o para banda preserven o suavitzen una combinació de contorns i regions determinada. La quantitat de suavitzat en la imatge o emfatització dels contorns dependrà dels paràmetres utilitzats per guiar el filtratge.

Aquests tipus bàsics de filtrat són insuficients a l'hora de tractar imatges d'ultrasò, ja que són imatges molt sorolloses on els contorns de les estructures no són clars. Per això són necessaris mètodes que combinin els tipus bàsics de filtrat d'una forma dinàmica per tal de preservar els contorns significatius i reduir el soroll de la imatge. La selecció dels paràmetres per tal de governar adequadament aquestes operacions de filtrat i obtenir els resultats esperats és crucial.

Els filtres que s'utilitzaran per dur a terme l'experiment seran bàsicament filtrats espacials i transformacions d'intensitat. Aquests filtres, es poden definir per l'equació 1, on **(I, Φ)** correspon a la imatge processada, **I(x,y)** a la imatge original i **T** el filtrat aplicat. L'espai de paràmetres **Φ** correspon a l'espai de paràmetres utilitzat en cada cas.

$$I'(x, y) = T(I, \phi) \tag{1}$$

El procés de sintonització d'aquests paràmetres sol consistir en trobar, en un espai de paràmetres **Φ**, un conjunt de valors adequats per filtrar un conjunt d'imatges i després analitzar els resultats obtinguts per tal de triar quins

són els paràmetres que funcionen més bé. Aquesta anàlisi pot ser quantitativa o qualitativa, però sigui com sigui, avaluar imatges comporta manegar un volum de dades considerable. Per dur a terme una anàlisi quantitativa es necessita una mètrica que copsi l'objectiu que s'està perseguint amb el filtratge, i aquesta, no és una tasca trivial. Per altra banda fer una anàlisi qualitativa de les imatges obtingudes tampoc és fàcil ja que cal mantenir una referència comuna per dur a terme les valoracions dels resultats, tot i que es doti a l'observador d'eines per realitzar aquesta operació.

Per tal de sintonitzar adequadament els paràmetres de filtrat per a un conjunt d'imatges, es proposa un mètode qualitatiu indirecte. Enlloc d'avaluar els resultats produïts per diferents paràmetres, es deixarà a diversos usuaris escollir el paràmetre que millor filtri cada imatge i aleshores s'analitzaran els paràmetres escollits. D'aquesta manera s'intentarà extreure l'expertesa de l'usuari en determinar quins són els paràmetres que millor filtren les imatges. La figura 20 mostra un exemple dels punts que ha clicat l'usuari expert. A sota l'àrea de captura de paràmetres s'observen els camps del filtre als quals està connectada la interfície, el valor actual del punter i entre parèntesi, l'ultim valor guardat.

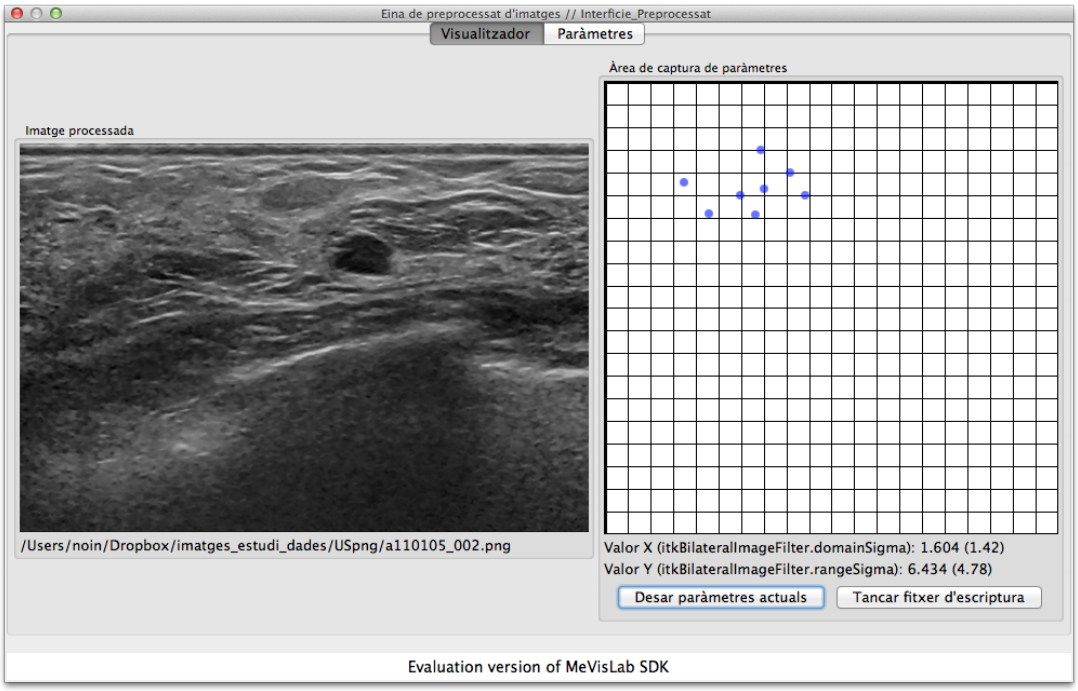

Figura 20: Exemple dels punts que l'usuari expert ha clicat

4.1 Disseny de l'experiment i procediment

Per tal de poder dur a terme la sintonització dels paràmetres d'uns determinats filtres, s'ha demanat a quatre usuaris que s'encarregguin de filtrar un conjunt de 115 imatges en una seqüència aleatòria. L'entorn escollit per realitzar aquest experiment es tracta del MeVisLab, on s'ha desenvolupat una interfície que permet carregar una imatge (en aquest cas una sonografia) i escollir els paràmetres per passar-los al procés de filtratge (per més informació consultar el capítol Desenvolupament de la interfície). Aquest experiment es repetirà per tres dels filtres que preserven contorns i suavitzen regions incorporats a l'entorn MeVisLab: **Filtre Bilateral**, **Anisotropic Diffusion** i una combinació dels filtres de **Mediana** i **Mitjana**. Els rangs de paràmetres que s'utilitzaran en els filtres, s'han escollit de tal manera que englobin tots els valors possibles escollits per cadascun dels usuaris.

4.2 Dataset d'imatges

Per poder realitzar la sintonització dels paràmetres, disposem d'un dataset de 115 imatges d'ultrasò cedida pel Parc Taulí de Sabadell, recollides entre el gener i l'abril del 2011 de l'arxiu històric del centre. Aquestes han estat obtingudes d'un total de 59 pacients a les quals se'ls ha realitzat d'1 a 9 estudis en funció de la lesió que presentaven i de l'històric dels pacients. Les imatges van ser adquirides entre l'agost del 2004 i l'abril del 2011 utilitzant un dels següents dispositius: Acuson-Antares (Siemens Medical Systems), Acuson-Sequoia (Siemens Medical Systems), Aixplorer (Super Sonic Imaging S.A.), Aplio (Toshiba), MicroMaxx (SonoSite, inc) i SSA-380A (Toshiba).

En aquest conjunt d'imatges, totes presenten algun tipus de lesió i només hi ha una única lesió per imatge. D'aquestes, un 72% corresponen a lesions benignes i l'altre 28% a lesions malignes. Les lesions benignes estan classificades en Quists (57%), Fibroadenomes (30%) i d'altres tipus (13%). Les lesions malignes estan classificades en Carcinomes de diferents tipus (89%) i en altres tipus de lesions malignes (11%).

A part de la classificació de patologia de la lesió les imatges estan etiquetades amb el tipus de densitat del teixit (ACR), i l'ecogenicitat relativa entre la lesió i el teixit que veu a l'imatge.

ACR: Indica quin tipus de teixit es troba a l'imatge. S'enumeren de l'1 al 4 es descriuen de la següent manera. En el primer cas, es tracta de teixit greixós (21%). En el segon es troba teixit greixós glandular (52%). En el tercer es troba teixit glandular greixós (11%) i en l'ultim cas teixit glandular (16%). La figura 21 mostra una comparativa entre aquests diferents tipus.

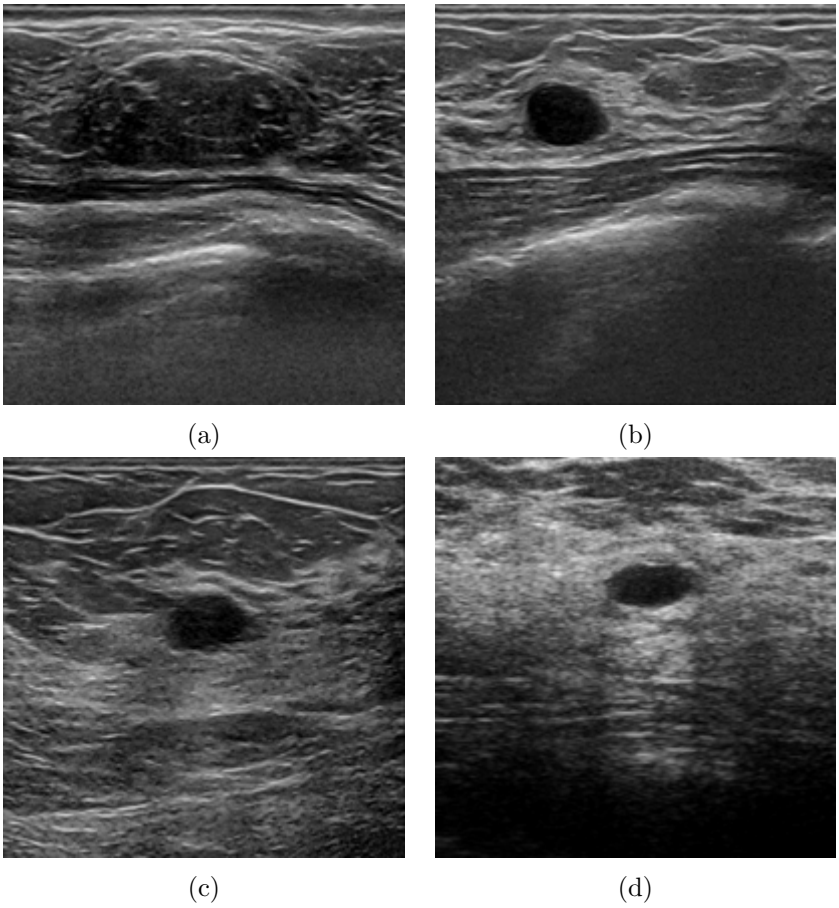

Figura 21: Exemples de teixits amb diferents ACR: (a) teixit greixós (ACR = 1), (b) teixit greixòs glandular (ACR = 2), (c) teixit glandular greixòs (ACR = 3) i (d) teixit glandular (ACR = 4).

Ecogenicitat: Aquesta classificació indica l'aspecte del teixit de la lesió respecte el teixit que l'envolta. Es poden classificar per Anecoic (28%) on s'observa la lesió completament negra i es diferencia molt clarament del teixit, Hipoecoic (48%) on la textura de la lesió és semblant a la del teixit, Isoecoic (21%) on tant la textura com la intensitat de la lesió i del teixit envolvent són molt iguals i per tant són les més difícils d'analitar, i finalment Hiperecoic (3%) on la intensitat de la lesió és major que la del teixit i es veu més clara. La figura 22 mostra que la diferència entre el teixit de la lesió i el que l'envolta pot facilitar o dificultar la detecció d'aquesta.

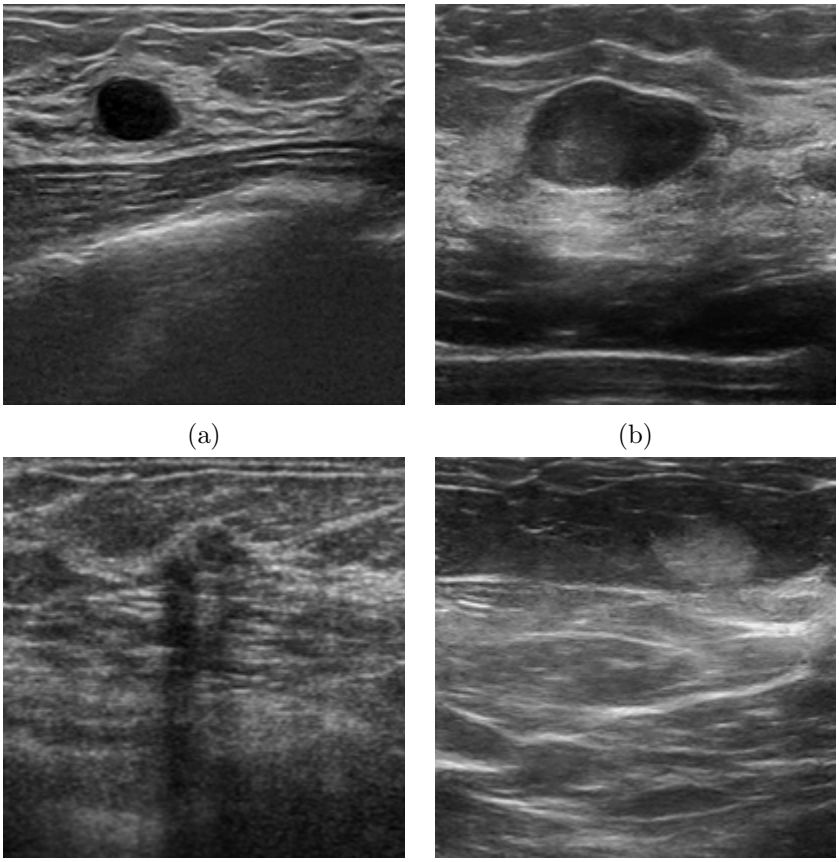

Figura 22: Exemples de teixits amb diferent ecogenicitat: (a) teixit anecoic, (b) teixit hipoecoic, (c) teixit isoecoic i (d) texiti hiperecoic.

4.3 L'experiment

Com s'ha dit anteriorment l'experiment s'ha dut a terme utilitzant l'entorn de visualització mèdica MeVisLab. S'han avaluat quatre filtres diferents en tres experiments, el filtre Bilateral, l'Anisotropic Diffusion i el filtre de Mediana i Mitjana. Cal apuntar que en aquests experiments, es modificaran dos paràmetres de cada filtre simultàniament utilitzant l'eina desenvolupada.

Filtre Bilateral

El filtre bilateral és un filtre de reducció de soroll que manté els contorns.

Aquest filtre empra un mètode no iteratiu, local i simple. A diferència d'altres filtres, a banda de la proximitat entre píxels (domini) aquest també te en compte la similitud entre ells (rang). La figura 23 mostra el Kernel del Bilateral Filter on els pesos es basen en una distribució Gaussiana. Els pesos no depenen únicament de la distancia Euclidiana sinó que també de les diferències radiomètriques. També mostra el comportament que tindriuna input al passar-hi el filtre. S'observa com aquest preserva correctament el contorn. La figura 24 mostra una imatge d'ultrasò original a l'esquerra, i la mateixa imatge després de passar pel filtre Bilateral. Es pot observar com el contorn de la lesió es manté, tot i que s'ha eliminat la major part del soroll de la imatge. Dins el MeVisLab, els paràmetres escollits per fer l'experiment són el 'Domain Sigma', que indica el veïnatge en X i en Y que s'utilitzarà per fer el filtrat, i el paràmetre 'Range Sigma', que filtrarà en funció de la similitud d'un píxel amb un altre. Els rangs utilitzats són 1-12 i 1-100 respectivament.

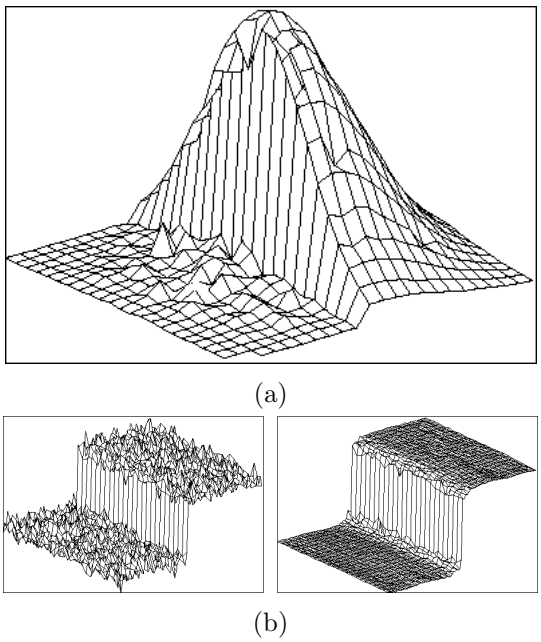

Figura 23: (a) Kernel del Bilateral Filter, (b) Input i Output.

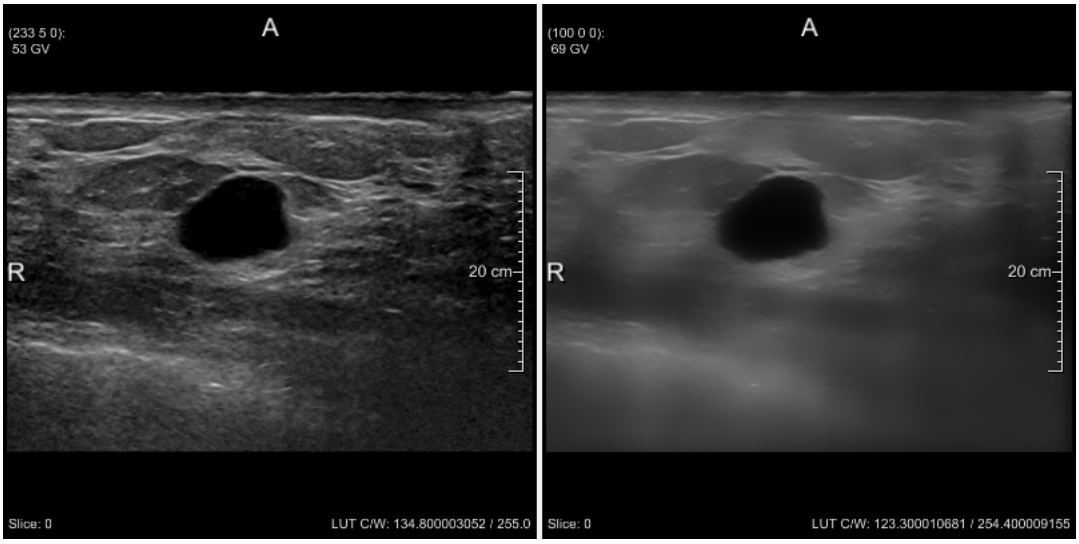

Figura 24: Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat el filtre bilateral (Utilitzant els paràmetres Domain Sigma = 5,76 i Range Sigma = 32,38

Filtre Anisotropic Diffusion

El filtre anisotropic diffusion és un filtre dels anomenats 'intel·ligents'. Serveix per reduir el soroll però alhora, conserva els contorns. Aquest filtre és una composició de varis filtres en un de sol, que actua en funció de la regió on es troba. Quan el filtre es troba un contorn, com que la diferència d'intensitats entre els píxels és elevada, aplica un filtre petit perquè aquest no distorsioni el contorn. No obstant, quan es troba una regió on la diferència d'intensitats és baixa, aplica un filtre passa baixes gran per eliminar la major quantitat de soroll i homogeneïtzar la zona. A la figura 25, s'observa la mateixa sonografia que s'ha vist anteriorment, però en aquest cas se li aplica el filtre anisotropic diffusion. En aquest pas, dins el MeVisLab els paràmetres escollits són 'Passes in x-dir' i 'Passes in y-dir' per una banda, que configuren quantes passades farà el filtre en cada direcció, i per altra banda el paràmetre 'Tolerance', que configura el llindar pel qual es mantindran els contorns. Aquí els rangs utilitzats són d'1-100 i 1-20 respectivament.

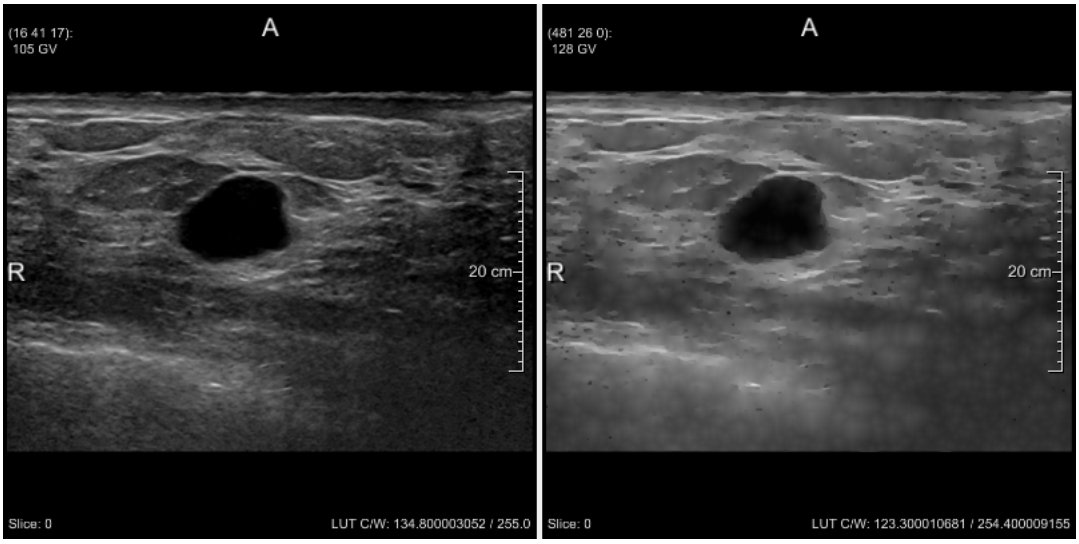

Figura 25: Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat el filtre anisotropic diffusion (Utilitzant els paràmetres Passades en X i Y = 40 i Tolerància = 4)

Filtre Mediana i Filtre Mitjana

Aquests dos filtres són dels més bàsics que existeixen en el domini espacial. Cadascun dels píxels de la finestra té el mateix pes. En el cas de la mitjana, es sumen tots els valors i es divideix pel nombre de píxels. Amb la mediana, una vegada tenim tots els valors, escollim el que correspongui a la mediana estadística. La figura 26 mostra una imatge d'ultrasò original, seguida de la mateixa imatge després d'haver passat per un filtre de mitjana i un de mediana. Cal remarcar que en el cas del MeVisLab, al modificar els valors que veurem en l'experiment, no es modifica el costat de la finestra, sinó que es modifica el radi d'aquesta respecte al píxel central. Amb aquests filtres, al MeVisLab els paràmetres són en tots dos casos el 'Radius' de cadascun dels filtres. En ambdós casos el rang utilitzat és d'1-12. Per exemple, quan es selecciona el valor 2 del paràmetre 'Radius' de la Mediana, s'està fent el processat amb una finestra de 5. Si el valor és 3, amb una finestra de 7.

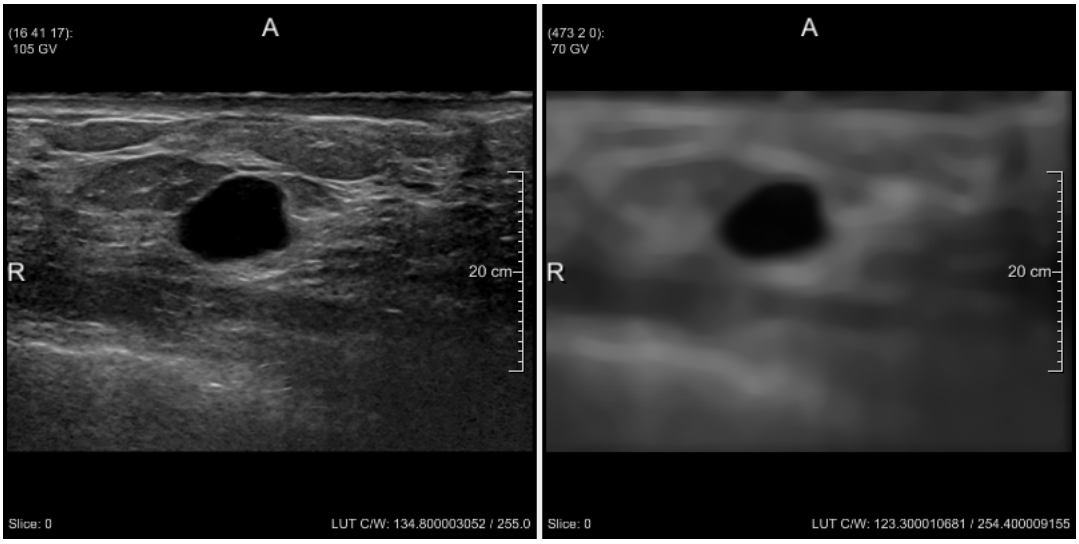

Figura 26: Comparativa entre una sonografia original, i la mateixa després d'haver-li passat un filtre de mitjana seguit d'un filtre de mediana (Utilitzant els paràmetres Radius de la Mediana = 5 i Radius de la Mitjana = 2)

4.4 Resultats

L'eina desenvolupada permet recollir els clics que fa cadascun dels usuari mitjançant un document de text amb les posicions escrites. Amb aquestes dades s'ha realitzat l'estudi que es mostra a continuació.

Les tres imatges de la figura 27 representen l'espai de paràmetres ϕ utilitzat per cada un dels filtres. En aquest espai es troben representats els valors que els usuaris han considerat òptims per filtrar cadascuna de les instàncies. Cal observar que les figures a i b, representen un estudi freqüencial ja que es tracta d'espais de paràmetres discrets i fer un scattering dels resultats obtinguts mostraria molts de valors sobreposats i aportaria poca informació, mentre que en la figura c es mostra un núvol de punts dels paràmetres seleccionats al ser aquests valors continus. En la primera s'observa un espai unimodal ben definit amb un sol pic. En el segon cas, un espai amb més variabilitat en les 'Passades en X i Y' que en la 'Tolerància', és per això que està disposat de forma ovalada, però amb un rang de paràmetres favorables ben definit. Finalment, l'última figura mostra un núvol de punts unificats, amb la qual cosa es pot deduir que uns valors dins la distribució pot ser majoritàriament favorable.

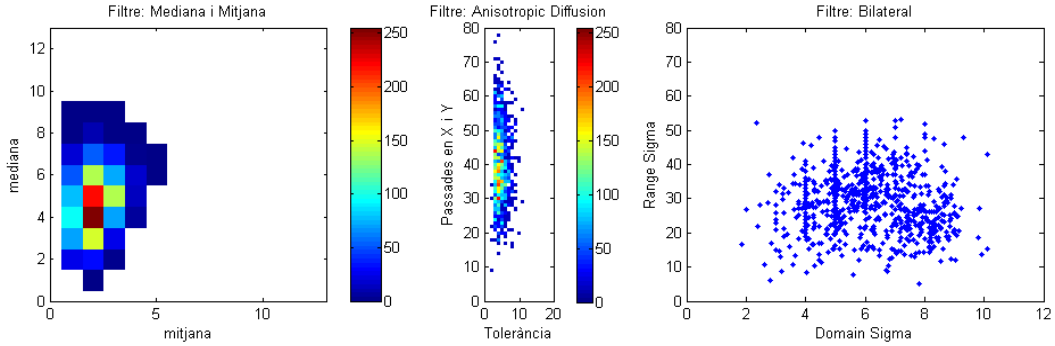

Figura 27: Espais de paràmetres ϕ utilitzats en cadascun dels tres experiments

Mediana i Mitjana

Per tal d'analitzar les dades recollides en el primer experiment, s'ha escollit realitzar un estudi freqüencial enlloc d'un estudi de dispersió, ja que al tenir dades discretes, aquest segon hagués aportat poca informació. El comptatge realitzat és el nombre de vegades que s'ha clicat en un mateix valor.

La figura 28 ens il·lustra un estudi de freqüència dels valors obtinguts en la captura de paràmetres del filtre de Mediana i Mitjana. Ja que les dades obtingudes són discretes, s'ha elaborat aquesta representació que, mitjançant la distribució de colors, s'observa la freqüència en què els usuaris han trobat correcte el resultat del filtrat mitjançant uns paràmetres concrets.

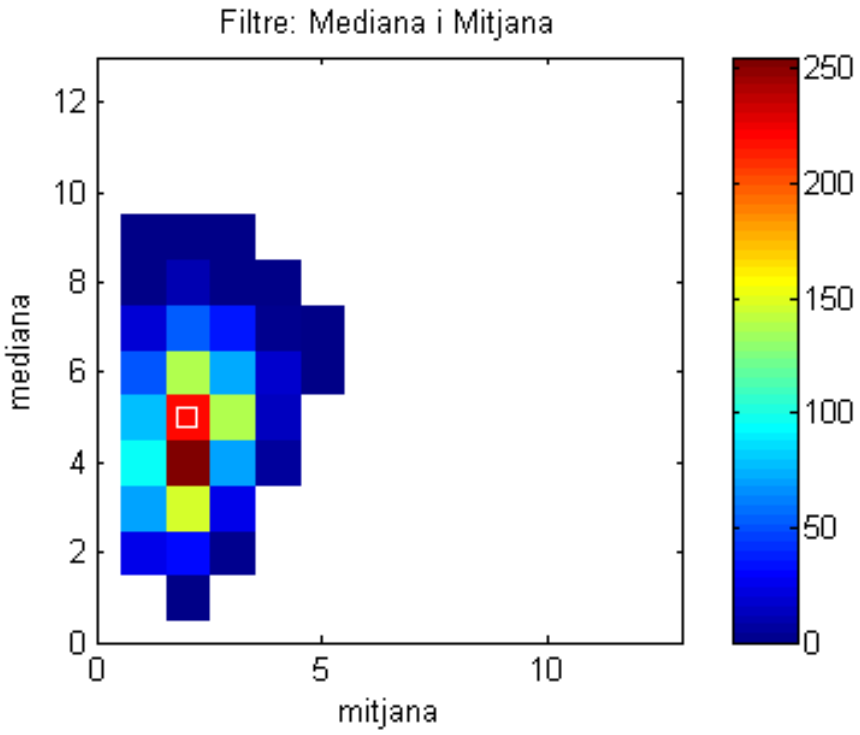

Figura 28: Estudi freqüencial dels clics efectuats en l'experiment dels filtres de Mediana i Mitjana on s'observa la mediana calculada amb un quadrat blanc

La imatge dels valors capturats mostra clarament una distribució. Aques-

ta distribució però, mostra una variabilitat major en l'elecció del paràmetre de la mediana que en de la mitjana.

A partir d'aquestes observacions es vol trobar un estimador dels paràmetres de filtrat de manera que aquest sigui favorable en el major dels casos. En aquest cas, l'estimador proposat és la mediana de tots els valors.

D'altra banda, s'ha pogut comprovar que la majoria de les imatges, com a mínim uns valors seleccionats en l'espai de paràmetres coincideixen amb els valors de la mediana. En els pocs casos que no ho fan, com a màxim hi ha una distància de dues unitats respecte el punt més proper a la mediana calculada. Per tant, assumim que aquest estimador és suficientment robust.

La figura 29 mostra tres imatges diferents on el quadrat vermell indica la posició de la mediana calculada. La primera (a) hi ha un o més punts que coincideixen amb la mediana calculada. En la segona (b), no coincideix cap punt però la distància mínima és 1. En el tercer i últim cas (c), s'observa que la distància mínima és 2. En definitva, es pot afirmar que cap de les 115 imatges del dataset té una distància mínima superior a 2 respecte l'estimador proposat.

Finalment, es podria afirmar que en la majoria dels casos, l'estimador proposat dóna un resultat satisfactori.

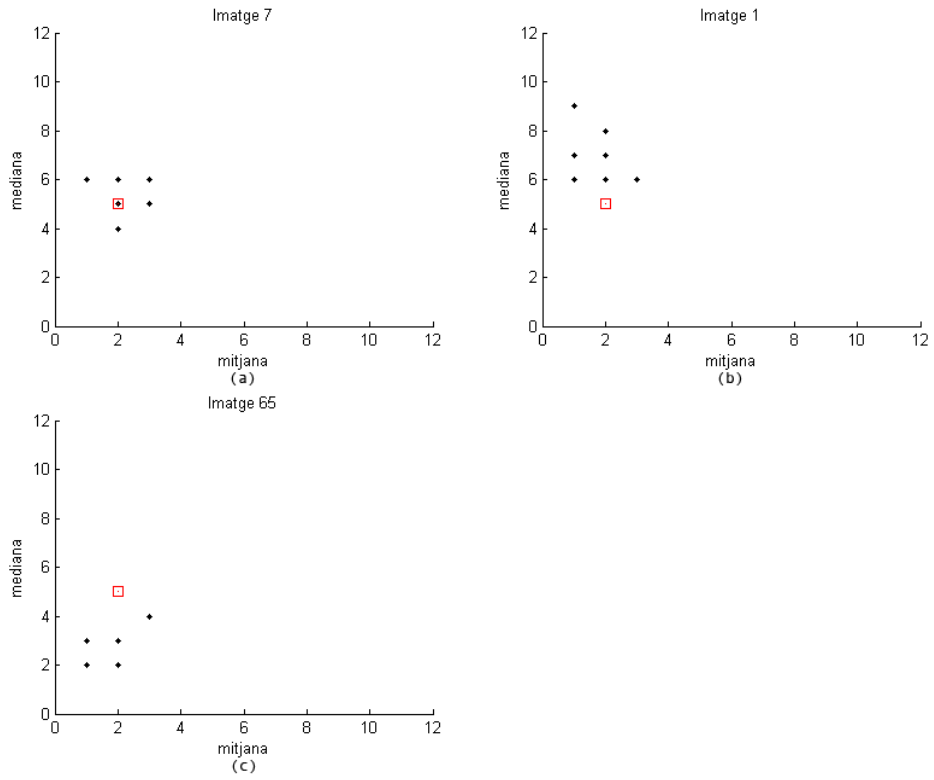

Figura 29: Mostra de la distància mínima entre la mediana calculada i els valors seleccionats

Anisotropic Diffusion

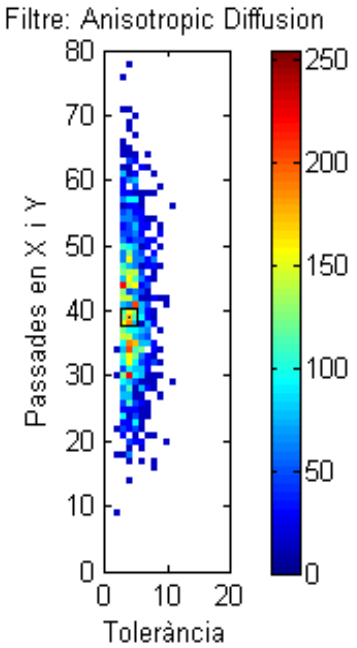

Figura 30: Estudi freqüencial dels clics efectuats en l'experiment del filtre Anisotropic Diffusion on s'observa la mediana calculada amb un quadrat negre

En la figura 30, es pot observar un altre espai de paràmetres amb els valors discrets capturats. En aquest cas, al ser el rang més ampli s'ha optat per comprovar la variabilitat dels valors capturats, tant de les 'Passades en X i Y', com la 'Tolerància'.

En aquest cas, la variabilitat en el cas de la 'Tolerància' és baixa, per això observem que la distribució dels clics també adopta una forma ovalada. No obstant, a diferència del filtre anterior, en aquest es disposa de diferents pics.

Així doncs, es pot afirmar que un valor pertanyent a un rang entre 2 i 5 quant a la tolerància, i entre 30 i 50 quant al nombre de passades en X i Y serà favorable per a la majoria dels casos. Un estimador proposat és la mediana de tots els valors, tot i que la moda també pot ser un estimador molt favorable.

Bilateral Filter

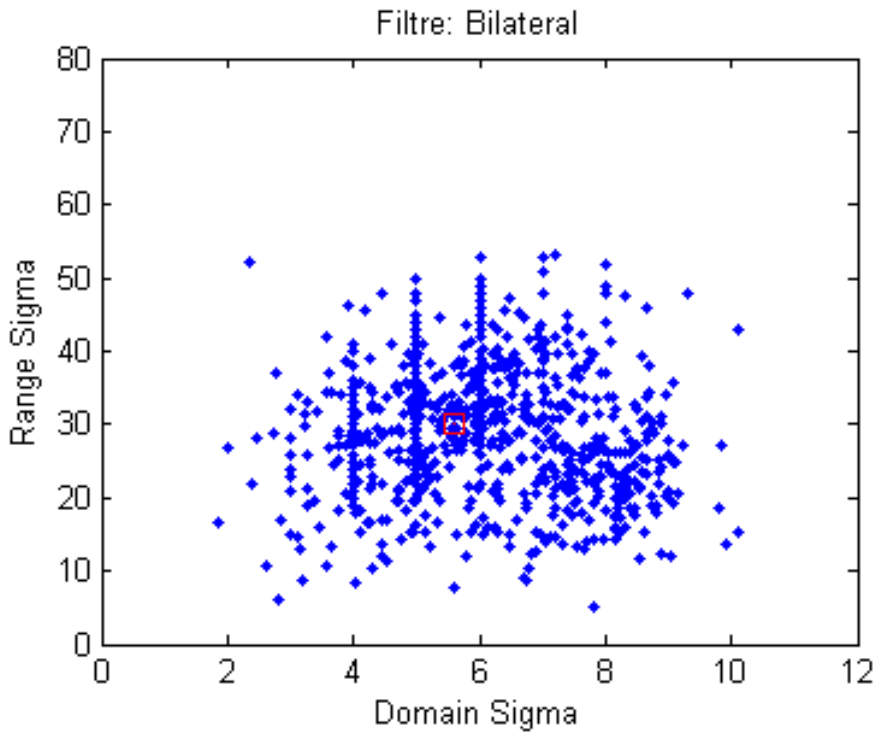

Figura 31: Estudi de dispersió dels clics efectuats en l'experiment del Bilateral Filter on s'observa la mediana calculada amb un quadrat vermell

La figura 31 mostra un diagrama de dispersió on s'observa un núvol de punts generat amb els valors capturats. En aquest cas disposem d'un espai de paràmetres continu, per tant, no es pot fer un anàlisi de la freqüència en què els usuaris han trobat correcte un resultat ja que seria molt poc probable trobar dos valors coincidents. En aquest cas, a banda d'observar-se un núvol de punts compacte, s'observa com la variabilitat del paràmetre 'Range Sigma', que defineix el llindar de similitud dels píxels, és inferior a la del paràmetre 'Domain Sigma', que defineix la distància entre píxels.

Un valor dins un rang d'entre 30 i 50 per al 'Range Sigma' i d'entre 3 i 9 per al 'Domain Sigma' seria favorable per a la majoria dels casos. Per això,

es proposa com a estimador la mediana de tots els valors capturats, ja que la variància de tots els valors respecte aquest punt és de poc més de 25.

5 Conclusions i treball futur

5.1 Conclusions

Els objectius i abast d'aquest projecte final de carrera s'han assolit satisfactòriament, aquests eren:

Desenvolupament d'una eina per al preprocessat d'imatges: Per tal de poder dur a terme un filtrat de les imatges interactiu i poder-ne extreure els paràmetres escollits, s'ha desenvolupat una interfície gràfica dins l'entorn de visualització mèdica MeVisLab. D'aquesta manera, aquesta interfície és compatible amb qualsevol màquina, tingui el sistema operatiu que tingui, sempre que se li pugui instal·lar l'entorn MeVisLab.

Elaboració d'un estudi dels paràmetres utilitzats amb la interfície: S'ha realitzat un estudi dels valors que una sèrie d'experts han considerat més adients per fer el filtrat de les imatges d'ultrasò. Amb aquest estudi, s'han proposat uns estimadors que serien favorables en la majoria de noves imatges a processar.

Disseny d'una pràctica guiada: Aprofitant l'estudi de l'entorn de visualització mèdica MeVisLab, i la dificultat d'implementar correctament una interfície mitjançant codi Python, s'ha elaborat una pràctica guiada que il·lustra com desenvolupar una interfície pròpia des de zero utilitzant les eines del MeVisLab i codi Python.

5.2 Treball futur i millores

Tot i que la interfície és completament funcional, es proposen una sèrie de millores o modificacions a realitzar en el futur.

5.2.1 Indicadors per a la posició del mouse a l'àrea de captura

Per millorar la navegabilitat i per una millor orientació a l'àrea de captura de paràmetres, es proposa implementar un mètode que, un cop el punter entri a l'àrea de captura de paràmetres, es dibuixin unes línies com a indicadors de posició que segueixin el punter per així, millorar la orientació i no perdre la posició de vista. La figura 32 mostra un exemple de com hauria de quedar.

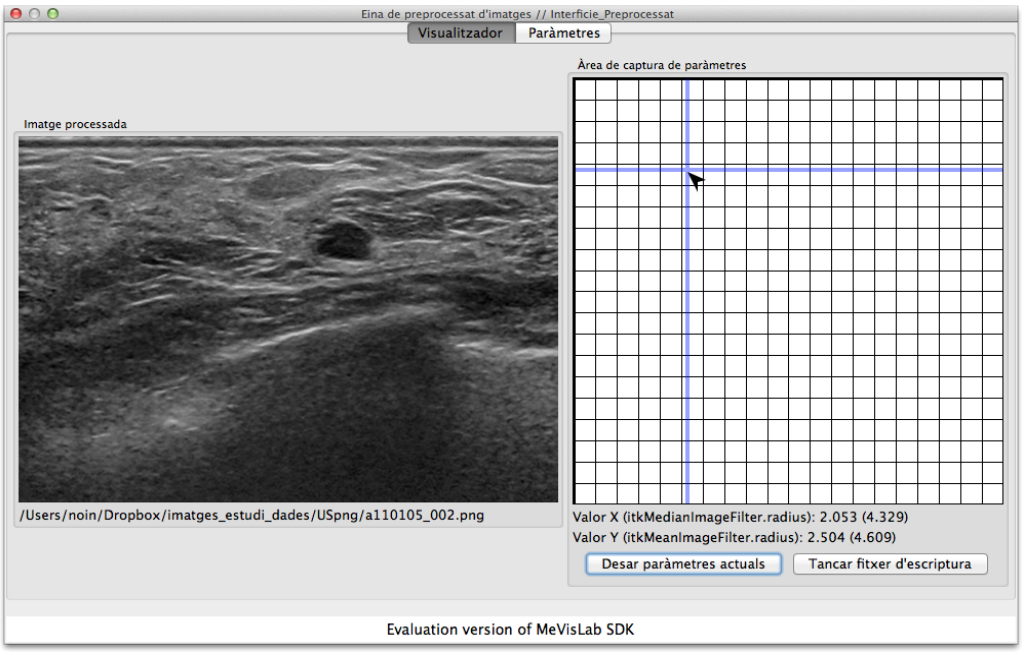

Figura 32: Interfície amb els indicadors de posició a l'àrea de captura de paràmetres

A Pràctica guiada: Desenvolupament d'un Macro Module dins l'entorn MeVisLab

A.1 Què és el MeVisLab?

El MeVisLab és un entorn molt potent i modular pel desenvolupament d'algorismes de processat d'imatges, visualització i mètodes d'interacció, especialment enfocats a la imatge mèdica. A més del processament bàsic d'imatges i de mòduls de visualització, el MeVisLab inclou algorismes avançats de segmentació, registre i molts anàlisis morfològics i funcionals de les imatges.

MeVisLab consta d'unes llibreries que s'ha demostrat que són realment útils per al tractament i visualització d'imatges: en primer lloc es troben les **ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit)**. Aquestes llibreries són de codi obert i multi plataforma que proporcionen una àmplia gamma d'eines per dur a terme l'anàlisi i tractament de les imatges. En segon lloc, hi ha les **VTK (Visualization Toolkit)**. Aquestes són útils a l'hora de visualitzar imatges. Fins i tot són útils per fer reconstruccions en tres dimensions.

A més de disposar de molts filtres i visualitzadors, MeVisLab permet la creació de mòduls propis que facilita la integració de diferents tipus d'operacions o interfícies d'ins d'aquests. Podem crear tant un mòdul que apliqui un filtre a una imatge, com implementar nosaltres mateixos aquets filtre, o bé crear un mòdul que construeixi una interfície que ens permeti interactuar d'alguna manera amb les opcions del MeVisLab.

A.2 Objectius de la pràctica

La documentació del MeVisLab quant a la creació de mòduls propis, en alguns casos és incorrecta, com ara en la creació de mòduls ML amb codi Python (referència al link). Per tant, mitjançant aquesta pràctica, es vol donar a conèixer com construir un Macro Module des de zero, dins l'entorn del MeVisLab. Des de crear el propi mòdul, definir les seves entrades i sortides, i afegir-li funcionalitats implementant codi, tant MDL com Python.

Al final d'aquesta pràctica tindrem un mòdul completament funcional desenvolupat des de zero. Després, aquest pot ser millorat i afegir-hi noves funcionalitats.

A.3 Desenvolupament del mòdul

A.3.1 Passos previs

L'entorn de MeVisLab organitza els diferents mòduls dels que disposa en paquets. Per tant, si es vol crear un nou mòdul, aquest haurà d'anar dins un paquet. Així doncs, en primer lloc es crearà un nou paquet de mòdul.

Per començar a crear un paquet, en primer lloc s'ha d'anar al menú File / Run Project Wizard. Fet això se'ns obrirà la finestra de l'assistent com mostra la figura 33.

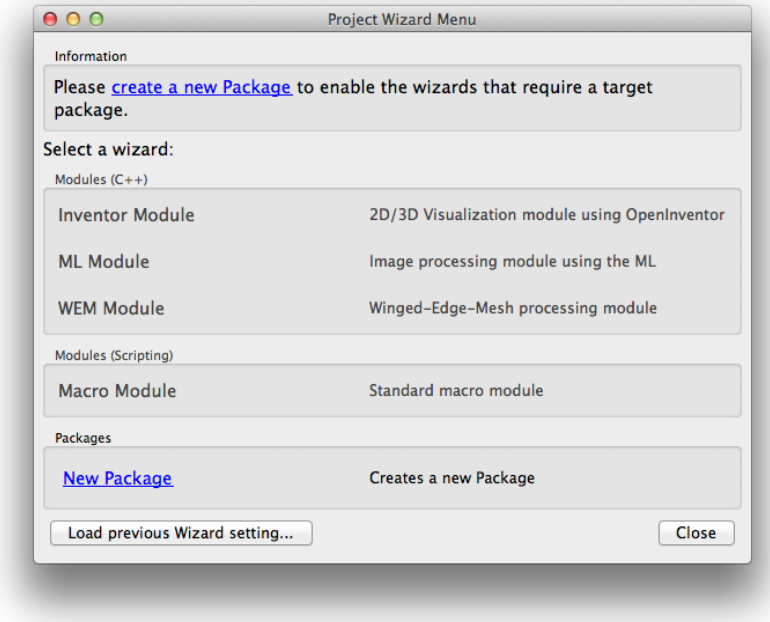

Figura 33: Assistent de projectes

En aquest cas, s'haurà d'escollir New Package per començar a crear el paquet de mòduls.

Com es veu a la figura 34, l'assistent demana una sèrie de paràmetres:

Package Group: Es pot definir un grup per agrupar els diferents packages.

Package Name: Nom que tindrà el paquet que s'està definint.

Package Owner: Nom que constarà com a autor del paquet.

Package Description: Descripció del paquet que s'està creant.

Target Directory: Directori on es guardarà el paquet creat.

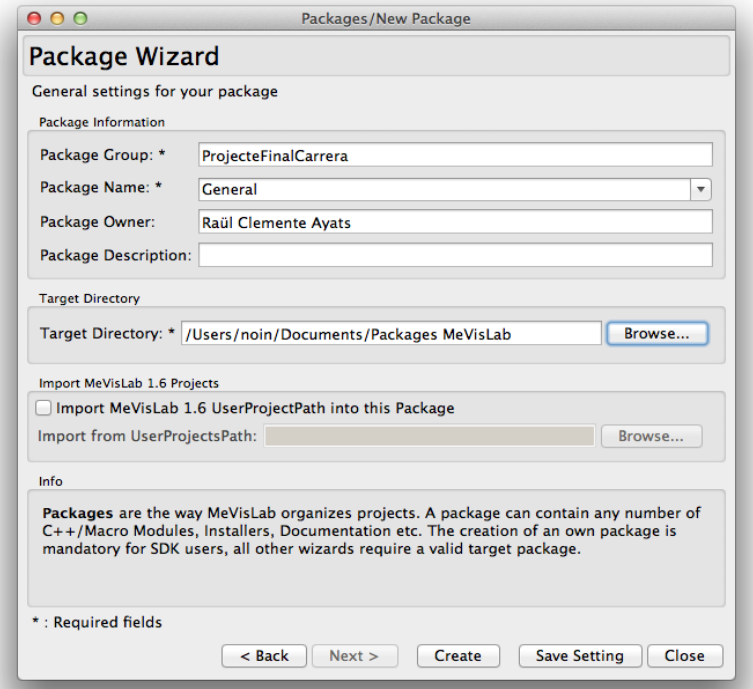

Figura 34: Assistent de creació del paquet

Finalment, prement el botó Create, es crearà el paquet amb els paràmetres descrits.

A.3.2 Creació d'un Macro Module

Per poder construir la nostra interfície dins l'entorn del MeVisLab necessitarem un contenidor. En aquest cas, el que ens servirà de contenidor serà

un Macro Module. Aquest tipus de mòdul ens permet utilitzar el llenguatge MDL, que és el que pròpiament s'utilitzarà per construir la interfície i també el llenguatge Python, que utilitzarem per definir una sèrie de funcions internes que faran que la interfície funcioni correctament.

Per crear el Macro Module, en primer lloc hem d'anar al menú File/Create Local Macro. Ens apareixerà una finestra com podem observar a la figura 35 on ens demana que posem el nom al mòdul que estem creant.

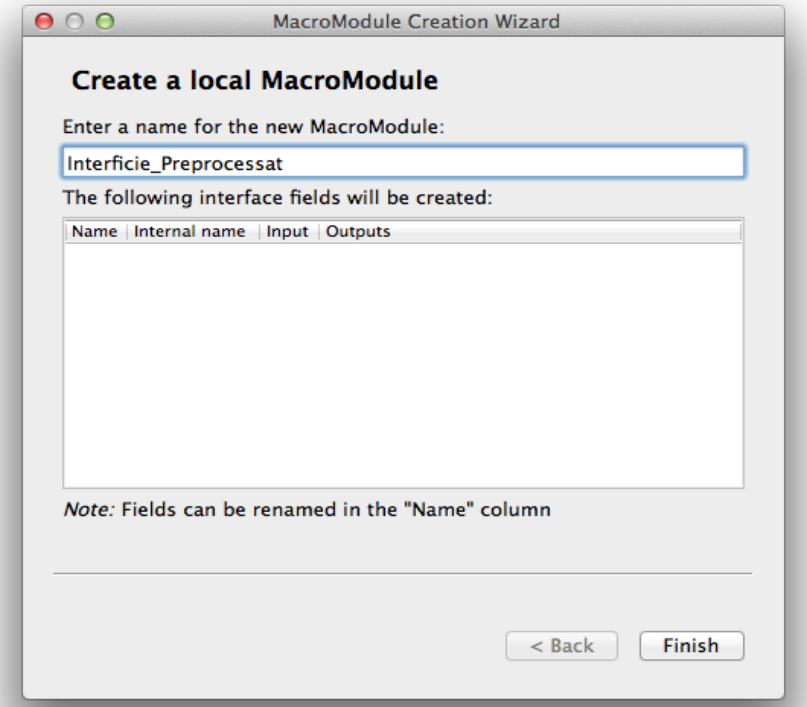

Figura 35: Quadre de diàleg on es demana el nom del mòdul

Seguidament ens preguntarà si volem convertir el nostre mòdul en una macro global, acceptem i continuem. La figura 36 mostra el següent pas on haurem d'escollir el paquet que anteriorment s'haurà d'haver creat i escollir un nom pel projecte del qual formarà part el nostre mòdul. Cliquem el botó Create i escollim que esborri els fitxers antics. Un cop fet això, tanquem

l'assistent i com es veu a la figura 37 se'ns obrirà una carpeta amb tots els fitxers generats relacionats amb el Macro Module.

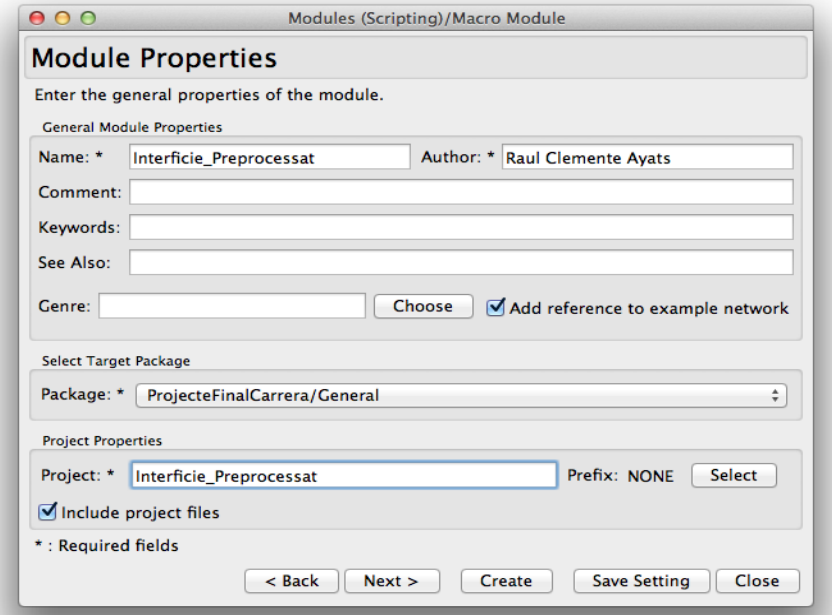

Figura 36: Quadre de diàleg on definirem el paquet i el nom del projecte

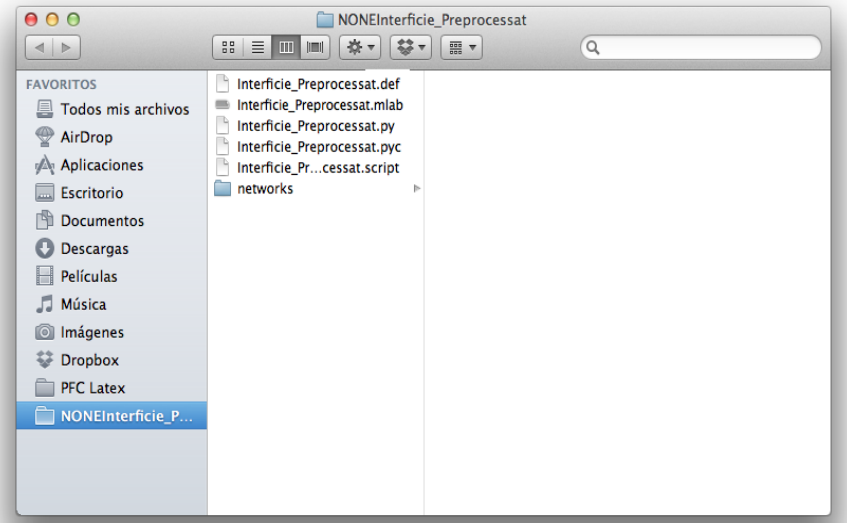

Figura 37: Finestra on veiem els fitxers generats relacionats amb el mòdul

En aquest moment ja tenim el nostre mòdul creat, a la figura 38 veiem com es mostra. No obstant, ara mateix aquest mòdul no disposa de cap funcionalitat, per tant, és hora d'afegir-hi el codi necessari.

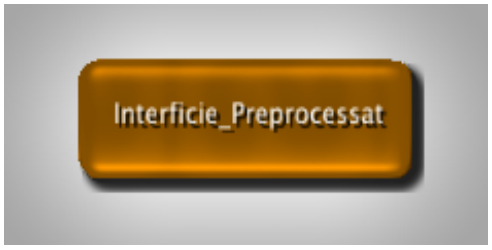

Figura 38: Macro Module un cop creat

A.4 Implementant el codi del Macro Module

Per dotar de funcionalitat el nostre Macro Module s'haurà d'implementar codi en dos fitxers diferents. En primer lloc, el fitxer **.script**, on s'especificaran les entrades i sortides, es construirà la interfície en si i s'escollirà quins elements d'aquesta han d'interactuar amb l'usuari. En segon lloc s'im-

plementarà el fitxer **.py**, on s'especificarà el comportament de l'interfície a l'hora d'interactuar amb l'usuari.

Fitxer .script, aquest fitxer està dividit en tres apartats: Interface, Commands i Window. A l'apartat Interface és on es defineixen les entrades i sortides del mòdul. Per exemple, per definir una entrada d'imatge al mòdul, s'haurà d'especificar de la següent manera:

```
Inputs {
    Field imageInput {
        type = Image
         }
}
```

En aquest cas, simplement s'ha definit la entrada, sense enllaçar-la amb cap element intern del mòdul. En cas de voler enllaçar una entrada amb un element intern, en primer lloc s'haurà d'accedir a la xarxa interna del mòdul. Per fer-ho, fer boto dret al mòdul i escollir 'Show Internal Network'. Dins la xarxa interna, s'haurà d'afegir el mòdul al qual es vulgui enllaçar l'entrada. Seguidament, es guarden els canvis i al fitxer **.script** tal i com es mostra mes avall, definir l'input. Al camp 'internalName', indicar-hi on s'ha d'enllaçar l'entrada. Al camp 'deprecatedName', indicar-hi l'entrada del mòdul enllaçat.

```
Inputs {
    Field imageInput {
        internalName = Replicate.input0
        deprecatedName = input0
        }
}
```

A banda de les entrades i sortides, també es poden declarar paràmetres interns del mòdul. Com es veu a sota, s'ha de definir el tipus de dada, i si es desitja, el valor mínim, màxim, valor actual, etc.

```
Parameters {
    Field rangMin {
        type = Double
        value = 0.0
        min = 0
        max = 255
    }
```

Després es troba l'apartat Commands, on seguidament mostra com es defineix la relació entre el fitxer **.script** i el fitxer **.py**. Una vegada definida aquesta relació, qualsevol mètode cridat s'anirà a buscar al fitxer python relacionat.

```
Commands {
    source = ruta/.../nomMacro.py
}
```

En últim lloc hi ha l'apartat Window. Aquí és on pròpiament es defineix l'estructura que veurà l'usuari. Es disposa de varis elements per construir la finestra, a continuació se n'expliquen alguns de bàsics. El paràmetre title defineix el títol de la finestra de la interfície. Mitjançant les seccions 'Category' es poden definir diferents pestanyes per a la interfície. En aquesta interfície n'hi haurà dues, la pestanya Visualitzador i la pestanya Paràmetres. Dins de cada pestanya es pot escollir com organitzar cadascun dels elements que contindrà. Es poden organitzar tant vertical com horitzontalment, simplement escrivint 'Horizontal ' i tots els elements que es col·loquin dins, es distribuiran horitzonalment. Es poden organitzar els elements en diferents caixes mitjançant estructures 'Box '. Dins aquestes caixes, es pot fer la crida d'una comanda d'inicialització mitjançant el paràmetre 'initCommand'. També es pot executar un fragment de codi Python amb el paràmetre 'Execute' seguit d'un String amb el codi Python precedit per 'py: '. Per definir etiquetes, simplement es fa escrivint 'Label ' i els seus corresponents atribut al seu interior.

Per exemple, per crear una finestra on s'hi mostri una imatge que es car-

regarà posteriorment al fitxer de Python, s'hauria de fer com es mostra a continuació:

```
Window {
    title = "Mostra imatge carregada"
    Horizontal {
        Label {name = imatgeCarregada}
        initCommand = carregaImatge
    }
}
```

A continuació, s'haurà de generar el fitxer de Python. Allà és on s'especificaran els diferents mètodes que s'han utilitzat dins el fitxer **.script**. En aquest cas, es pretén carregar una imatge a l'etiqueta definida anteriorment. Així doncs, més avall es mostra el mètode que s'ha de construir. Aquest portarà per nom 'carregaImage', i la seva funció serà capturar la imatge que arribi per la input i mostrar-lo per l'etiqueta de la finestra. Al definir el mètode, sempre hem de passar-li el paràmetre 'control', que serà el que permetrà accedir als elements del MeVisLab. Dins el mètode, primer s'haurà de carregar la imatge en un QPixmap per després col·locar aquest dins l'etiqueta que s'ha creat.

```
def carregaImatge(control):
    imatge = QPixmap(ctx.field("imageInput").image().
        getSliceAsQPixmap()
    ctx.control("imatgeCarregada").setPixmap(imatge)
```

Una vegada implementat tot el codi necessari, desar els canvis i al tornar al MeVisLab, s'haura de clicar amb el botó dret a la macro i després seleccionar la opció **Reload Definition**. Així, el mòdul ja serà completament funcional, ara només falta enllaçar un mòdul ImageLoad al macro module creat, carregar una imatge i comprovar com funciona.

Referències

[1] Ge healthcare, www.gehealthcare.com, accedit 21/03/2012.

[2] Mammo image, www.mammoimage.org, accedit 23/03/2012.

[3] Medison, www.medison.ru, accedit 21/03/2012.

[4] Msd latin america, www.msdlatinamerica.com, accedit 23/03/2012.

[5] Nrad, www.nrad.com, accedit 21/03/2012.

[6] Obgyn, www.obgyn.net, accedit 23/03/2012.

[7] Verde valley medical center, www.verdevalleymedicalcenter.com, accedit 23/03/2012.

[8] K Drukker, M Giger, K Horsch, and M Kupinski. Computerized lesion detection on breast ultrasound. *Medical Physics*, Jan 2002.

[9] A Madabhushi and D Metaxas. Combining low-, high-level and empirical domain knowledge for automated segmentation of ultrasonic breast lesions. *IEEE Transactions on medical imaging*, Jan 2003.

[10] M Moskowitz, S Feig, C Cole-Beuglet, and S Fox. Evaluation of new imaging procedures for breast cancer: proper process. *American Journal of Roentgenology*, Jan 1983.

[11] Radhika Sivaramakrishna, Kimerly A Powell, Michael L Lieber, William A Chilcote, and Raj Shekhar. Texture analysis of lesions in breast ultrasound images. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 26(5):303–7, Jan 2002.

[12] A Thomas Stavros, Cynthia L. Rapp, and Steve H. Parker. Breast ultrasound,Äé. -, page 1015, Jan 2004.

[13] Thomas L Szabo. Diagnostic ultrasound imaging: Inside out. -, pages 1–572, Jun 2007.

[14] K Taylor, C Merritt, C Piccoli, and R Schmidt. Ultrasound as a complement to mammography and breast examination to characterize breast masses. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Jan 2002.